

# Imagerie fantôme multi-angle en infrarouge d'inspiration quantique : preuve de concept expérimentale

## 1. Introduction

L'imagerie non invasive occupe une place centrale dans le diagnostic biomédical moderne, en particulier pour l'exploration des tissus biologiques superficiels et semi-profonds. Des techniques telles que la microscopie optique, l'imagerie infrarouge proche (NIR), la cohérence optique (*Optical Coherence Tomography* OCT) ou la tomographie diffuse offrent un compromis modulable entre résolution spatiale, profondeur de pénétration et complexité instrumentale. Ces approches nécessitent cependant un matériel conséquent : des détecteurs matriciels coûteux et gourmands en calcul, une optique complexe. Les niveaux d'illumination trop invasifs sont parfois incompatibles avec des cas sensibles à la dose lumineuse comme l'œil.

Dans ce contexte, l'imagerie fantôme (*ghost imaging*) s'impose comme une alternative conceptuelle et instrumentale prometteuse. Définie initialement comme une image dupliquée involontaire résultant souvent d'artefacts ou de reflets, elle est devenue une imagerie de coïncidence, une technique qui produit une image d'un objet en combinant les informations provenant de deux détecteurs de lumière.

Initialement démontrée dans un cadre quantique à partir de paires de photons corrélés, l'imagerie fantôme a ensuite été étendue à des implémentations entièrement classiques reposant sur des corrélations d'intensité entre une illumination structurée et un détecteur intégrant l'ensemble du champ (*single-pixel* ou *bucket detector*). Cette approche permet de reconstruire une image sans recourir à un détecteur résolu spatialement, réduisant ainsi le coût matériel et ouvrant la voie à des architectures compactes et robustes.

Parallèlement, les protocoles de communication quantique, et en particulier le protocole BB84, ont introduit des concepts fondamentaux tels que l'encodage dans des bases incompatibles, la corrélation conditionnelle des mesures, et le filtrage informationnel ou tamisage (*sifting*). Bien que conçus à l'origine pour la distribution sécurisée de clés cryptographiques, ces principes ont inspiré de nouvelles approches en photonique et en traitement de l'information, au-delà du cadre strict de la cryptographie quantique.

Récemment, plusieurs travaux, dont le projet *IntrixKey*, ont exploré l'idée d'architectures *quantum-inspired*, dans lesquelles des concepts issus de la mécanique quantique sont transposés de manière opérationnelle dans des systèmes classiques par la programmation, sans nécessiter d'intrication réelle ni de détection de photons uniques. Ces approches cherchent moins à reproduire fidèlement un comportement quantique fondamental qu'à exploiter la structure informationnelle des protocoles quantiques pour améliorer la robustesse, la sélectivité ou l'efficacité des systèmes physiques classiques.

Dans cet article, nous proposons une approche d'imagerie fantôme d'inspiration quantique pertinente au diagnostic, fondée sur une implémentation photonique classique de principes inspirés du protocole BB84. Le système repose sur une source infrarouge modulée, une génération de motifs d'illumination structurés encodés selon des bases analogues aux bases X/Z de BB84, et un détecteur

unique mesurant des corrélations globales d'intensité. Les mesures sont associées à une logique de corrélation et de filtrage inspirée du *sifting* BB84, permettant de sélectionner des contributions informatives pour la reconstruction d'image.

Contrairement aux approches de *ghost imaging* purement bidimensionnelles, le dispositif proposé intègre un balayage angulaire contrôlé, autorisant une reconstruction tomographique multi-angle par couches. Cette extension permet l'estimation d'informations volumétriques 3D et de profondeur optique à partir d'un ensemble limité de mesures corrélées, ouvrant la voie à une imagerie tridimensionnelle à faible complexité instrumentale. L'ensemble du système est implémenté à l'aide de composants photoniques basse énergie et d'une électronique embarquée de type microcontrôleur, soulignant le potentiel de miniaturisation et de déploiement à faible coût.

Les performances du système sont évaluées expérimentalement sur des objets de simulations reproduisant des propriétés optiques de tissus, notamment en termes d'absorption et de diffusion infrarouge. Les résultats démontrent la capacité du dispositif à reconstruire des contrastes spatiaux et des variations de profondeur à partir de corrélations photonique globales, sans recourir à des capteurs matriciels ni à des algorithmes de reconstruction lourds.

L'objectif de ce travail n'est pas de revendiquer une imagerie quantique au sens strict, mais de montrer qu'une transposition raisonnée de concepts issus des protocoles quantiques — en particulier l'encodage par bases, la corrélation conditionnelle et le filtrage informationnel — peut enrichir les architectures d'imagerie photonique classique. Cette approche *quantum-inspired* offre un cadre conceptuel unificateur pour le *ghost imaging*, la tomographie optique et les futures extensions vers des méthodes adaptatives ou assistées par intelligence artificielle I.A.

Le reste de l'article est organisé comme suit. La section 2 présente l'architecture photonique et la logique d'encodage inspirée de BB84. La section 3 décrit le dispositif expérimental et la chaîne d'acquisition. La section 4 détaille la reconstruction d'images fantômes multi-angle et l'extension tomographique. La section 5 analyse les corrélations photoniques et la profondeur optique. La section 6 présente les résultats obtenus. Enfin, la section 7 discute les limites biomédicales et les perspectives d'évolution du système.

## Encadré méthodologique

### « Imagerie quantique » versus « imagerie d'inspiration quantique »

L'expression *imagerie quantique* recouvre, dans la littérature, des approches fondées sur l'exploitation directe de phénomènes quantiques non classiques, tels que l'intrication de photons, les états comprimés (*squeezed states*) ou la détection à l'échelle du photon unique. Ces techniques visent à dépasser des limites classiques en termes de résolution, de sensibilité ou de bruit, mais requièrent généralement des sources optiques, des détecteurs et des conditions expérimentales complexes.

À l'inverse, le présent travail s'inscrit explicitement dans une démarche **d'imagerie d'inspiration quantique** (*quantum-inspired imaging*). Aucun état quantique non classique n'est généré ni mesuré, et aucune propriété relevant de l'intrication ou de la non-localité n'est exploitée. Le dispositif repose exclusivement sur une photonique classique, utilisant des sources infrarouges cohérentes ou incohérentes, des photodiodes intégrant et des algorithmes de corrélation d'intensité.

L'inspiration quantique du système réside dans la transposition opérationnelle de principes informationnels issus des protocoles de communication quantique, et en particulier du protocole BB84. Ces principes incluent l'encodage de l'information selon des bases distinctes, la sélection conditionnelle des mesures pertinentes (*sifting*) et l'analyse des corrélations associées. Dans le cadre de cette étude, ces concepts sont utilisés comme une structure logique permettant d'organiser

l'acquisition et le traitement des données, sans prétention à une implémentation quantique au sens physique.

Cette distinction est essentielle pour éviter toute ambiguïté d'interprétation. L'intérêt de l'approche proposée ne réside pas dans une démonstration de phénomènes quantiques fondamentaux, mais dans la capacité d'un cadre conceptuel inspiré du quantique à enrichir des architectures d'imagerie optique classiques. En particulier, cette structuration informationnelle favorise une meilleure robustesse des reconstructions par corrélation, une réduction du bruit non corrélé et une extension naturelle vers des schémas tomographiques multi-angle.

Ainsi, l'approche présentée peut être comprise comme un pont méthodologique entre l'imagerie fantôme classique, la tomographie optique et les architectures informationnelles issues de la physique quantique, tout en restant compatible avec les contraintes expérimentales et potentiellement biomédicales des dispositifs à faible complexité.

## 2. Architecture photonique inspirée de la physique quantique

*(Quantum-Inspired Photonic Architecture)*

### 2.1. Cadre conceptuel et encodage d'inspiration quantique

L'architecture d'imagerie proposée s'inspire des principes de la théorie de l'information issus des protocoles de communication quantique, et plus particulièrement du schéma de distribution de clés quantiques BB84 par filtre polarisant linéaire. Dans sa formulation originale, BB84 proposé en 1984 par Charles Bennett et Gilles Brassard, repose sur la préparation et la mesure d'états quantiques encodés dans des bases mutuellement incompatibles, suivies d'un processus de filtrage par corrélation (*sifting*) qui ne retient que les événements de mesures compatibles.

Ces concepts sont transposés dans un système photonique entièrement classique, sans faire appel à l'intrication quantique ni à la détection de photons uniques. Le terme « d'inspiration quantique » est employé pour souligner que l'architecture exploite la structure logique de BB84 — à savoir la sélection de base, la corrélation conditionnelle et le filtrage de l'information — plutôt que son implémentation physique quantique.

Le processus d'illumination s'organise donc autour d'un ensemble discret de bases de codage, notées par analogie X et Z, qui définissent des familles de motifs d'illumination structurés. Chaque motif projeté est associé à un masque binaire ou multiniveau, dont le choix dépend de la base de codage sélectionnée. Cette modulation structurée joue un rôle analogue à la préparation d'état dans BB84, tandis que l'étape de mesure correspond à une détection d'intensité globale plutôt qu'à une mesure quantique projective.

### 2.2. Éclairage structuré et détection de pixels uniques

Le sous-système optique repose sur un paradigme d'imagerie fantôme à pixel unique. Un éclairage structuré spatialement est projeté sur l'objet étudié dans la scène, tandis que la lumière transmise ou réfléchie, le vol, est collectée par un unique photodétecteur faisant office de détecteur à faisceau concentré. Aucune résolution spatiale n'est présente lors de la détection ; toute l'information spatiale est encodée implicitement comme une trame dans la corrélation entre les motifs d'éclairage connus et les signaux d'intensité mesurés.

Soit  $P_i(x, y)$  le motif d'illumination  $i$  et  $B_i$  la mesure correspondante. L'image reconstruite  $I(x, y)$  est obtenue en corrélant la séquence de motifs avec les intensités mesurées selon les schémas de reconstruction d'images fantômes classiques. Dans l'architecture proposée, l'ensemble de motifs

n'est pas purement aléatoire, mais organisé en sous-ensembles correspondant aux bases de codage d'inspiration quantique.

Cette organisation structurée des motifs d'illumination permet un processus de corrélation sélective, où seuls les sous-ensembles de mesures associés à des bases de codage compatibles sont conservés pour la reconstruction. Ce mécanisme est directement parallèle à l'étape de sélection de BB84, où les choix de bases incompatibles sont écartés afin d'améliorer la fidélité de la corrélation.

### 2.3. Filtrage par corrélation inspiré du BB84

Un élément central de l'architecture proposée est la mise en œuvre d'une procédure de filtrage inspirée du BB84, appliquée aux mesures photoniques classiques. Pour chaque événement d'illumination, une base de codage est sélectionnée et le motif correspondant est projeté sur l'objet. Le signal d'intensité détecté est ensuite associé aux informations de la base correspondante.

Lors du post-traitement, seules les mesures correspondant à des conditions de base compatibles prédéfinies sont conservées pour la reconstruction de l'image. Les mesures associées à des combinaisons de bases incompatibles ou non informatives sont rejetées. Ce filtrage réduit dans un premier temps la contribution du bruit non corrélé et améliore le rapport signal/bruit effectif de l'image reconstruite.

Il est important de noter que cette opération de filtrage, tamisage, ne repose sur aucun postulat de mesure quantique. Elle agit plutôt comme un filtre informationnel qui impose des corrélations structurées entre l'illumination et la détection. La matrice de corrélation résultante présente une stabilité et un contraste améliorés par rapport aux reconstructions obtenues à partir d'ensembles de motifs aléatoires non filtrés.

### 2.4. Acquisition multi-angle et extension tomographique

Pour étendre le cadre de l'imagerie fantôme au-delà de l'imagerie bidimensionnelle, le système intègre un mécanisme d'acquisition multi-angle contrôlé. La géométrie d'illumination et de détection est modifiée en ajustant mécaniquement l'orientation relative entre l'axe optique et l'objet. Chaque configuration angulaire définit un ensemble de mesures distinct, associé à sa propre série de motifs d'illumination codés d'inspiration quantique.

Soit  $\theta_k$ , avec  $k$  l'angle d'acquisition, une image  $I_{\theta_k}(x, y)$  est reconstruite à partir des données de corrélation filtrées. L'ensemble des projections angulaires est ensuite combiné selon les principes de la reconstruction tomographique afin d'estimer les informations volumétriques de l'objet. La trame informationnelle transmise à chaque mesure s'écrit :

$$T = \{B, \theta, I, t\}$$

où

$B$  = base ou code (hérité de la logique quantique),

$\theta$  = angle d'acquisition,

$I$  = intensité mesurée,

$t$  = timestamp.

Chaque état de la trame BB84 correspond à un mode photonique exploitable à la fois pour la transmission, la mesure et l'imagerie corrélée. L'encodage binaire photonique servant de fil d'Ariane expérimental est  $|\psi_B\rangle \in \{|0\rangle, |1\rangle, |+\rangle, |-\rangle\}$ . Cette approche présente une analogie avec la tomographie classique, où des intégrales de lignes acquises sous plusieurs angles servent de surfaces à reconstruire une distribution tridimensionnelle. Dans le système présenté ici, les projections sont obtenues par imagerie fantôme basée sur la corrélation plutôt que par détection spatiale directe, ce qui permet une reconstruction tomographique par empilement fondée sur des mesures photoniques corrélées.

## 2.5. Métriques d'encodage et de corrélation de la profondeur optique

Outre le contraste spatial, les mesures du détecteur à compartiment contiennent des informations relatives à la profondeur optique, à l'absorption et à la diffusion au sein de l'échantillon. Les variations d'intensité détectée en fonction de l'angle et du motif d'éclairage encodent des informations dépendant de la profondeur, mesure de longueur, exploitables lors de la reconstruction.

Les métriques de corrélation sont donc calculées non seulement entre les motifs et les intensités, mais aussi entre les angles et les bases d'encodage. Ces métriques fournissent une mesure quantitative de la stabilité et de la cohérence des caractéristiques reconstruites, servant d'indicateur de la discrimination de profondeur. Bien que ces corrélations soient de nature classique, leur organisation structurée reflète la conception d'inspiration quantique du protocole d'acquisition.

## 2.6. Considérations relatives à la mise en œuvre et à la portée du modèle d'inspiration quantique

L'architecture complète est mise en œuvre à l'aide de sources infrarouges IR économiques, de photodiodes et d'une électronique de commande à microcontrôleur. La génération de motifs, la sélection de la base et la synchronisation sont gérées par un système embarqué, ce qui permet une implémentation compacte et écoénergétique. Cela tend vers l'autonomie.

Il est important de préciser que le système proposé ne prétend pas réaliser d'imagerie quantique au sens strict de la physique. Il n'implique ni paires de photons intriqués, ni états lumineux non classiques, ni violation des inégalités classiques. L'apport de ce travail réside plutôt dans la démonstration qu'une architecture d'information d'inspiration quantique peut structurer des mesures photoniques classiques de manière à améliorer l'imagerie par corrélation et à faciliter la reconstruction tomographique.

Ce cadre offre un pont naturel entre l'imagerie fantôme, l'encodage théorique de l'information et les extensions futures vers des stratégies d'acquisition adaptatives et une reconstruction assistée par apprentissage automatique, tout en restant compatible avec les contraintes biomédicales pratiques.

# 3. Dispositif expérimental

*(Experimental Setup)*

## 3.1. Architecture générale du système

Le dispositif expérimental mis en œuvre repose sur une architecture d'imagerie fantôme à détecteur unique (*single-pixel imaging*), intégrant une illumination infrarouge structurée, un système de collecte globale de l'intensité transmise ou réfléchi, et une chaîne d'acquisition synchronisée. L'ensemble du système est conçu dans une optique de simplicité instrumentale à faible coût, tout en permettant un contrôle précis des paramètres d'illumination et de mesure.

L'architecture globale comprend trois sous-systèmes principaux : un module d'illumination infrarouge modulée, un module de détection à photodiode intégrante, et une unité de contrôle et d'acquisition basée sur une électronique embarquée de type microcontrôleur. Cette séparation fonctionnelle permet une synchronisation robuste entre la génération des motifs d'illumination et l'acquisition des signaux photoniques corrélés.

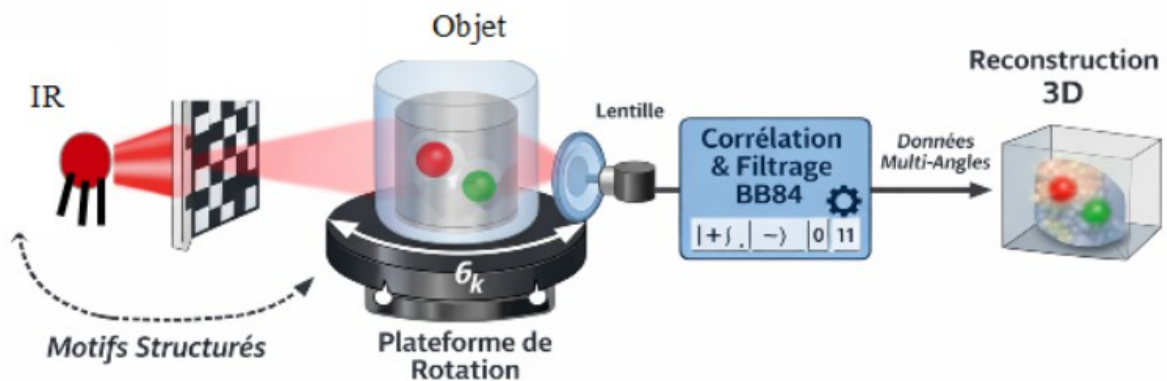


Figure 1 : Illustration conceptuelle (IA générative) avec plateforme de rotation sous l'objet. Elle peut être aussi placée sous le dispositif d'illumination couplé aux motifs avec mouvement horizontal et vertical pour la capture angulaire. Ce dernier montage plus proche du processeur a été retenu pour le prototypage avec servo moteur.

### 3.2. Source infrarouge et modulation de l'illumination

L'illumination est assurée par une source infrarouge IR fonctionnant dans le proche infrarouge, choisie pour sa compatibilité non invasive avec les propriétés optiques des tissus biologiques. La source est modulée en intensité afin de projeter des motifs spatiaux structurés sur l'échantillon.

Les motifs d'illumination sont générés selon des masques, organisés en ensembles correspondant aux bases d'encodage définies dans l'architecture d'inspiration quantique. Un petit moteur rotatif peut assurer la variation de la présentation des motifs en face de la source IR. Chacun de ces derniers est associé à une base donnée, et la séquence d'illumination est contrôlée de manière pseudo-aléatoire afin d'éviter des corrélations triviales et de garantir une diversité suffisante des projections.

La durée d'exposition de chaque motif et la fréquence de modulation sont ajustées de manière à maximiser le rapport signal sur bruit tout en respectant les temps de réponses matériels et principalement les niveaux d'irradiance compatibles avec des applications biomédicales non invasives.

### 3.3. Détection par photodiode intégrante

La lumière interagissant avec l'échantillon est collectée par une photodiode fonctionnant en mode intégrant, jouant le rôle de détecteur global (*bucket detector*). Cette photodiode ne possède aucune résolution spatiale ; elle mesure uniquement l'intensité totale résultant de l'interaction entre l'illumination structurée et l'objet.

Le signal analogique issu de la photodiode est amplifié et conditionné avant d'être numérisé par l'unité d'acquisition. Une attention particulière est portée à la stabilité thermique, à la réduction du

bruit électronique et à la linéarité de la chaîne de détection, afin de garantir la fidélité des mesures corrélées.

Cette configuration de détection globale constitue un élément central de l'approche d'imagerie fantôme, puisque l'ensemble de l'information spatiale est reconstruit a posteriori à partir des corrélations entre les motifs projetés et les intensités mesurées.

### 3.4. Synchronisation, contrôle et acquisition des données

La génération des motifs d'illumination, la sélection des bases d'encodage et l'acquisition des signaux de la photodiode sont pilotées par une électronique embarquée basée sur un microcontrôleur. Ce dernier assure la synchronisation temporelle entre l'illumination et la détection, ainsi que l'étiquetage de chaque mesure avec les paramètres associés (indice du motif, base d'encodage, angle d'acquisition).

Les données brutes sont stockées sous forme de trames ou séries temporelles corrélées, constituées des intensités mesurées et des métadonnées correspondantes. Cette structuration des données est essentielle pour l'application ultérieure du filtrage inspiré du protocole BB84 et pour la reconstruction par corrélation.

Le système est conçu de manière modulaire, permettant l'adaptation des paramètres expérimentaux (nombre de motifs, cadence d'acquisition, schéma d'encodage) en fonction des contraintes expérimentales et du type d'échantillon étudié.



Figure 2 : Écran de visualisation des données en temps réel (AH et AV les angles verticaux et horizontaux).

### 3.5. Balayage angulaire et acquisition multi-vues

Afin d'accéder à une information volumétrique, le dispositif expérimental intègre un mécanisme de balayage angulaire contrôlé. L'échantillon est positionné de manière à permettre une rotation autour d'un axe défini, verticalement  $V$  et horizontalement  $H$ , tandis que l'illumination et la détection conservent une géométrie relative fixe.

Pour chaque angle d'acquisition  $H$  ou  $V$ , une séquence complète de motifs d'illumination est projetée, et les intensités correspondantes sont enregistrées. Chaque angle fournit ainsi une projection corrélée de l'objet, analogue à une vue tomographique dans les techniques de tomographie optique classiques.

L'ensemble des projections multi-angle constitue la base de la reconstruction tomographique présentée dans la section suivante. Cette approche permet d'exploiter les variations angulaires des corrélations photoniques pour estimer des informations de profondeur et de structure interne.

### 3.6. Considérations de reproductibilité et limites expérimentales

Le dispositif expérimental est volontairement décrit à un niveau de détail permettant la reproductibilité par un laboratoire disposant d'un équipement photonique standard. Les choix technologiques privilégiés visent à limiter la complexité et à favoriser une implémentation robuste

et accessible.

Les principales limites expérimentales du système sont liées au bruit électronique, à la stabilité de l'illumination infrarouge et au nombre fini de motifs d'illumination utilisés pour la reconstruction. Ces contraintes sont discutées plus en détail dans la section dédiée à l'analyse des résultats et aux limites biomédicales. Elles sont comme pour la théorie quantique dépendante de l'observateur et du système de mesure de la réalité.

## 4. Reconstruction tomographique par imagerie fantôme multi-angle

*(Multi-Angle Ghost Imaging and Tomographic Reconstruction)*

### 4.1. Principe général de la reconstruction par corrélation

La reconstruction d'image dans le cadre de l'imagerie fantôme repose sur l'analyse des corrélations entre une séquence connue de motifs d'illumination structurée et les intensités globales mesurées par le détecteur intégrant. Chaque mesure individuelle ne contient aucune information spatiale explicite ; c'est l'accumulation statistique de nombreuses mesures corrélées qui permet de reconstruire la distribution spatiale de l'objet.

Pour une configuration donnée, la reconstruction bidimensionnelle 2D est obtenue en calculant la corrélation entre les motifs projetés et les signaux mesurés, après soustraction de leurs moyennes respectives. Cela permet d'extraire l'information utile contenue dans les fluctuations corrélées de l'intensité, tout en rejetant les contributions non corrélées liées au bruit ou à l'illumination moyenne.

Dans le cadre du présent travail, cette reconstruction par corrélation est appliquée de manière systématique à des ensembles de mesures organisés selon les bases d'encodage d'inspiration quantique décrites précédemment. Seules les mesures retenues après filtrage informationnel (*sifting*) sont utilisées pour la reconstruction, améliorant la stabilité et le contraste des images obtenues.

### 4.2. Reconstruction fantôme bidimensionnelle par angle d'acquisition

Comme vu précédemment, pour chaque angle d'acquisition  $\theta_k$ , une image fantôme bidimensionnelle  $I_{\theta_k}(x, y)$  est reconstruite à partir de la séquence de motifs projetés et des intensités mesurées correspondantes. Chaque image représente une projection corrélée de l'objet selon la direction d'illumination associée à l'angle considéré.

Ces reconstructions angulaires sont analogues aux projections utilisées en tomographie classique, à la différence près qu'elles sont obtenues par corrélation photonique globale plutôt que par détection spatiale directe. La résolution spatiale de chaque projection dépend du nombre de motifs utilisés, de leur diversité spatiale et du rapport signal sur bruit des mesures.

L'utilisation d'un encodage structuré inspiré de BB84 permet de limiter les corrélations parasites et d'améliorer la cohérence des reconstructions individuelles, en particulier dans des conditions de faible signal ou de forte diffusion.

### 4.3. Assemblage multi-angle et principe tomographique

L'extension tomographique du système repose sur l'acquisition d'un ensemble discret de projections fantômes à différents angles d'illumination. Chaque projection fournit une information intégrée le long d'une direction spécifique, liée aux propriétés optiques de l'objet traversé.

L'ensemble des images  $\{I_{\theta_k}(x, y)\}$  est ensuite combiné afin d'estimer une distribution volumique

effective de l'objet. Cette combinaison s'appuie sur les principes généraux de la tomographie, selon lesquels une fonction tridimensionnelle peut être reconstruite à partir de ses projections angulaires, sous certaines hypothèses de linéarité et d'invariance du système.

Dans cette étude, l'objectif n'est pas de réaliser une tomographie quantitative complète, mais de démontrer la capacité du dispositif à fournir une information volumétrique qualitative et semi-quantitative à partir de mesures corrélées multi-angle. Les algorithmes de reconstruction utilisés sont volontairement simples et robustes, afin de rester compatibles avec une implémentation embarquée.

#### **4.4. Reconstruction volumique et information de profondeur**

La reconstruction volumique est obtenue en empilant et en combinant les reconstructions bidimensionnelles associées aux différents angles d'acquisition. Les variations d'intensité et de contraste observées en fonction de l'angle sont interprétées comme des signatures de la profondeur optique et de la structure interne de l'objet. Elle permet d'assurer le rendu des contours pour un objet plus petit.

Cette approche permet de distinguer des régions présentant des propriétés optiques différentes, telles que des variations d'absorption ou de diffusion, même en l'absence de résolution spatiale directe à la détection. Les corrélations photoniques jouent ici un rôle clé dans l'extraction de l'information de profondeur, en mettant en évidence des contributions cohérentes à travers les différentes projections.

Les reconstructions obtenues ne prétendent pas fournir une résolution axiale équivalente à celle des techniques tomographiques avancées, mais elles démontrent la faisabilité d'une imagerie volumique à partir d'une architecture fantôme simplifiée.

#### **4.5. Rôle du filtrage d'inspiration quantique dans la reconstruction**

Le filtrage informationnel inspiré du protocole BB84 intervient à plusieurs niveaux du processus de reconstruction. En amont, il permet de sélectionner les mesures associées à des conditions d'encodage compatibles, réduisant ainsi la variance des corrélations calculées. En aval, il favorise la cohérence entre les reconstructions obtenues à différents angles.

Ce filtrage agit comme une contrainte structurelle sur les données, comparable à une régularisation implicite dans les problèmes inverses. Bien que fondé sur des principes informationnels d'origine quantique, il s'applique ici à des données strictement classiques, et son effet principal est une amélioration de la robustesse des reconstructions face au bruit et aux fluctuations expérimentales.

#### **4.6. Limites de la reconstruction et perspectives d'amélioration**

Les performances de la reconstruction tomographique dépendent de plusieurs facteurs, notamment le nombre d'angles d'acquisition, le nombre de motifs par angle et la stabilité du système expérimental. Un nombre limité de projections angulaires peut conduire à des artefacts de reconstruction ou à une information volumique incomplète.

Des améliorations potentielles incluent l'augmentation adaptative du nombre de motifs en fonction de l'angle, l'intégration de méthodes de reconstruction itératives ou compressives, et l'utilisation de métriques de corrélation plus élaborées. Ces extensions s'inscrivent naturellement dans le cadre plus large du projet *intrixKey*, mais dépassent le périmètre de la preuve de concept présentée ici.

## 5. Corrélation photonique et profondeur optique

*(Optical Depth and Correlation Analysis)*

### 5.1. Fondement physique des corrélations mesurées

Dans une architecture d'imagerie fantôme à détecteur unique, l'information spatiale et structurale de l'objet n'est pas mesurée directement, mais inférée à partir des corrélations entre l'illumination structurée et l'intensité globale détectée. Ces corrélations traduisent l'interaction photon-matière à travers les phénomènes d'absorption, de diffusion et de transmission au sein de l'échantillon.

Lorsque le motif d'illumination  $P_i(x, y)$  interagit avec un objet présentant une distribution d'absorption  $\mu_a(x, y, z)$  et de diffusion  $\mu_s(x, y, z)$ , l'intensité détectée résulte d'une intégration volumique pondérée par ces coefficients optiques. Les fluctuations d'intensité observées d'un motif à l'autre reflètent donc les variations spatiales et volumétriques des propriétés optiques internes.

La corrélation statistique entre les motifs projetés et les intensités mesurées agit ainsi comme un opérateur inverse simplifié, permettant d'extraire une information sur la structure optique interne de l'échantillon.

### 5.2. Profondeur optique et atténuation

La profondeur optique constitue un paramètre clé pour l'interprétation des reconstructions multi-angle. Dans un milieu diffusant faiblement absorbant, l'atténuation de l'intensité suit approximativement une loi exponentielle dépendant de l'épaisseur traversée et des coefficients optiques effectifs. Ainsi, pour une direction d'illumination donnée, l'intensité mesurée est modulée par la profondeur optique rencontrée le long du trajet photonique.

Dans le cadre de l'acquisition multi-angle, la variation de l'angle d'illumination modifie la longueur de trajet effective à travers différentes régions de l'objet. Les variations systématiques des corrélations reconstruites en fonction de l'angle peuvent donc être interprétées comme des signatures indirectes de la distribution volumique des propriétés optiques.

Cette dépendance angulaire constitue le fondement de l'estimation qualitative de la profondeur dans le dispositif proposé.

### 5.3. Métriques de corrélation et contraste volumique

Afin de quantifier l'information extraite, plusieurs métriques de corrélation peuvent être considérées. La corrélation normalisée entre motifs et intensités permet d'évaluer la contribution structurée par rapport aux fluctuations moyennes. L'analyse de la variance corrélée et du contraste reconstruit fournit des indicateurs de la présence de structures internes différenciables.

Les régions présentant des contrastes d'absorption ou de diffusion distincts induisent des variations mesurables dans les coefficients de corrélation. Ces variations persistent à travers plusieurs angles d'acquisition, renforçant leur interprétation comme signatures volumétriques plutôt que comme artefacts locaux.

La cohérence inter-angulaire des reconstructions constitue ainsi un critère supplémentaire pour valider la présence d'une structure interne réelle.

### 5.4. Contribution du filtrage d'inspiration quantique

Le filtrage informationnel inspiré du protocole BB84 joue un rôle significatif dans la stabilisation des métriques de corrélation. En sélectionnant uniquement les mesures associées à des bases

d'encodage compatibles, le système réduit l'impact des fluctuations non corrélées et améliore la fidélité statistique des estimations.

Ce filtrage agit comme un mécanisme de réduction du bruit corrélé faible, en imposant une contrainte structurelle sur les données acquises. Bien que les photons utilisés soient décrits par une optique classique, l'organisation informationnelle héritée du protocole BB84 permet d'améliorer la robustesse des corrélations exploitées pour l'estimation de la profondeur optique.

#### **5.4.1 Adaptation au filtrage en tomographie : le "sifting"**

Le terme "sifting", tri dans le contexte du BB84, fait référence à la phase où l'émetteur et le récepteur comparent les bases utilisées pour ne garder que les bits mesurés dans la même base. Cette idée peut être adaptée pour :

##### **— Filtrage par sélection de bases**

En tomographie, les projections sont acquises sous différents angles ou "bases". On peut "trier" les projections en ne gardant que celles qui maximisent un critère de qualité, le contraste ou le rapport signal/bruit. Cela revient à sélectionner les angles ou les projections les plus informatives, comme on sélectionne les bits mesurés dans la bonne base en BB84.

##### **— Filtrage par détection d'anomalies**

En BB84, les erreurs de mesure trahissent une intrusion. En tomographie, on peut utiliser une méthode similaire pour détecter et supprimer les projections aberrantes, celles affectées par du bruit ou des artefacts. Cela améliore la qualité de la reconstruction en éliminant les données non fiables.

##### **— Filtrage par encodage/décodage adaptatif**

En BB84, l'information est encodée de manière à être robuste aux interférences. En tomographie, on peut appliquer un filtrage adaptatif qui encode les données de projection de manière à minimiser l'impact du bruit ou des artefacts, par exemple en utilisant des techniques de compression ou de débruitage inspirées des principes quantiques.

Il s'agit ici d'un bénéfice informationnel et non d'un effet quantique fondamental.

### **5.5. Limites physiques et sensibilité en profondeur**

La capacité du système à discriminer des structures en profondeur reste contrainte par plusieurs facteurs physiques. L'augmentation de la diffusion multiple dans des milieux fortement diffusants réduit la spécificité directionnelle des corrélations. De même, un nombre insuffisant d'angles d'acquisition limite la résolution volumique accessible.

La sensibilité en profondeur dépend également du nombre total de motifs projetés et du rapport signal sur bruit du système de détection. Une augmentation du nombre de mesures améliore la convergence statistique des corrélations, mais au prix d'un temps d'acquisition plus long.

Malgré ces limitations, les résultats obtenus démontrent qu'une architecture simple d'imagerie fantôme, structurée par une logique d'inspiration quantique et combinée à une acquisition multi-angle, peut fournir une information qualitative pertinente sur la distribution volumique des propriétés optiques.

### **5.6. Analyse informationnelle de la sensibilité : Information de Fisher et borne de Cramér–Rao**

#### **5.6.1 Modélisation paramétrique du signal détecté**

Considérons que l'intensité mesurée par le détecteur lors de la projection du motif  $P_i$  puisse

s'écrire sous la forme :

$$B_i = f_i(\theta) + \varepsilon_i$$

où :

- $\theta$  représente un paramètre optique d'intérêt comme un coefficient d'absorption effectif ou une profondeur optique locale,
- $f_i(\theta)$  est la réponse moyenne du système pour le motif  $P_i$ ,
- $\varepsilon_i$  est un terme de bruit aléatoire supposé centré, de variance  $\sigma^2$  indépendant d'un motif à l'autre.

L'estimation de  $\theta$  à partir de l'ensemble des mesures  $\{B_i\}$  constitue un problème d'estimation paramétrique classique.

### 5.6.2 Information de Fisher classique

Sous l'hypothèse d'un bruit gaussien, loi normale, indépendant et identiquement distribué, la log-vraisemblance associée aux observations conduit à une information de Fisher classique donnée par :

$$I(\theta) = \frac{1}{\sigma^2} \sum_i \left( \frac{\partial f_i(\theta)}{\partial \theta} \right)^2$$

Cette expression montre que l'information est proportionnelle à la sensibilité du modèle  $f_i(\theta)$  par rapport à  $\theta$  et que la sensibilité à la variation du paramètre  $\theta$  dépend :

- de l'amplitude des dérivées  $\partial f_i / \partial \theta$ ,
- du nombre de motifs utilisés,
- du niveau de bruit expérimental.

Dans le contexte de l'imagerie fantôme structurée, les motifs associés aux bases d'encodage distinctes produisent des réponses différentielles vis-à-vis du paramètre  $\theta$ . Le filtrage inspiré du protocole BB84 agit en sélectionnant les motifs pour lesquels la dérivée  $\partial f_i / \partial \theta$  est statistiquement plus cohérente, ce qui augmente la contribution effective à l'information de Fisher.

### 5.6.3 Borne de Cramér–Rao

La borne de Cramér–Rao classique établit que la variance de tout estimateur non biaisé  $\hat{\theta}$  satisfait pour  $n$  itérations ou observations :

$$\text{Var}(\hat{\theta}) \geq \frac{1}{n \cdot I(\theta)}$$

Ainsi, une augmentation de l'information de Fisher se traduit directement par une diminution de la variance minimale atteignable dans l'estimation du paramètre optique. Plus l'information de Fisher  $I(\theta)$  est grande, plus l'estimation de  $\theta$  est précise.

Dans notre architecture, deux mécanismes contribuent à accroître  $I(\theta)$  :

1. L'augmentation du nombre total de motifs d'illumination.
2. La sélection structurée des motifs via le filtrage informationnel.

Le second mécanisme agit non pas en augmentant le nombre brut de mesures, mais en améliorant leur cohérence informationnelle, ce qui revient à augmenter la somme des termes quadratiques dans l'expression de  $I(\theta)$ .

## Points clés à retenir pour la borne de Cramér–Rao

1. La borne de Cramér-Rao **classique**  $\text{Var}(\hat{\theta}) \geq I(\theta)^{-1}$  s'applique à un **paramètre scalaire** et quantifie la précision maximale d'estimation.
2. Pour  $n$  observations identiques, l'information de Fisher est **additive**, ce qui conduit à la forme  $\frac{1}{n \cdot I(\theta)}$ .
3. Pour un **paramètre vectoriel**, la borne devient **matricielle**  $\text{Cov}(\hat{\theta}) \geq I(\theta)^{-1}$
4. En **tomographie**, cette borne révèle les **limites fondamentales** de la reconstruction, liées à la géométrie d'acquisition  $A$  et au bruit  $\sigma^2$ .
5. La **borne quantique** généralise ces concepts aux systèmes où l'information est encodée dans des états quantiques.

### 5.6.5. Interprétation dans le cadre multi-angle

Lorsque l'acquisition est réalisée pour plusieurs angles  $\theta_k$ , l'information totale peut être écrite comme la somme des informations associées à chaque angle :

$$I_{\text{totale}} = \sum_k I_k(\theta)$$

$I_{\text{totale}}$  représente l'additivité de l'information de Fisher pour des observations indépendantes. Sous hypothèse d'indépendance des mesures angulaires, l'acquisition multi-angle améliore donc la précision théorique atteignable sur les paramètres liés à la profondeur optique.

Cette formulation justifie, du point de vue informationnel, l'intérêt combiné :

- de la structuration des motifs d'illumination,
- du filtrage inspiré de BB84,
- et de l'acquisition multi-vues.

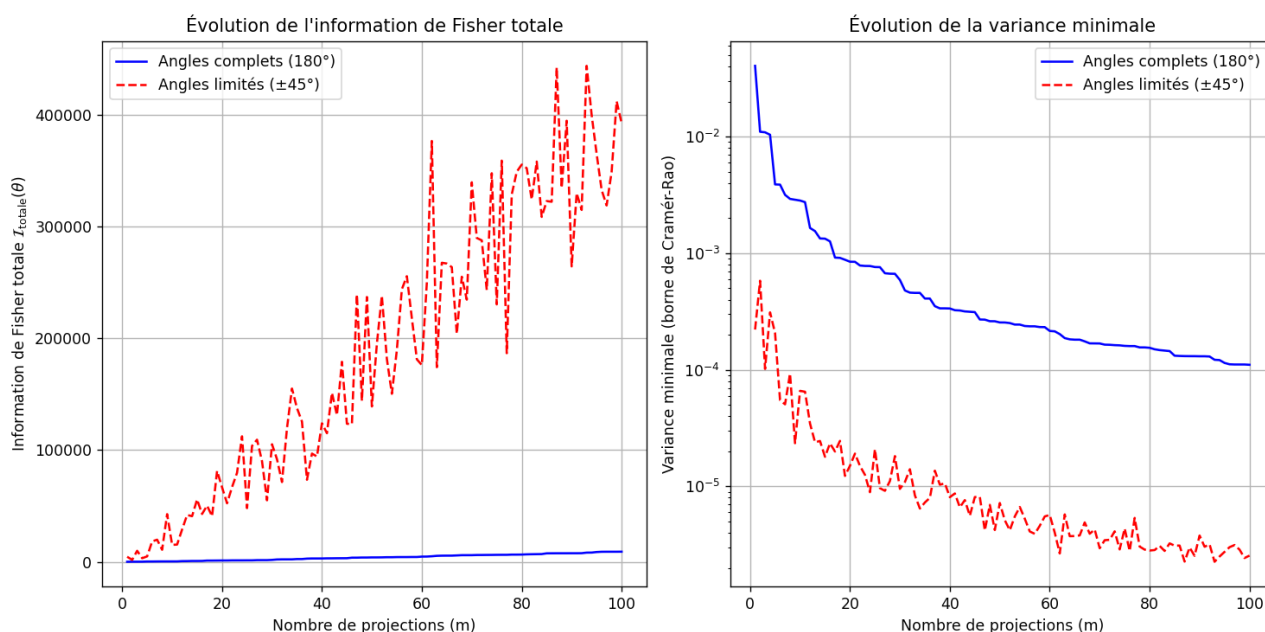


Figure 3 : Simulation additivité de l'information de Fisher et angles de projections

## — Interprétation des résultats

### 1. Additivité de l'information de Fisher :

Le graphique de gauche montre clairement que l'information de Fisher s'additionne avec le nombre de projections, mais seulement si celles-ci sont indépendantes et informatives, le cas des angles complets. Dans le cas des angles limités, l'information supplémentaire est limitée par la redondance des projections.

### 2. Impact sur la précision :

Le graphique de droite montre que la variance minimale, la borne de Cramér-Rao, diminue avec le nombre de projections pour les angles complets, mais stagne pour les angles limités. Cela illustre pourquoi les reconstructions en tomographie à angle limité sont moins précises, même avec un grand nombre de projections.

### 3. Optimisation des protocoles :

Ce résultat souligne l'importance de choisir des angles de projection optimaux pour maximiser l'information de Fisher totale. En pratique, cela signifie qu'il faut éviter les redondances par des projections trop proches et couvrir uniformément l'espace des angles.

### 5.6.6 Remarque sur le cadre quantique

Il convient de souligner que l'analyse présentée ici relève strictement de l'information de Fisher classique. Bien qu'une analogie formelle puisse être établie avec la notion d'information de Fisher quantique dans des systèmes d'estimation d'états, aucune dynamique d'état quantique ni aucune borne de Cramér-Rao quantique n'est invoquée dans ce travail.

L'intérêt de cette formulation est d'offrir un cadre analytique permettant de quantifier l'apport informationnel du filtrage structuré, indépendamment de toute revendication quantique physique.

## 6. Application sur objets : résultats expérimentaux

*(Application to objects)*

### 6.1. Description des objets et protocole expérimental

Afin d'évaluer expérimentalement les performances du système, des objets variés plus ou moins diffusants simulant les propriétés optiques de tissus mous ont été utilisés. Il faudrait approfondir les tests avec des phantoms biologiques constitués de matrices diffusantes à base polymérique, dopées avec des agents absorbants afin de reproduire des contrastes d'absorption et de diffusion comparables à ceux observés dans le proche infrarouge pour des tissus biologiques réels.

Certains objets de géométrie contrôlée, cylindrique ou sphérique, de texture différente, mousse ou plastique mou, présentent un coefficient d'absorption différent de la matrice environnante.

Pour chaque échantillon, une séquence complète d'acquisition multi-angle est réalisée. À chaque angle  $\theta_k$ , un ensemble de motifs structurés organisés selon les bases d'encodage définies précédemment est projeté, et les intensités correspondantes sont enregistrées. Les données sont ensuite traitées selon la procédure de corrélation et de filtrage décrite dans les sections 4 et 5.

### 6.2. Reconstruction bidimensionnelle par angle

Les reconstructions obtenues pour chaque angle d'acquisition révèlent la présence des inclusions

internes sous la forme de zones de contraste différentiel. Les images reconstruites présentent un contraste mesurable entre la matrice diffusante et les régions plus absorbantes.

L'intensité du contraste varie en fonction de l'angle d'acquisition, ce qui est cohérent avec la modification du trajet optique effectif à travers l'inclusion. Pour certains angles, la projection traverse une portion plus importante de la région absorbante, induisant une diminution plus marquée de l'intensité corrélée.

Les reconstructions obtenues après application du filtrage d'inspiration quantique montrent une réduction du bruit de fond et une amélioration de la stabilité du contraste par rapport aux reconstructions réalisées sans filtrage. Cette amélioration se manifeste notamment par une diminution des fluctuations aléatoires hors des régions d'intérêt.

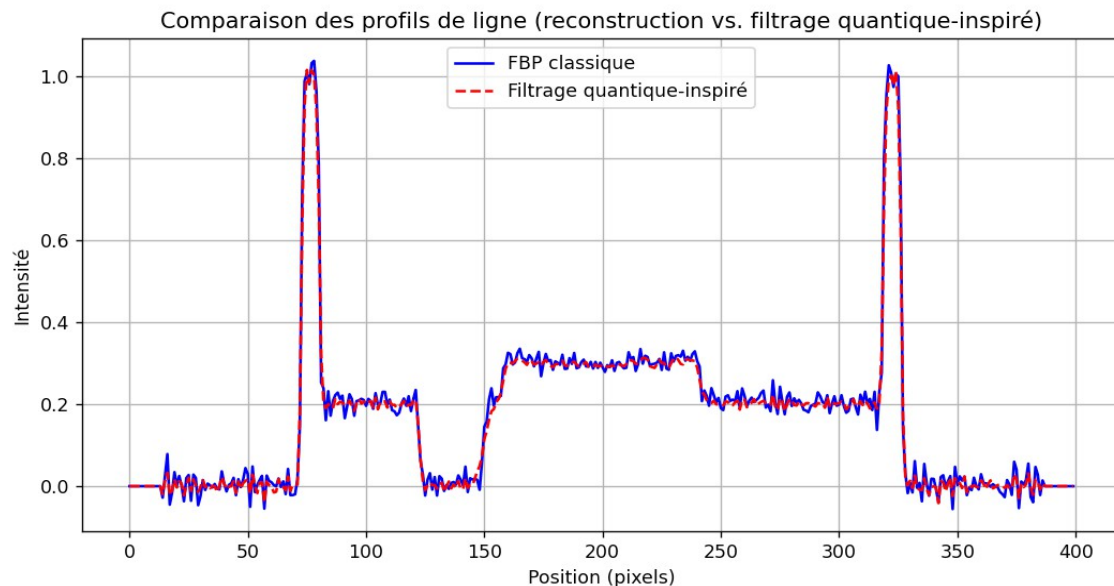


Figure 4 : Reconstruction vs filtrage quantique inspiré (script python en Annexe A).

Le filtrage inspiré quantique atténue le bruit tout en conservant les pics.

### 6.3. Analyse multi-angle et estimation qualitative de la profondeur

L'analyse conjointe des reconstructions à différents angles met en évidence une cohérence spatiale des zones de contraste associées aux inclusions internes. En comparant l'évolution du contraste en fonction de l'angle, il est possible d'estimer qualitativement la profondeur relative des inclusions.

Les inclusions plus superficielles produisent des variations de contraste plus prononcées et plus localisées, tandis que les inclusions plus profondes génèrent des signatures plus atténuées et plus étalées, en raison de la diffusion accrue et de l'augmentation de la profondeur optique traversée.

L'empilement des reconstructions angulaires permet de générer une représentation volumique simplifiée, mettant en évidence la position approximative des inclusions. Bien que la résolution axiale reste limitée, la méthode permet de distinguer les structures.

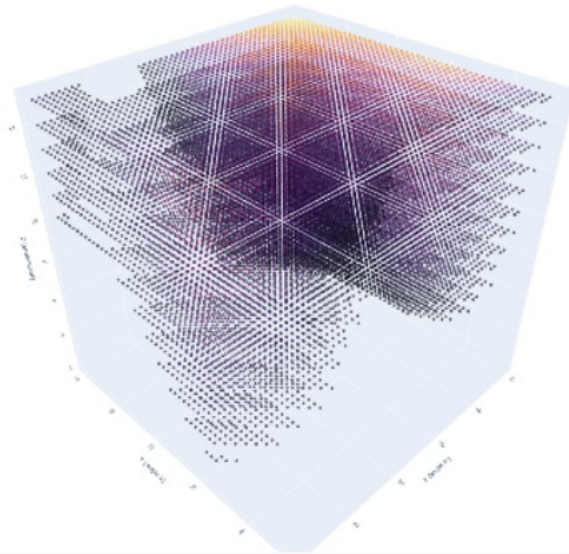


Figure 5 :Exemple de reconstruction volumique

#### 6.4. Quantification du contraste et robustesse statistique

Le contraste reconstruit est évalué à l'aide d'un indicateur défini comme la différence normalisée d'intensité entre la région d'inclusion et la matrice environnante ou milieu homogène.  $I$  représente l'intensité moyenne ou médiane des pixels/voxels dans chaque région. Cet indicateur est calculé pour chaque angle et comparé entre acquisitions avec et sans filtrage informationnel.

Les résultats montrent une amélioration systématique du rapport contraste/bruit lorsque le filtrage inspiré du protocole BB84 est appliqué. La variance des mesures hors inclusion est réduite, traduisant une meilleure stabilité statistique des corrélations exploitées.

La reproductibilité des mesures est évaluée par répétition d'acquisitions indépendantes dans des conditions identiques. Les reconstructions obtenues présentent une cohérence spatiale et quantitative satisfaisante, confirmant la robustesse expérimentale du dispositif.

#### 6.5. Discussion des performances expérimentales

Les résultats obtenus démontrent la faisabilité d'une imagerie fantôme multi-angle appliquée à des objets voire des structures tissulaires simulées. Le dispositif permet de détecter des inclusions internes présentant un contraste optique modéré, sans recours à un détecteur spatialement résolu.

Les performances observées restent dépendantes du nombre de motifs projetés, du nombre d'angles d'acquisition et des propriétés diffusantes du milieu. Dans des milieux fortement diffusants, la dégradation du contraste est plus marquée, ce qui constitue une limite physique intrinsèque de l'approche.

Néanmoins, la capacité du système à extraire une information volumique qualitative à partir d'une architecture photonique simple confirme l'intérêt de l'approche d'imagerie fantôme structurée par une logique d'inspiration quantique.

## 7. Discussion et limites biomédicales

*(Discussion and Biomedical Limitations)*

### 7.1. Portée scientifique des résultats obtenus

Les résultats expérimentaux présentés démontrent la faisabilité d'une imagerie fantôme multi-angle appliquée autre que la reproduction photographique. Elle s'appuie sur une architecture photonique simple et un traitement corrélatif structuré par une logique d'inspiration quantique. Le système permet de reconstruire des contrastes optiques associés à des inclusions internes et d'obtenir une information volumique qualitative sans recourir à des détecteurs matriciels.

La contribution principale de ce travail réside dans la combinaison de trois éléments :

- une imagerie à détecteur unique,
- une acquisition multi-angle permettant une extension tomographique,
- un filtrage informationnel inspiré du protocole BB84 améliorant la robustesse des corrélations.

Il convient toutefois de souligner que l'approche proposée constitue preuve de concept (POC) pour applications biomédicales potentielles, et non une démonstration d'imagerie clinique opérationnelle.

### 7.2. Limites physiques liées à la propagation en milieu diffusant

Les tissus biologiques sont des milieux fortement diffusants, caractérisés par des coefficients de diffusion souvent supérieurs aux coefficients d'absorption. Dans ce régime, la propagation photonique s'écarte d'un modèle balistique et devient dominée par la diffusion multiple, ce qui réduit la spécificité directionnelle des projections.

Dans un tel contexte, l'information de profondeur extraite par une approche multi-angle reste limitée. L'augmentation de la diffusion entraînerait une perte de contraste et une dégradation de la résolution spatiale effective. Cette contrainte est inhérente à toute technique d'imagerie optique diffuse fonctionnant sans sélection temporelle ou cohérente avancée.

Le dispositif présenté n'intègre ni détection temporelle résolue, ni modulation fréquentielle avancée, ni modélisation complète du transport radiatif. Par conséquent, la reconstruction volumique obtenue doit être interprétée comme qualitative et exploratoire.

### 7.3. Limites instrumentales et méthodologiques

Plusieurs limitations instrumentales influencent les performances du système :

- Le nombre fini de motifs d'illumination limite la convergence statistique des corrélations.
- Le nombre d'angles d'acquisition conditionne la qualité de l'assemblage tomographique.
- Le bruit électronique et les fluctuations d'illumination affectent la stabilité des reconstructions.

L'architecture à détecteur unique, bien qu'avantageuse en termes de simplicité et de coût, impose une reconstruction indirecte dépendante du volume de données acquises. L'augmentation de la résolution spatiale nécessite un nombre plus important de motifs, ce qui allonge le temps d'acquisition.

Par ailleurs, le filtrage inspiré du protocole BB84 améliore la robustesse statistique mais ne constitue pas une solution universelle au bruit ; son efficacité dépend de la qualité de la synchronisation et de la stabilité expérimentale.

## **7.4. Positionnement par rapport aux techniques d'imagerie biomédicale existantes**

Comparée aux techniques d'imagerie optique établies telles que l'OCT, la tomographie diffuse ou la microscopie confocale, l'approche proposée présente :

- une complexité instrumentale nettement réduite,
- une architecture compacte et potentiellement embarquable,
- un coût matériel limité.

En revanche, elle ne rivalise pas, dans son état actuel, avec ces techniques en termes de résolution axiale, de quantification absolue des coefficients optiques ou de profondeur maximale d'exploration.

L'intérêt de l'approche réside davantage dans sa capacité à fournir une information structurale qualitative à faible coût et faible énergie, potentiellement adaptée à des applications de dépistage, de monitoring superficiel ou d'imagerie portable.

## **7.5. Clarification sur la dimension « quantum-inspired »**

Il est important de rappeler que le système ne met en œuvre aucun phénomène quantique non classique. L'amélioration observée grâce au filtrage inspiré du protocole BB84 relève d'une structuration informationnelle des données, et non d'un avantage physique quantique intrinsèque.

La démarche adoptée consiste à utiliser des principes issus des protocoles quantiques comme cadre conceptuel pour organiser l'acquisition et le traitement des mesures classiques. Cette approche vise à renforcer la cohérence statistique des corrélations exploitées, tout en restant compatible avec des composants photoniques standards.

## **7.6. Perspectives d'amélioration et développements futurs**

Plusieurs actions d'amélioration peuvent être envisagés :

- augmenter le nombre de motifs en fonction du contraste détecté ;
- intégrer des méthodes de reconstruction itératives ou compressives ;
- modéliser plus complètement le transport photonique en milieu diffusant ;
- coupler avec des techniques d'apprentissage automatique pour optimiser la reconstruction volumique.

Ces extensions pourraient améliorer la résolution, réduire le temps d'acquisition et accroître la sensibilité en profondeur. Toutefois, elles dépassent le cadre de la preuve expérimentale présentée dans ce travail.

## **7.7. Conclusion de la discussion**

En résumé, l'approche d'imagerie fantôme multi-angle structurée par une logique d'inspiration quantique démontre une capacité expérimentale à extraire une information volumique qualitative à partir d'une architecture photonique simple et à détecteur unique.

Les limitations identifiées sont principalement liées à la diffusion multiple, au nombre de projections et aux contraintes statistiques inhérentes à la reconstruction corrélative. Malgré ces contraintes, les résultats obtenus confirment la pertinence de l'approche comme base exploratoire pour des dispositifs d'imagerie optique compacts et à faible coût.

L'analyse présentée repose sur des intensités intégrées temporellement. L'introduction d'une

détection résolue en temps pourrait, dans de futurs travaux, enrichir l'information volumique accessible.

## **8. Conclusion**

Ce travail présente une démonstration d'imagerie multi-angle, fondée sur une architecture photonique classique structurée par une logique d'inspiration quantique. En combinant une illumination structurée infrarouge, une détection à pixel unique et un filtrage informationnel inspiré du protocole BB84, le système permet de reconstruire des contrastes optiques internes et d'obtenir une information volumique qualitative sans recourir à des détecteurs spatialement résolus.

Les résultats expérimentaux montrent que l'acquisition multi-angle améliore l'interprétation en profondeur des structures internes, tandis que le filtrage inspiré du cadre BB84 renforce la robustesse statistique des corrélations exploitées. L'approche proposée ne repose sur aucun phénomène quantique non classique ; son apport réside dans la structuration informationnelle de mesures photoniques classiques, appliquée à un schéma d'imagerie fantôme simplifié.

Bien que la résolution et la quantification restent limitées par la diffusion multiple et par le nombre de projections disponibles, cette preuve de concept établit la faisabilité d'une imagerie volumique qualitative à faible complexité instrumentale. L'architecture présentée ouvre des perspectives vers des dispositifs compacts, à faible coût et à faible énergie, potentiellement adaptés à des applications biomédicales exploratoires ou portables.

Les développements futurs pourront inclure des stratégies d'acquisition adaptative, des méthodes de reconstruction itératives ou compressives, ainsi qu'une modélisation plus avancée du transport photonique en milieu diffusant. Ces extensions permettront d'évaluer plus précisément le potentiel de cette approche d'imagerie fantôme d'inspiration quantique dans des contextes biomédicaux réels.

## Annexe A

```
#IntrixKey
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
from skimage.transform import radon, iradon
from skimage.data import shepp_logan_phantom
from skimage.filters import gaussian

# --- 1. Génération de l'image originale (fantôme de Shepp-Logan) ---
image = shepp_logan_phantom()
plt.figure(figsize=(12, 5))
plt.subplot(1, 3, 1)
plt.imshow(image, cmap='gray')
plt.title("Image originale (fantôme de Shepp-Logan)")
plt.axis('off')

# --- 2. Simulation des projections tomographiques ---
theta = np.linspace(0., 180., max(180, 180), endpoint=False) # Angles de
projection
sinogram = radon(image, theta=theta, circle=True) # Sinogramme (projections)

# Ajout de bruit (bruit de photon, gaussien)
noise_level = 0.1
sinogram_noisy = sinogram + noise_level * np.random.normal(size=sinogram.shape)

plt.subplot(1, 3, 2)
plt.imshow(sinogram_noisy, cmap='gray', aspect='auto')
plt.title("Sinogramme bruité")
plt.axis('off')

# --- 3. Reconstruction classique (FBP) ---
reconstruction_fbp = iradon(sinogram_noisy, theta=theta, circle=True)
plt.subplot(1, 3, 3)
plt.imshow(reconstruction_fbp, cmap='gray')
plt.title("Reconstruction FBP (classique)")
plt.axis('off')
plt.tight_layout()
plt.show()

# --- 4. Filtrage inspiré des principes quantiques ---
# Filtrage adapté pour réduire le bruit tout en préservant les structures
# Ici, on utilise un filtre passe-bas gaussien adapté (simulant un filtrage
quantique)
sigma_filter = 1.0 # Paramètre du filtre (à ajuster)
filtered_sinogram = np.zeros_like(sinogram_noisy)
for i in range(sinogram_noisy.shape[0]):
    filtered_sinogram[i, :] = gaussian(sinogram_noisy[i, :], sigma=sigma_filter)

# Reconstruction avec le sinogramme filtré
```

```
reconstruction_filtered = iradon(filtered_sinogram, theta=theta, circle=True)
```

```
# --- 5. Comparaison des reconstructions ---
```

```
plt.figure(figsize=(12, 5))
```

```
plt.subplot(1, 2, 1)
```

```
plt.imshow(reconstruction_fbp, cmap='gray')
```

```
plt.title("Reconstruction FBP (classique)")
```

```
plt.axis('off')
```

```
plt.subplot(1, 2, 2)
```

```
plt.imshow(reconstruction_filtered, cmap='gray')
```

```
plt.title("Reconstruction avec filtrage\ninspiré des principes quantiques")
```

```
plt.axis('off')
```

```
plt.tight_layout()
```

```
plt.show()
```

```
# --- 6. Analyse quantitative (profil de ligne) ---
```

```
# Tracer un profil de ligne pour comparer les reconstructions
```

```
y = 128 # Ligne horizontale pour le profil
```

```
profile_fbp = reconstruction_fbp[y, :]
```

```
profile_filtered = reconstruction_filtered[y, :]
```

```
plt.figure(figsize=(10, 5))
```

```
plt.plot(profile_fbp, 'b-', label='FBP classique')
```

```
plt.plot(profile_filtered, 'r--', label='Filtrage quantique-inspiré')
```

```
plt.xlabel("Position (pixels)")
```

```
plt.ylabel("Intensité")
```

```
plt.title("Comparaison des profils de ligne (reconstruction vs. filtrage quantique-  
inspiré)")
```

```
plt.legend()
```

```
plt.grid(True)
```

```
plt.show()
```