

Validation d'un nouveau détecteur à fibre scintillante pour la dosimétrie CT

6èmes journées code de calcul en radioprotection, radiophysique et dosimétrie

01/02/2018

Pierre Gillet, Ziad El Bitar, Nicolas Arbor, Fanny Carbillet, Mélodie Munier

- **Contexte : dosimétrie en imagerie médicale**
- Dosimétrie fibre optique en temps réel
- Modélisation d'un scanner
 - Mesure de CDA
 - Evaluation du profil du filtre papillon
- Modélisation du détecteur fibre optique
 - Modèle
 - Rayonnement diffusé
 - Réponse de la fibre
- Conclusion et perspective

- Outil diagnostique

- Mesure l'absorption des rayons X dans le corps humain
- Permet d'obtenir des coupes du patient

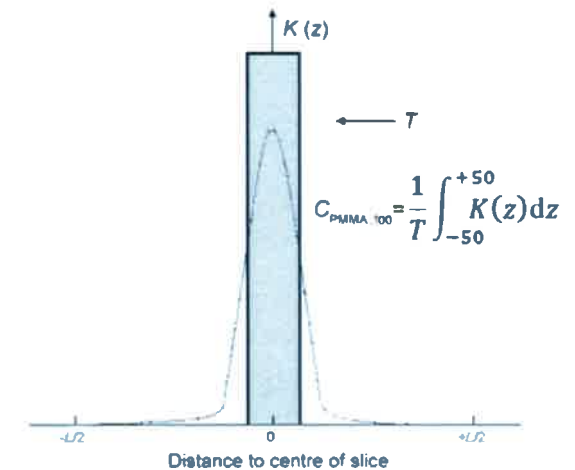


- 2 indices de kerma obligatoires :

- Computed Tomography Kerma Index¹ : $C = \frac{1}{Nt} \int_{z_1}^{z_2} K(z) dz$
- Représente le kerma moyen délivré lors d'une rotation du tube RX
- Kerma length product : $P = C \times \text{Longueur du scan} \times k$
- k : facteur dépendant des conditions d'irradiations

- C pondéré : $C_w = \frac{1}{3} C_{\text{centre}} + \frac{2}{3} C_{\text{périphérie}}$

- Chambre étalonnée dans l'air
- Mesure dans le PMMA



Ces indices permettent de faire un suivi qualité des installations scanographiques et des pratiques ce n'est pas équivalent à la dose patient

¹ ICRU rapport 74

Limites des indices de kerma

- Morphologie : Patients \neq fantôme
- Rayonnement diffusé : Fantôme cylindrique = 15 cm de long
Chambre d'ionisation = 10 cm
- Avaries : aucune prise en compte



Aujourd'hui il n'y a pas de
mesure réelle de la dose
patient en imagerie scanner

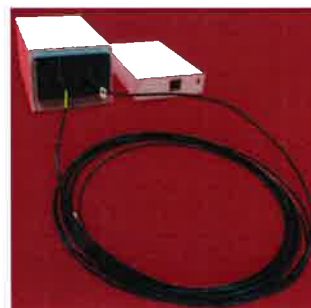
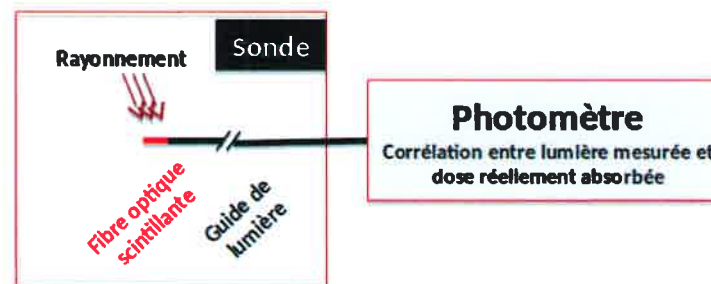


Plan

- Contexte : Dosimétrie en imagerie médicale
- **Dosimétrie fibre optique en temps réel**
- Modélisation d'un scanner
 - Mesure de CDA
 - Evaluation du profil du filtre papillon
- Modélisation du détecteur fibre optique
 - Modèle
 - Rayonnement diffusé
 - Réponse de la fibre
- Conclusion et perspective

Dosimétrie fibre optique en temps réel

- Détecteur à fibre optique :
 - Fibre scintillante sur la table
 - Photomètre & électronique à proximité
- Mesure en temps réel
- Petite taille, faible densité
 - Pas d'artefact d'image
- La mesure est :
 - Indépendante du CTKI
 - Prend en compte le diffusé
 - Permet de détecter les avaries

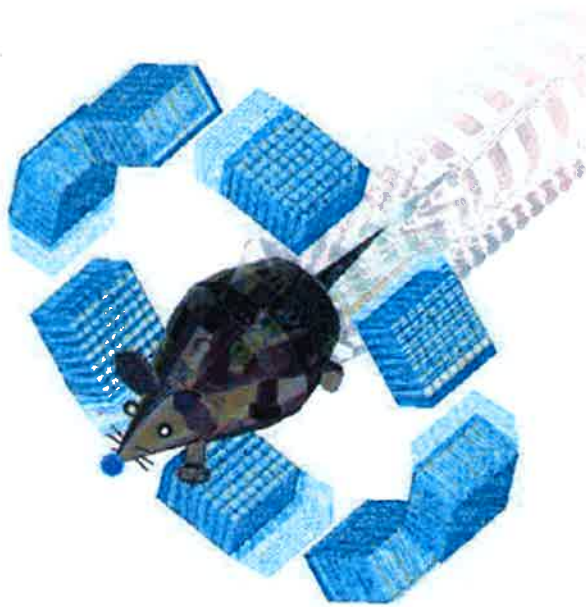


Technologie brevetée²

² Munier M, Sohier T, Jung JM, Torres M, Barillon R. Method for determining the irradiation dose deposited in a scintillator by ionising radiation and associated device. WO2013060745(A1) , date de priorité 24/10/2011, publication internationale 02.05.2013 ; US9244178(B2) , délivrance 26.01.2016.

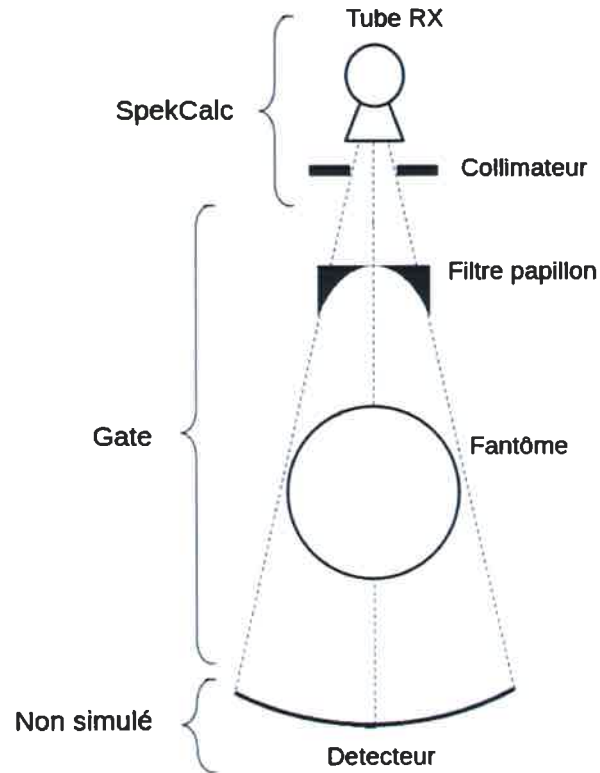
Plan

- Contexte : Dosimétrie en imagerie médicale
- Dosimétrie fibre optique en temps réel
- **Modélisation d'un scanner**
 - **Mesure de CDA**
 - **Evaluation du profil du filtre papillon**
- Modélisation du détecteur fibre optique
 - Modèle
 - Rayonnement diffusé
 - Réponse de la fibre
- Conclusion et perspective



- Code Monte Carlo
- Utilise la Physique de Geant4
 - EMLivermore + processus optique
- Code simple à utiliser via des macro
 - Pas besoin de développer en C++
- Résultats obtenus via des “actors” (équivalents aux tally de MCNP)
- Dédié à la physique médicale
- Possibilité d’utiliser des fichiers DICOM en entrée
- Gestion du temps dans la simulation
 - Reproduction du signal de la fibre

Modélisation d'un scanner



- Génération des RX dans un tube RX
- Le faisceau est collimaté et filtré en fonction du patient et du type d'examen
- 2 filtres sont présents dans le scanner
 - Un filtre plat au niveau du tube RX
 - Un filtre papillon dont la forme compense celle du patient
- **Les données du constructeur sur la filtration sont incomplètes :**
 - **Filtration équivalent aluminium valable au centre du faisceau**
 - **Aucune information sur le profil du filtre papillon**
- Le spectre après collimation est généré par SpekCalc³

³Poludniowski G, et al. SpekCalc : A program to calculate photon spectra from tungsten anode X-ray tubes.

Validation de la filtration équivalent aluminium

Mesures :

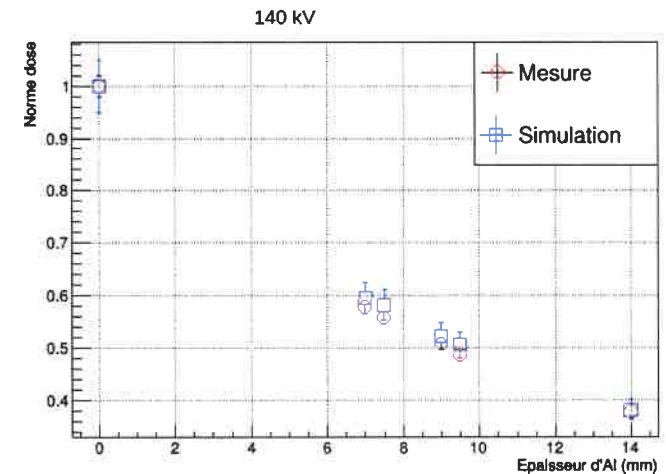
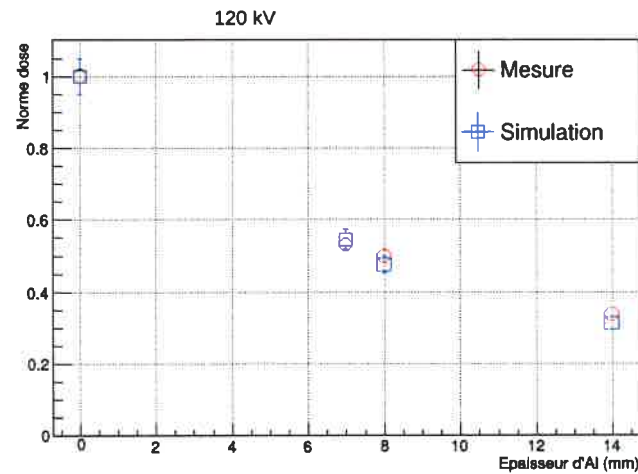
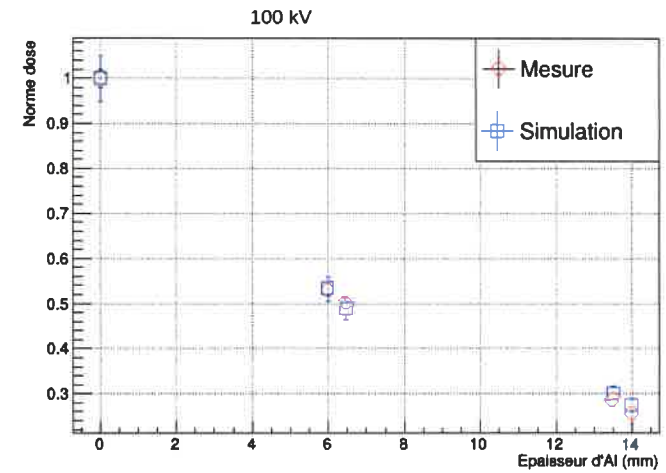
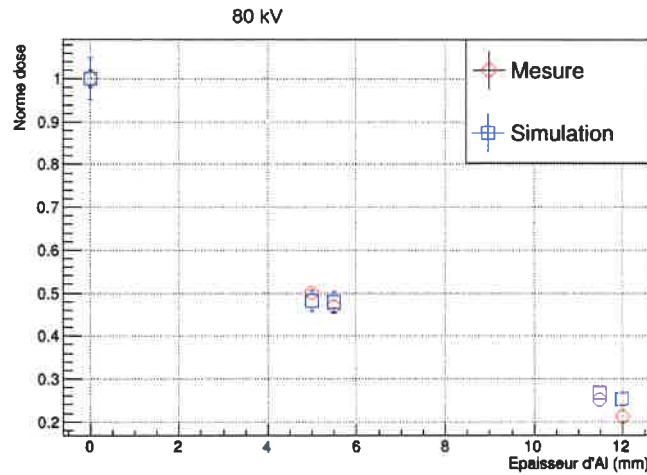
- Scanner en mode axial
- Mesure de dose à l'isocentre avec différentes épaisseurs d'aluminium (0 à 14 mm)
- Irradiation depuis une unique direction



Couches de Demi-Attenuation

Résultats :

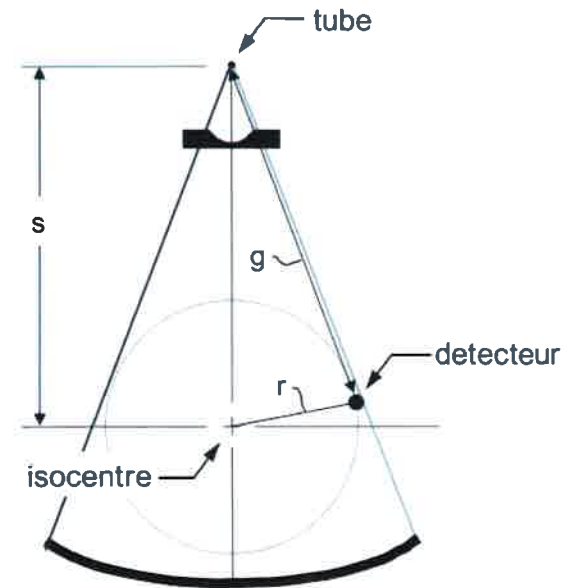
- GE Lightspeed VCT
 - Filtre medium
- Simulation Gate
 - Filtration donnée par le constructeur
 - Spectre généré par SpekCalc
- Ecart moyen :
 - 1ere CDA : 3.5%
 - 2eme CDA : 5%



La filtration donnée par le constructeur est fiable pour générer un spectre scanner

Evaluation du filtre papillon

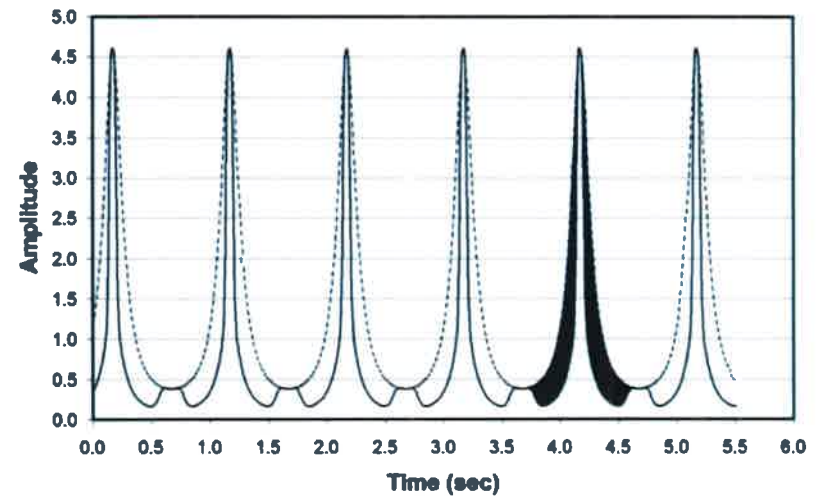
- On connaît la filtration au centre du faisceau
- J. Boone³
- Mesure de dose en temps réel à la périphérie du champ d'irradiation
 - Irradiations en mode axial en faisant varier la tension
 - Aucun autre objet dans le champ
- La dose varie en fonction de 2 paramètres :
 - La distance source-détecteur
 - L'épaisseur de filtration



³ John M. Boone. Method for evaluating bow-tie filter angle-dependent attenuation in CT: Theory and simulation results. Medical Physics 37, 40 (2010) ; doi:10.1118/1.3264616

Evaluation du filtre papillon

- Le signal nous donne la position de la source en temps réel
 - Mesure : ligne pleine
 - Influence de la distance seule : pointillés
 - Atténuation du filtre papillon : aire noire
- En connaissant l'atténuation liée au filtre papillon à différentes tensions, on peut calculer l'épaisseur traversée à un instant T
- On obtient un modèle équivalent à l'original mais pas identique

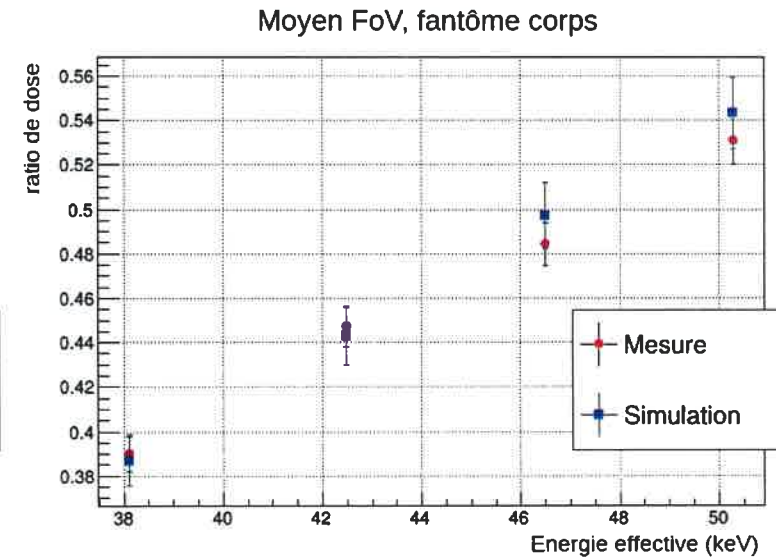
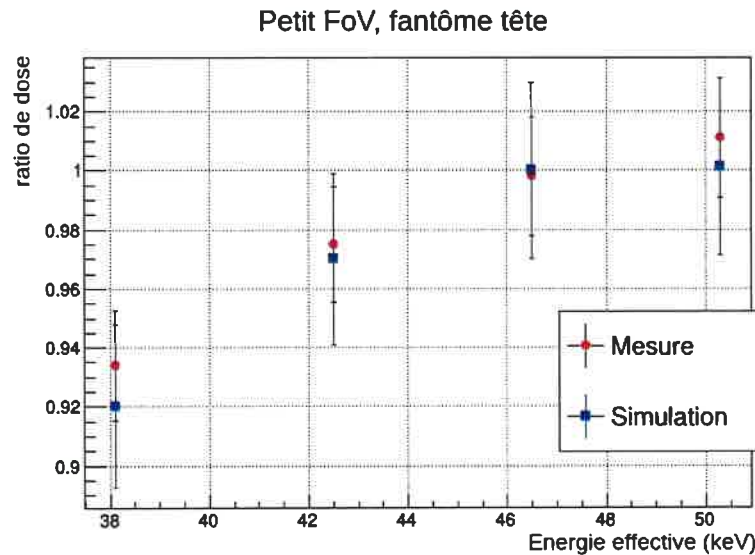


Simulation du filtre papillon

- **Validation du modèle du filtre en comparant la dose au centre du fantôme avec la dose en périphérie**

Simulation du filtre papillon

- Validation du modèle du filtre en comparant la dose au centre du fantôme avec la dose en périphérie



- Ecart moyen :
 - Simulation / littérature⁴ : 3.7 %
 - Simulation / mesure : 5.3 %

La simulation reproduit correctement la répartition de la dose dans le fantôme

⁴ Xinhua Li, Da Zhang and Bob Liu, Calculations of two new dose metrics proposed by AAPM Task Group 111 using the measurements with standard CT dosimetry phantoms. Medical Physics 40, 081914 (2013) ; doi : 10.1118/1.4813899

Plan

- Contexte : Dosimétrie en imagerie médicale
- Dosimétrie fibre optique en temps réel
- Modélisation d'un scanner
 - Mesure de CDA
 - Evaluation du profil du filtre papillon
- **Modélisation du détecteur fibre optique**
 - **Modèle**
 - **Rayonnement diffusé**
 - **Réponse de la fibre**
- Conclusion et perspective

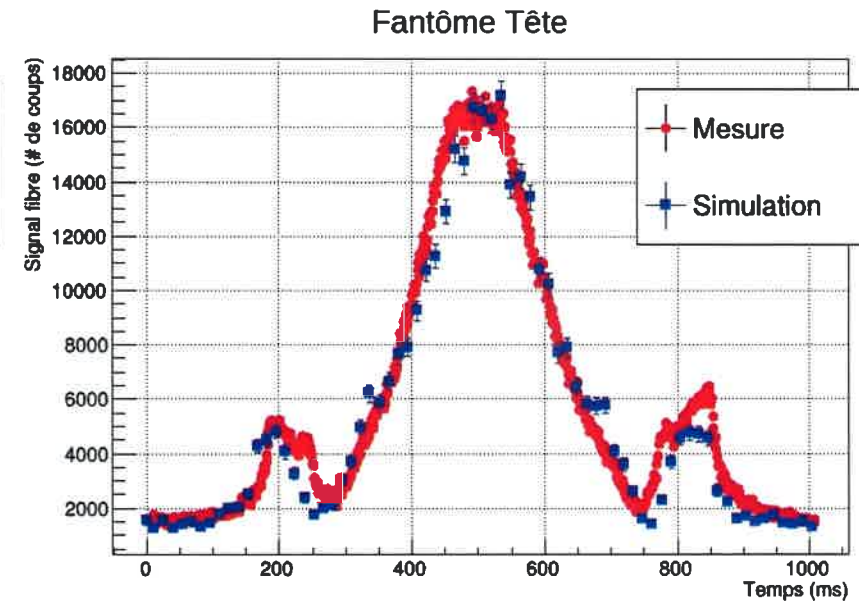
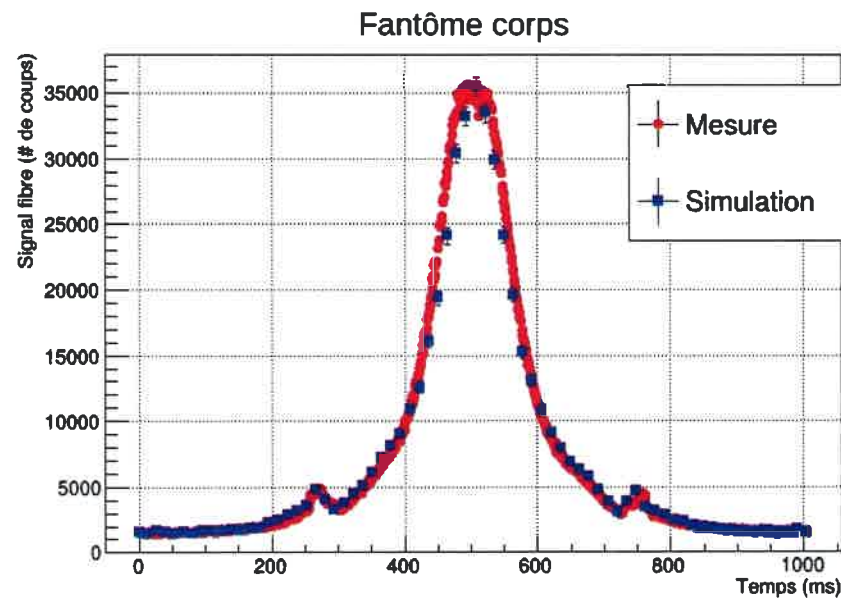
- Géométrie :
 - Données constructeur
 - 2 cylindres concentriques
 - Coeur scintillant
 - \varnothing 0.47 mm
 - Polystyrène
 - Rendement de 8000 photons/MeV
 - Gaine
 - Epaisseur de 0.015 mm
 - Acrylique

- On génère les photons optiques en fonction de l'énergie déposée

- On complète la PhysicsList EMLivermore pour inclure les processus optiques
 - Gestion de la génération des photons et de leur transport dans la fibre

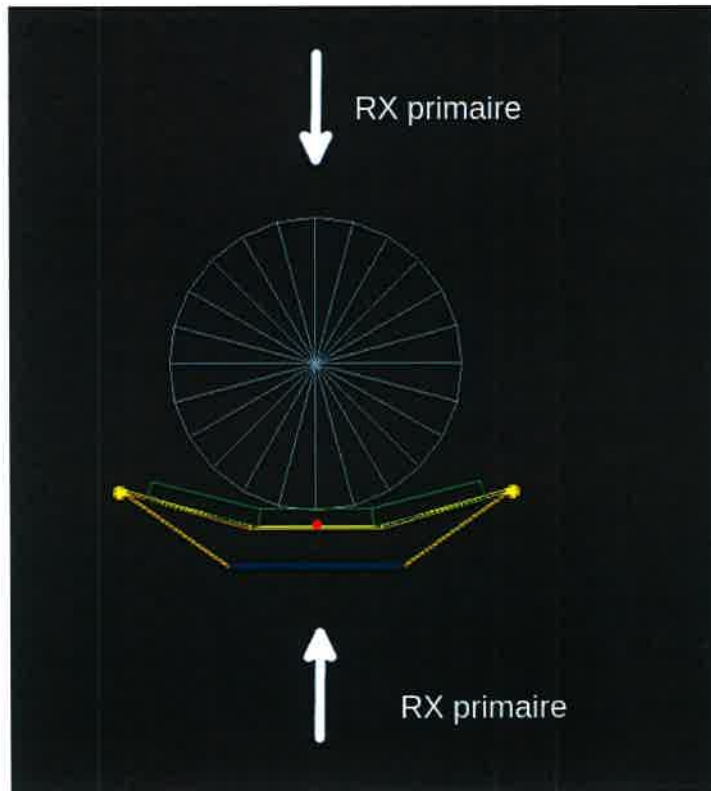
Validation du modèle

- Une rotation en mode axial
- Début de l'irradiation en position 0° (source en haut)



- **Forme du signal correct**
- **Ecart maximal sur l'intégrale du signal de 8% (utilisé pour le calcul de la dose)**

Variation de la réponse de la fibre



$$\bar{\mu} = \int_0^{E_{\max}} \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho_{\text{polystyrene}}} \right) \cdot E \cdot \Phi(E) \cdot dE$$

- E : Energie du photon incident

- $\left(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho_{\text{polystyrene}}} \right)$: Coefficient d'atténuation massique d'un photon d'énergie E dans le polystyrène

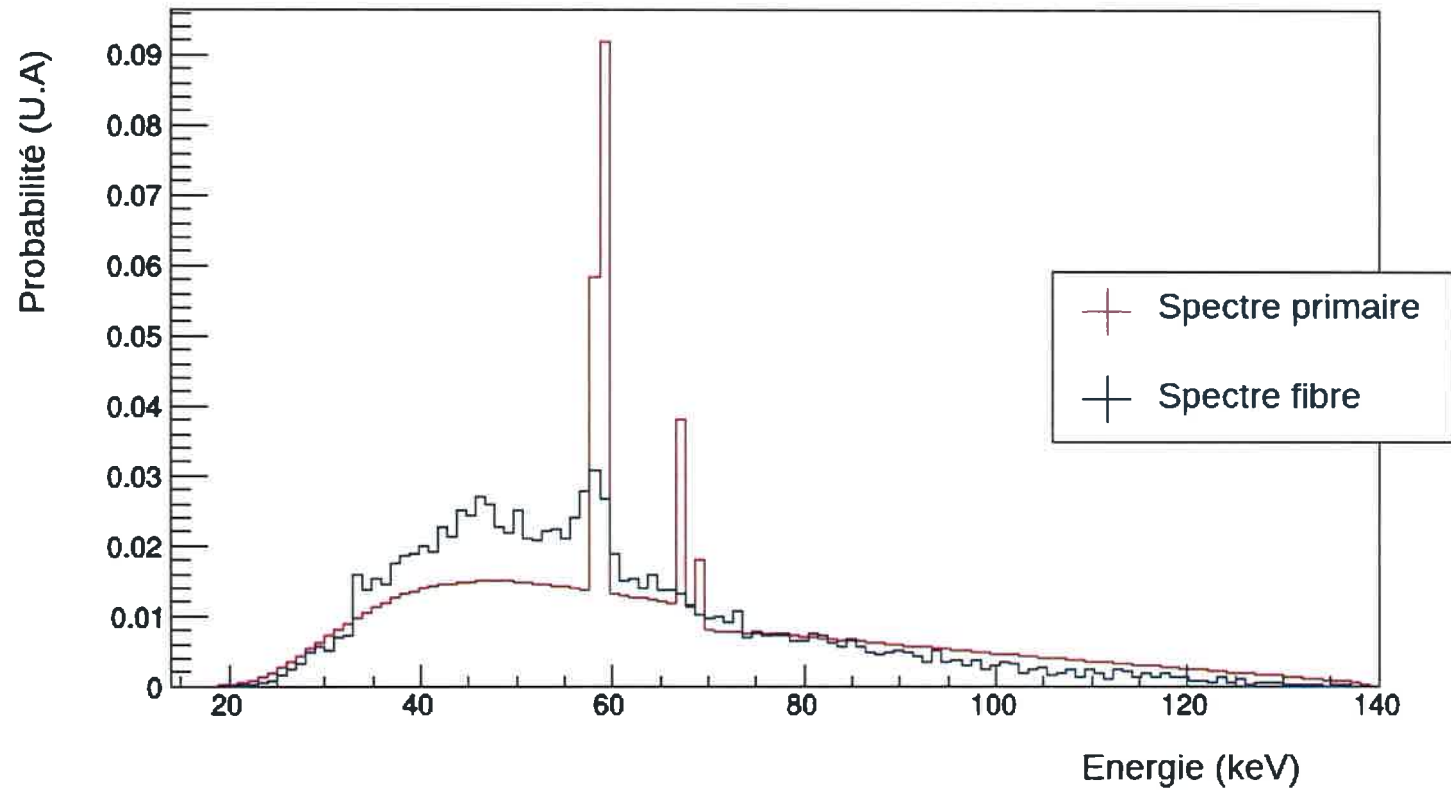
- $\Phi(E)$: flux de photons d'énergie E dans la fibre

- Ecart sur la réponse du détecteur proportionnelle au ratio du coefficient d'atténuation :

$$\frac{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{E1}}{\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{E2}}$$

Variation de la réponse de la fibre

- Variation du spectre en fonction de la position de la source :
 - Source à 0° (en haut)
 - Fantôme corps
 - 140 kV



Variation de la réponse de la fibre

- Variation du $\frac{\mu}{\rho}$ moyen dans le polystyrène en fonction de la position de la source :

Fantôme	Tension (kV)	μ/ρ 180° (cm ² /g)	μ/ρ 0° (cm ² /g)	Écart
Tête	80	1.52	1.45	4.8 %
	140	1.59	1.54	2.9 %
Corps	80	1.53	1.42	6.9 %
	140	1.59	1.52	4.5 %

Conclusion : Dans les conditions d'irradiation scanner, la réponse de la fibre variera de moins de 7 % durant l'examen

Plan

- Contexte : Dosimétrie en imagerie médicale

- Dosimétrie fibre optique en temps réel

- Modélisation d'un scanner
 - Mesure de CDA
 - Evaluation du profil du filtre papillon

- Modélisation du détecteur fibre optique
 - Modèle
 - Rayonnement diffusé
 - Réponse de la fibre

- **Conclusion et perspective**

Conclusion et perspectives

- Conclusion :

- La filtration du scanner est connue et a été modélisée dans GATE
- Le modèle de la fibre a également été validé
- La réponse de la fibre est peu dépendante de la position de la source

- Perspectives :

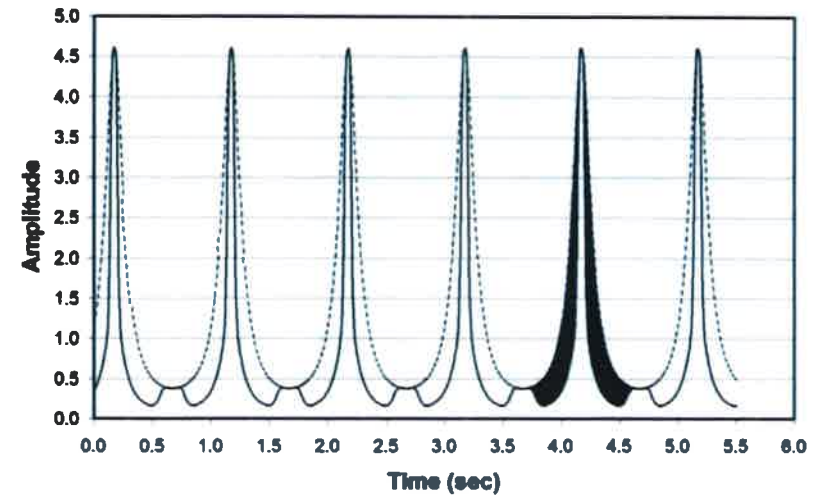
- Validation du calcul de dose sur des fantômes de différentes tailles et formes
- Validation du calcul de dose sur patient
- Calcul de la dose aux organes



Evaluation du filtre papillon

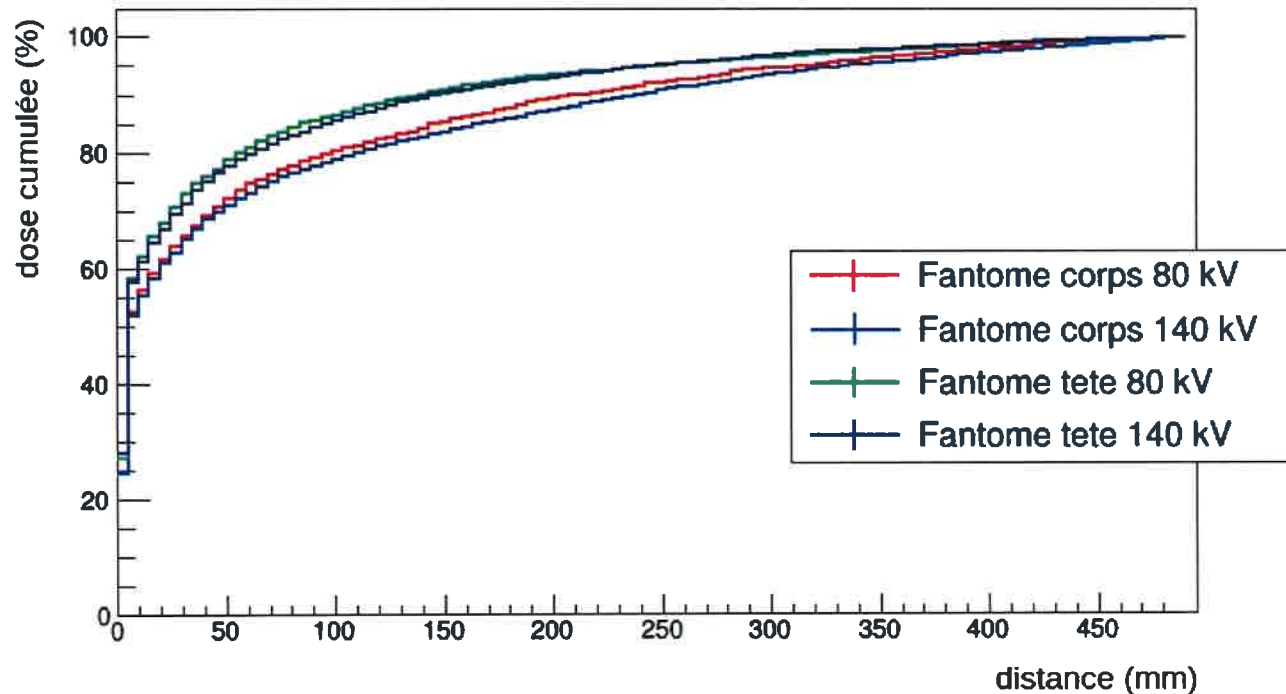
- En connaissant l'atténuation liée au filtre papillon à différentes tensions, on peut calculer l'épaisseur traversée à un instant T

- On considère un filtre composé de 2 matériaux d'épaisseurs respective a et b
- On fait une acquisition avec au moins 2 tensions différentes pour avoir 2 équations à 2 inconnues
- Pour un angle donné on a :
$$b(\theta) = \frac{\ln[F^{V_1}(\theta)] - H \ln[F^{V_2}(\theta)]}{H\mu_b^{V_2} - \mu_b^{V_1}}$$
- μ_b^V : le coefficient d'atténuation moyen pour une tension V
- $F^V(\theta)$: la fraction du faisceau transmise dans le filtre pour un angle donné
- $$H = \frac{\mu_a^{V_1}}{\mu_a^{V_2}}$$



Simulation du rayonnement diffusé

Dose cumulée dans la fibre
en fonction de la distance au faisceau



• Dose sur 100 mm / Dose sur 1000 mm :

- Corps : 70%
- Tête : 77%

• $CTDI_{100} / CTDI_{\infty}^5$

- Corps : 69.5%
- Tête : 80%

Conclusion : La fibre donne une mesure plus complète qu'une chambre d'ionisation

⁵ Xinhua Li, Da Zhang and Bob Liu, Estimation of the weighted $CTDI_{\infty}$ for multislice CT examinations. Medical Physics 39,901 (2012) doi : 10.11181/1.3678990

