

L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Chapitre IV : Optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Introduction

L'objectif de l'imagerie par agents de contraste est de faire différencier entre les organes ayant une densité l'un proche de l'autre. On utilise des produits spécifiques grâce à leurs propriétés physiques et biologiques. Les agents de contraste iodés ont été utilisés avec succès pendant des décennies en diagnostic par rayons X et tomodensitométrie (TDM), malgré le fait que l'iode n'est pas le plus approprié élément par rapport à l'atténuation des rayons X. Dans les CT scanners modernes, les tensions des tubes à rayons X couramment utilisés sont de 60-140 kV, tandis que le K-edge de l'iode n'est qu'à 33,2 keV.

Les éléments de numéro atomique Z élevé avec une K-edge dans la plage de 60 à 80 keV donneraient sensiblement une atténuation des rayons X plus élevée dans les rayons X utilisés pour le diagnostic ce qui améliore le contraste des images.

À cet égard, plusieurs éléments ont été proposés comme l'or, le bismuth, le gadolinium et le tungstène, le hafnium...ect. Il a été suggéré que le hafnium fournissait les meilleures performances [34]

D'autre part, le filtrage additionnel des spectres des rayons X influe sur la dose reçue par le patient. La compagnie TOSHIBA, spécialisée dans la fabrication des équipements de radio diagnostic a utilisé les filtres de tantale dans leurs tubes à rayons X pour réduire la dose au patient.[39]

Dans ce travail, nous essaierons de montrer la capacité d'utiliser le hafnium sous forme d'oxyde (HfO_2) comme agent de contraste combiné avec l'utilisation du filtrage avec le tantale pour l'optimisation de la radiologie.

I. Détermination du coefficient d'atténuation:

Dans le chapitre II, on a montré l'importance des coefficients d'atténuation des matériaux en radiologie, ces coefficients sont directement proportionnels aux sections efficaces d'interaction des photons et qui dépendent de leur énergie.

Les valeurs retenues par la communauté scientifique des coefficients d'atténuation peuvent être obtenus à partir du NIST (National Institute of Standards and

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Technology). Cette institution à réaliser un programme pour calculer ces coefficients (XCOM). [40]

XCOM est un programme pour le calcul des coefficients d'atténuation totale pour les éléments, les composés et les mélanges pour les rayons X d'énergie (1keV à 100GeV). Le programme peut calculer aussi les coefficients d'atténuation partielle pour les processus suivants: diffusion incohérente, diffusion cohérente, absorption photoélectrique et production de paires. L'utilisateur spécifie l'élément ou le symbole chimique composé ou fournit les fractions massiques pour chaque constituant spécifié par numéro atomique.

I.1 coefficient d'atténuation des solutions de HfO₂:

Dans ce travail nous avons effectué l'étude du contraste d'une solution HfO₂ à différente concentration (0.05, 0.1, 0.2, 0.3 et 0.4 g/ml) dans un milieu (eau équivalent tissu).

Pour déterminer les coefficients d'atténuation de ces solutions, il faut déterminer les fractions massiques de chaque élément constituant chaque solution.

La fraction massique w_i du composant i est le rapport de la masse m_i de ce composant à la masse m_{tot} du mélange.

$$w_i = \frac{m_i}{m_{tot}} \quad (IV.1)$$

Les fractions massiques de l'hydrogène w_H et de l'oxygène w_O et de hafnium w_{Hf} et les densités des solutions sont indiquées dans le tableau suivant :

Concentration (g/ml)	w_H	w_O	w_{Hf}	$\rho_s(\text{g/cm}^3)$
0.05	0.1058	0.8536	0.0406	1.0448
0.1	0.1009	0.8213	0.0778	1.0897
0.2	0.0923	0.7639	0.1438	1.1794
0.3	0.0849	0.7147	0.2005	1.2690
0.4	0.0784	0.6720	0.2497	1.3587

Tableau (IV.1) : Les fractions massiques et les densités des solutions de HfO₂ à différentes concentration.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Ces fractions massiques sont introduites comme input dans le programme XCOM pour déterminer les coefficients d'atténuation de ces solutions. La figure (IV.1) représente l'allure des coefficients d'atténuation de chaque solution comparé celui de l'eau dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV) gamme des rayons X de la radiologie.

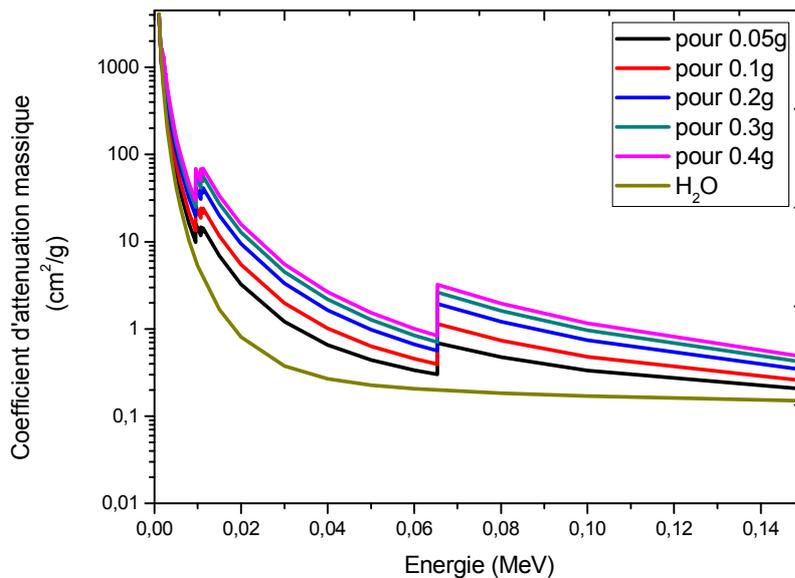


Figure (IV.1) : Les coefficients d'atténuation de chaque solution comparé celui de l'eau dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV).

On remarque que lorsque on augmente la concentration de la solution d'oxyde d'hafnium et pour des énergies bien définies (65 keV) le coefficient d'atténuation augmente.

I.2 coefficient d'atténuation des solutions d'iode :

Nous avons effectué les mêmes démarches pour des solutions iodées :

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Concentration (g/ml)	W _H	W _O	W _I	ρ _s (g/cm ³)
0.05	0.10576861	0.84614885	0.04808254	1.03987854
0.1	0.10082073	0.80656585	0.09261342	1.07975709
0.2	0.091946	0.73556497	0.17248603	1.15951417
0.3	0.08421358	0.67370866	0.24207775	1.23927126
0.4	0.07741627	0.6193302	0.30325353	1.31902834

Tableau(IV.2): Les fractions massiques et les densités des solutions d'iode à différentes concentration.

II. Calcul des contrastes des solutions par rapport à l'eau :

En utilisant la relation (II.5) :

Pour une concentration de 0.1 g/ml :

1. Contraste des solutions HfO₂ :

$$\rho_{\text{solution}} = 1.089 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{eau}} = 1 \text{ g/cm}^3$$

/	μ _{HfO2}	μ _{H2O}	C ₆₀	C ₈₀	C ₈₀ / C ₆₀
Energie 60 kev	0.45569	0.2059	0.28		1.96
Energie 80 kev	0.74106	0.1837		0.55	

Tableau (IV.3) : Résultats obtenu des contrastes pour la solution de hafnium.

D'après les calculs on trouve que le contraste de la solution de hafnium à l'HfO₂ à 80keV est le double que pour 60keV.

Ce cas est très favorable à la radiographie « Dual Energy » où les images sont obtenus en deux énergie différentes et on fait l'acquisition par soustraction.

2. Contraste des solutions d'iodes :

$$\rho_{\text{solution}} = 1.079 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{eau}} = 1 \text{ g/cm}^3$$

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

	μ_I	μ_{H_2O}	C_{60}	C_{80}	C_{80}/C_{60}
Energie 60 keV	0.88844	0.2059	0.63		0.52
Energie 80keV	0.49163	0.1837		0.33	

Tableau (IV.4) : Résultats obtenu des contrastes pour la solution d'iode.

Remarque: Le contraste de solution d'iode à 60keV est le double que celle dans l'énergie 80keV.

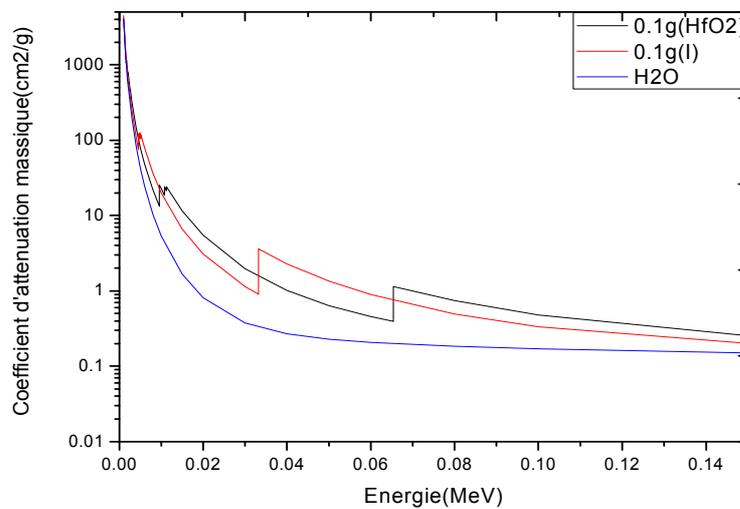


Figure (IV.2) : Les coefficients d'atténuation de (HfO₂,I, H₂O) pour 0.1g/cm³ dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV).

• Interprétation des résultats :

Depuis les calculs de contrastes obtenus précédemment et la figure (IV.2) on remarque que le contraste de la solution d'iode pour l'énergie 60keV est supérieur au contraste de la solution d'oxyde d'hafnium HfO₂ pour la même énergie, alors que le contraste d'HfO₂ pour l'énergie 80keV est supérieure que celle d'iode. Ce qui explique la favorite d'utilisé les nanoparticules d'oxyde d'hafnium pour des énergies d'environ 80keV pour l'imagerie radiographiques.

III. Monte Carlo Simulation des contrastes par le code PHITS:

L'image radiographique représente la distribution de l'intensité des rayons X après la traversé de l'objet à radiographié. Les codes Monte Calo permet de simuler

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

l'irradiation d'un fantôme et calculer la distribution spatiale du flux photonique après la traversée du fantôme.

Dans ce qui suit, nous essaierons de simuler, par le code Monte Carlo PHITS, l'irradiation d'un fantôme d'eau, contenant des matériaux tels que l'os, la solution de H₂O₂ et la solution iodée.

D'autre part, nous essaierons de calculer la dose au patient en utilisant le filtre de tantale et de comparer à celle obtenus par l'aluminium.

III.1 Description du code PHITS :

PHITS est un code de simulation de transport de particules Monte Carlo à usage général développé grâce à la collaboration de plusieurs instituts principalement au Japon. Il peut analyser le mouvement de presque toutes les radiations sur une large plage d'énergie dans des matières tridimensionnelles. Il a été utilisé pour diverses applications, y compris la physique médicale.

La version 03 PHITS peut gérer le transport de presque toutes les particules (nucléons, noyaux, mésons, photons et électrons) sur de larges plages d'énergie, en utilisant plusieurs modèles de réaction nucléaire et des bibliothèques de données nucléaires. La configuration géométrique de la simulation peut être définie avec GG (General Geometry) ou CG (Combinatorial Geometry). [41]

III.2 L'architecture du code PHITS :

Les fichiers d'entrée et de sortie du code PHITS sont :

a. Fichier d'entrée

- Type et énergie des particules incidente.
- Position et direction des émissions de source.
- Paramètre de simulation (énergie d'absorption, énergie seuil pour méthode mixtes).
- Nombre d'histoire à simuler.
- Durée maximale de la simulation.
- Nombre aléatoire initiaux.

b. Fichiers de sortie :

- Énergie absorbée, transmise et rétrodiffusée.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

- Distribution de dose.

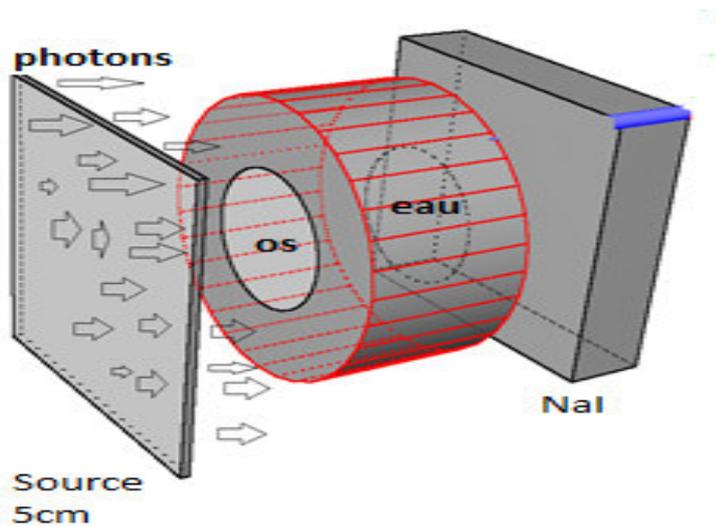
➤ Paramètres de simulation :

Le fichier *Input* contient tous les paramètres de simulation, adapté à notre modèle qui sont : l'énergie des photons, les matériaux utilisés, le flux de photon cherché, la dose.

IV. simulation de la radiographie d'un fantôme

a. Simulation eau/os :

Dans ce travail, on a réalisé une simulation de la radiographie d'un fantôme formé d'un cylindre d'os de 4cm de diamètre et d'épaisseur de 4cm intégré dans un cylindre d'eau (équivalent tissu) de 10cm de diamètre et d'épaisseur 4cm, irradiée par une source de rayons X de forme carré de 5cm émis des photons en spectre énergétique issu d'une cible de tungstène filtré de 2 mm d'aluminium. Un détecteur de l'iodure de sodium (NaI) est placé après le fantôme pour détecter le flux photonique après transmission du fantôme figure(IV.3).le spectre énergétique ayant des raies caractéristiques $K\alpha = 59\text{keV}$ et $K\beta = 67\text{keV}$, est représenté sur la figure(IV.4).



Figure(IV.3):Géométrie de modélisation.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

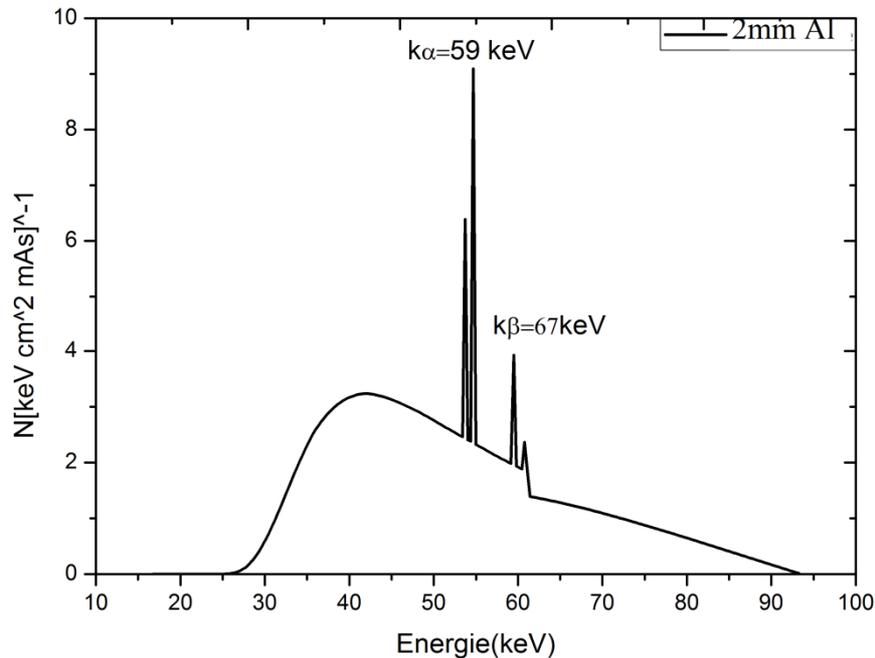


Figure (IV.4): Spectre énergétique de tungstène avec une filtration de 2mm d'aluminium.

Les composants est les fractions massiques de l'os sont retirée de la bibliographie de [NIST]:H, C, N, O, Na, Mg, P, S, Ca.

Les résultats de la simulation sont représentés sur la figure (IV.5).

En remarquant que la fluence photonique transmis par les tissu osseux est plus faible que ce -lui transmis par l'eau cela est dû au coefficient d'atténuation très élevée d'os (l'os est composées d'éléments de numéro atomique élevée comme le calcium ($Z=20$)), par rapport à l'eau.

Alors que l'air possède un coefficient d'atténuation très faible, l'atténuation photonique est négligeable.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

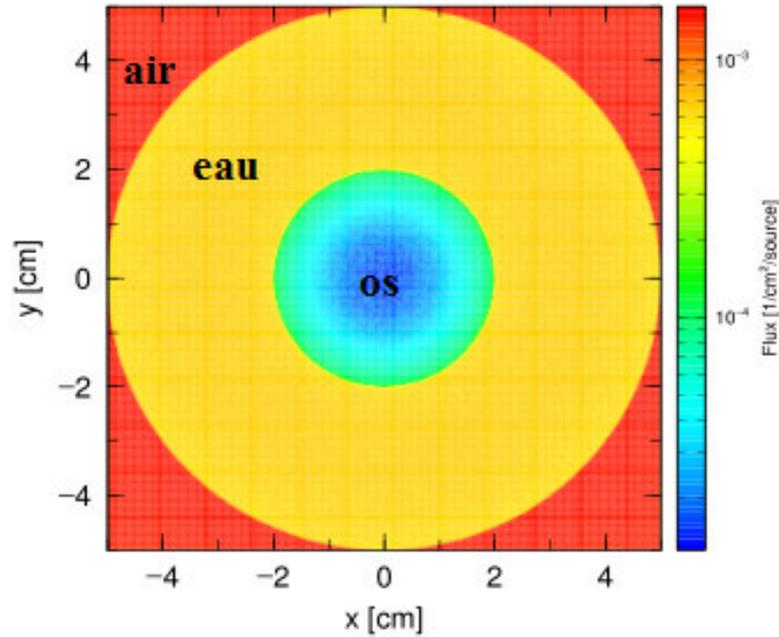


Figure (IV.5) : Calcul de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

b. Simulation : eau/os/hafnium/iode :

On a réalisé un calcul par simulation de la distribution spatiale de la fluence photonique avec la même géométrie réalisée dans (IV.4), en introduisant des cylindres de diamètre de 0.8cm et de 4cm d'épaisseur qui présente les solutions S1:os, S2:solution HfO2 pour 0.1g/ml, S3:solution d'iode pour 0.1g/ml, S4:solution HfO2 pour 0.2g/ml, S5:solution d'iode pour 0.2g/ml.

Les résultats de la simulation sont représentés sur la figure (IV.6).

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

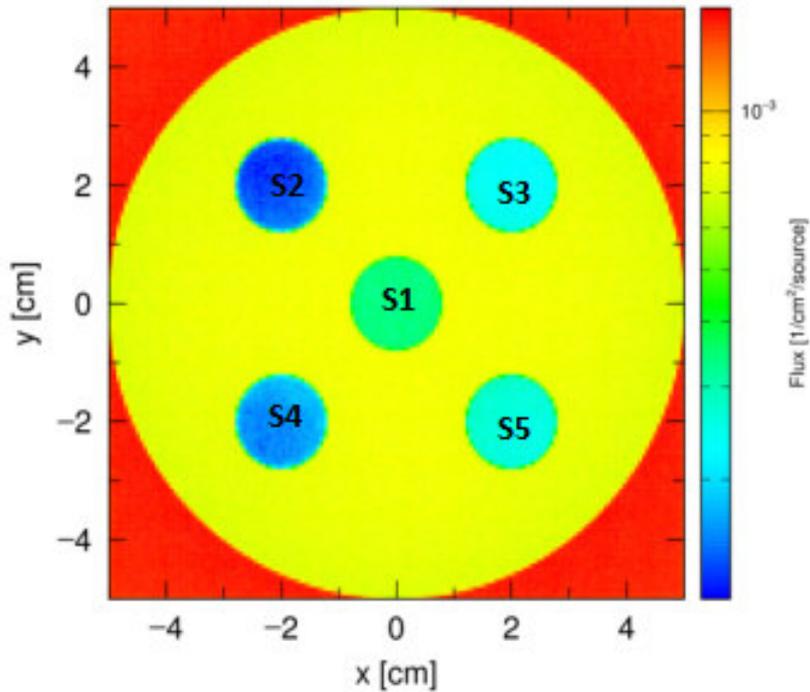


Figure (IV.6) : Calcul de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

D'après la transmission de la fluence représentée dans la figure (IV.6). on remarque que la transmission de la fluence par les solutions S2,S4 est moindre que celle transmis par les solutions S3,S5.

On résulte que, si le coefficient d'atténuation augmente, la distribution de la fluence diminue qui se rejette sur le contraste de l'oxyde de hafnium.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

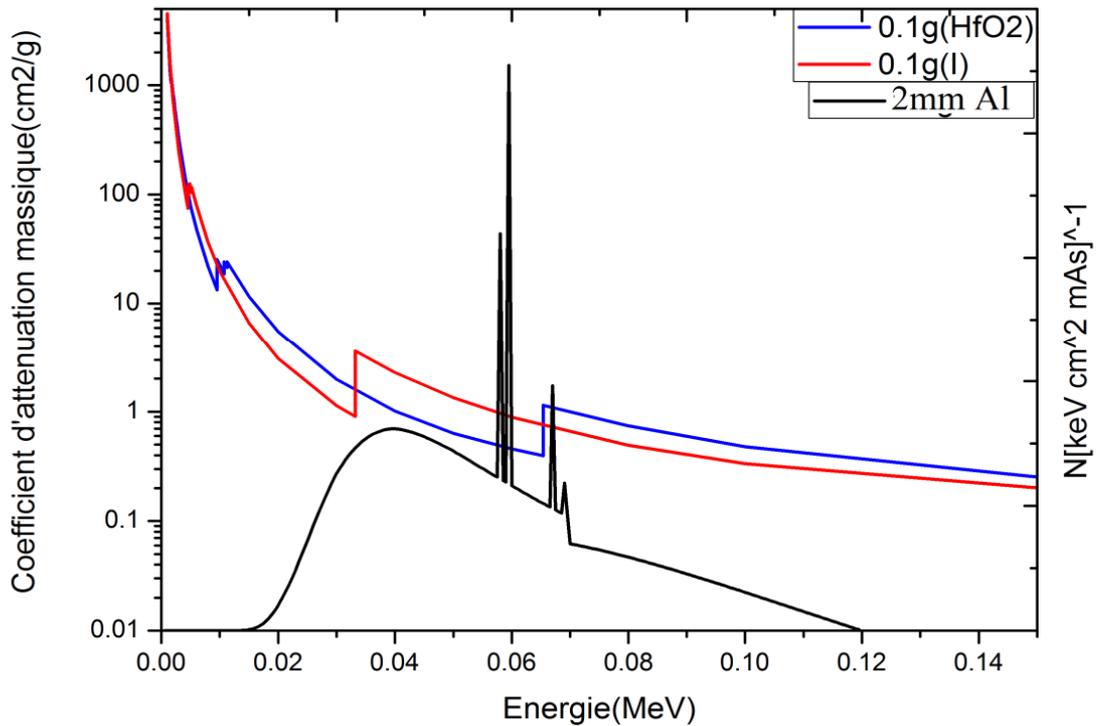


Figure (IV.7) : la variation des coefficients d'atténuation d'iode et d'hafnium en fonction d'énergie associé avec le spectre énergétique de tungstène.

c. Simulation :eau/hafnium :

Avec la même géométrie réalisée dans (IV.4), On a réalisé un calcul par simulation de la distribution spatiale de la fluence photonique, en introduisant des cylindres de diamètre de 0.8cm et de 4 cm d'épaisseur qui présente les solutions d'oxyde d'hafnium à différents concentration (S1=0.05, S2= 0.01,S3=0.2, S4=0.3, S5=0.4g/ml).

Les résultats de la simulation sont représentés dans la figure (IV.8)

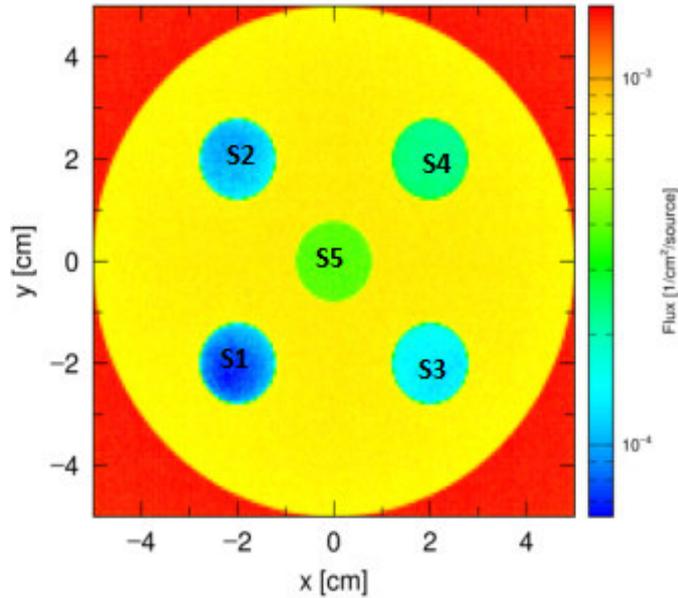


Figure (IV.8) :Calcul de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

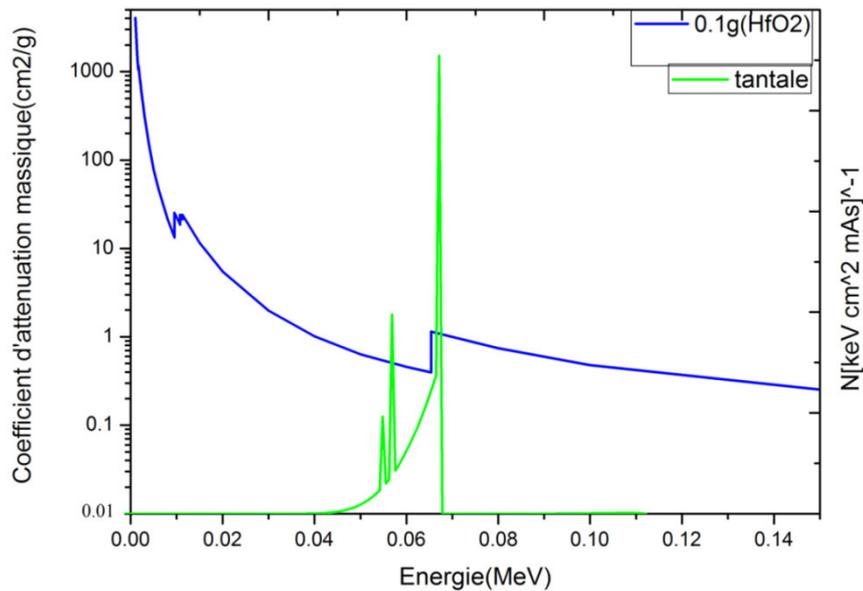
D'après cette simulation on remarque que lorsque la concentration augmentant le flux photonique d'HfO₂ diminue.

IV.1 Utilisation du filtre de tantale :

Le filtrage additionnel des spectres des rayons X influe sur la dose reçus par le patient. La compagnie TOSCHIBA, spécialisé dans la fabrication des équipements de radio diagnostique a utilisé les filtres de tantale dans leurs tubes à rayon X pour réduire la dose au patient.

Nous avons proposée d'utiliser le filtre de tantale accompagnant avec les nanoparticules d'hafnium.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules



Figure(IV.9) : La variation de coefficient d'atténuation(HfO₂) et le spectre énergétique de tantale.

• Interprétation des résultats:

D'après le calcul du contraste d'oxyde d'hafnium dans la partie (II) en constatant que l'os que on utilise le filtre de tantale dans la coupure (67.42 keV), le contraste de HfO₂ est élevé.

V. Simulation de la dose dans une crane par code PHITS :

On fait une simple simulation d'une partie du crane composée d'os d'épaisseur 1.5cm, et de cerveau d'épaisseur 10 cm attaquée par une source des photons filtré par 2 mm d'aluminium puis par 2 mm de tantale la distribution de dose on profondeur de ces deux filtres est représenté sur la figure (IV.12).

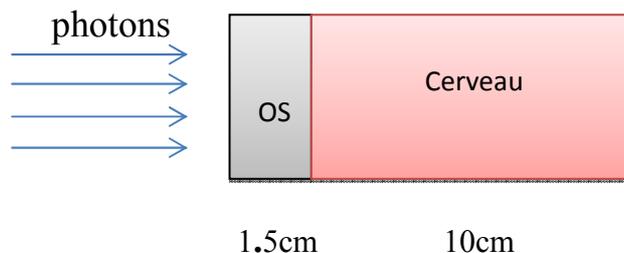


Figure (IV.10) : Géométrie de simulation.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

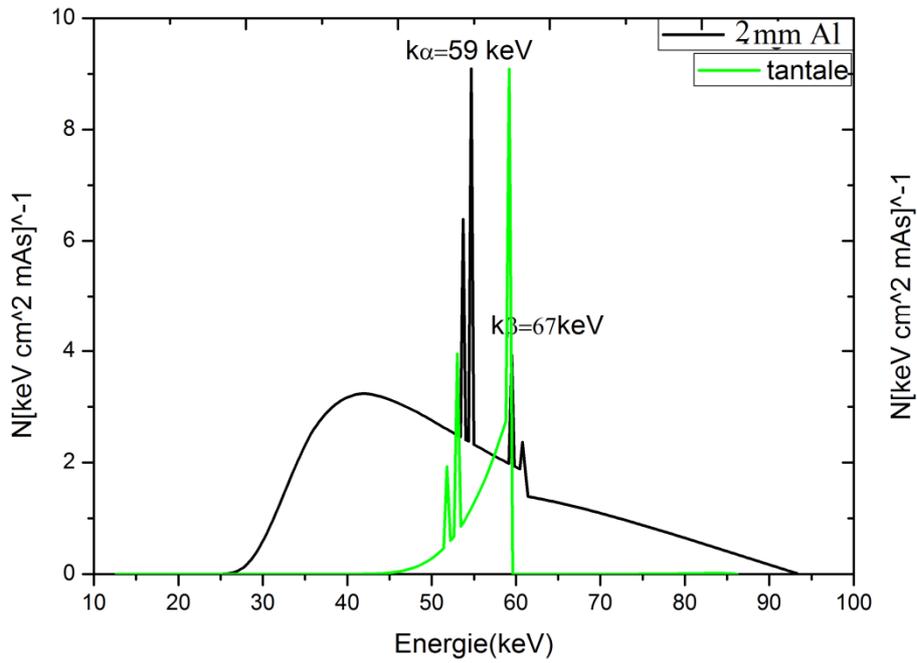


Figure (IV.11):Le spectre énergétique de tungstène et tantale.

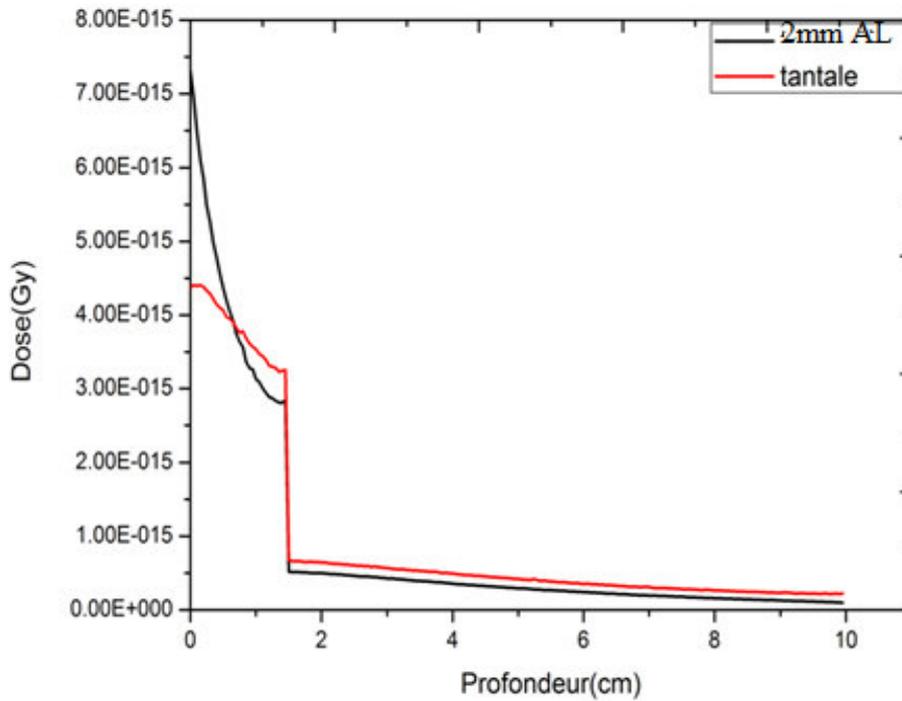


Figure (IV.12) : Spectre de la distribution de dose en fonction de la profondeur.

D'après cette figure, on remarque que dans le cas d'un filtrage par le tungstène une forte dose est déposée à l'entrée du crane (os), par la suite on a une chute de dose. La dose à l'entrée dans le cas d'un filtrage par le tantale, est inférieure à celle dans le cas d'un filtrage par le tungstène.

On résulte que le filtrage avec le tantale est favorable pour la radiographie, puisqu'il élimine les doses de faible énergie qui ne participe pas à la formation d'image, mais qui est absorbée dans le patient qui fait partie de la dose totale absorbée qui doit être minimisée. Ce filtre est aussi intéressant dans les hautes énergies parce qu'il minimise l'effet de la diffusion qui diminue le contraste radiographique et la dose délivrée au patient et au opérateur.

Conclusion :

Nous avons montré que lorsque on utilise les énergies des rayons X entre (60-140keV) avec l'utilisation des nanoparticules de hafnium le contraste est meilleur que lorsque on utilise l'iode.

D'après cette étude nous avons montré que le filtrage influe sur la dose déposée à l'entrée de patient (paramètre important en radioprotection).

Lorsqu'on utilise le filtre de tantale combiné avec les nanoparticules de hafnium on obtient une bonne optimisation (dose, contraste).

Conclusion générale

Conclusion générale

La radiographie est fondée sur la capacité que les rayons X traverse la matière et impressionne une plaque photographique. Les agents de contraste iodés ont été utilisés avec succès pendant des décennies en diagnostic par rayons X et (TDM).

Avec le développement de la technologies des nanoparticules appliquées à la médecine et grâce aux propriétés physiques et biologiques des nanoparticules à base des éléments lourds, plusieurs éléments ont été proposés d'être utilisés comme agent de contraste tel que l'or, bismuth, gadolinium et tungstène, hafnium...etc. Il a été suggéré que le hafnium fournissait les meilleures performances.

D'autre part, le filtrage additionnel des spectres des rayons X influe sur la dose reçus par le patient. La compagnie TOSCHIBA, spécialisé dans la fabrication des équipements de radio diagnostique a utilisé les filtres de tantale dans leurs tubes à rayon X pour réduire la dose au patient.

Nous avons montré la capacité d'utiliser le hafnium sous forme d'oxyde (HfO₂) comme agent de contraste combiné avec l'utilisation du filtrage avec le tantale pour optimisation de la radiologie. Nous avons montré que lorsque on utilise les énergies des rayons X entre (60- 140keV) avec l'utilisation des nanoparticules de hafnium le contraste est meilleur que lorsque en utilise l'iode. Lorsque en utilise le filtre de tantale la dose est optimisé, la diffusion diminue et le contraste s'améliore.

On conclusion le filtre de tantale combiné avec les nanoparticules de hafnium optimise la radiographie.

La Bibliographies

Bibliographies

- [1] Bensennia Karima «Etude des paramètres physiques et dosimétriques en curiethérapie de haut débit de dose des cancers du col utérin » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2016.
- [2] Ouriaba Mohammed amine «Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, (2011).
- [3] Bououden karima « Etude d'un tube a rayons x a usage radiologie » mémoire de master, Université de Jijel, 2018.
- [4] Aloine Selmi « L'influence Des Impuretés Sur Les Coefficients Des Transports » mémoire de mastère, Université Tunis-El Manar, 2011.
- [5] Ould Mohamed Mounir Sidi Mohamed « Étude des interactions des particules énergétiques avec la matière par la méthode monte Carlo » thèse de doctorat, Université de Mohammed Boudiaf Oran, 2018.
- [6] Bedrouni Ahlem « Etude de la radiosensibilisation des nanoparticules lourdes en radiothérapie » mémoire de master, Université de Jijel, 2017.
- [7] Dahi el hadj « Système de double calcul dosimétrique » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2011.
- [8] Chaïbi Hassen « contribution à la génération carte d'atténuation pour PET basée sur les images IRM segmentées » mémoire master; université d'Oran, 2010.
- [9] Betata Réda « segmentation d'image tomographique par émission de positrons » mémoire de magister, Université de Es-Sénia Oran, 2011.
- [10] Aissani Marwa et Yahouni Imen, « dosimétrie des photons de haute énergie » mémoire de master, Université Abou Baker Belkaïd, Tlemcen, 2011.
- [11] Anne-Sophie Parinaud, « Contribution aux bonnes pratique d'injection » thèse de doctorat, université de limoges, 2014.
- [12] M. Ayouba Fofana « Profil des examens radiologiques dans le Service de radiologie et d'imagerie Médicale du centre hospitalier » thèse de doctorat, université de Bamako, 2014.
- [13] M. Bakhouché, A. Richard, A. Viollet « Radioprotection et dosimétrie. Etat de l'art et perspectives d'avenir pour le service bio médical », Projet Master MTS, U.T.C., 2005, URL : <http://www.utc.fr/~farges/Université de Technologie de Compiègne>.

Bibliographique

[14] Yann Le Meur « Analyse automatique de la qualité des images issues de détecteurs plats à rayons X », thèse de doctorat, L'Institut polytechnique de Grenoble, 2009.

[15] <http://www.cea.fr/multimedia/Documents/publications/livrets-thematiques/livret-imagerie-medicale.pdf> .2020.

[16] M. Juliette SELB « source virtuelle acousto-optique pour l'imagerie des milieux diffusants », thèse de doctorat, université paris XI, 2002.

[17] Yoann Pavia « Détecteurs spectrométriques pour la mammographie et traitements associés », thèse de doctorat, Université de Lyon, 2017.

[18] Lounis Mounir, Menhouk Madjid « Etude d'un scanner médicale » mémoire de master, Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, 2018.

[19] Etienne Debarre « application du prototypage rapide À l'aide au diagnostic en chirurgie Traumatologique et orthopédique » thèse de doctorat, université de D'Artois Lille de France, 2011.

[20] Camille ADRIEN « Développement d'un outil d'optimisation de la dose aux organes en fonction de la qualité image pour l'imagerie scanographique » thèse de doctorat, Université Paris-Sud, 2015.

[21] Moussa Semchedine « Système Coopératif Hybride de Classification dans un SMA : « Application à la segmentation d'images IRM » », mémoire de magister, université de Ferhat Abbas – Sétif, 2007.

[22] IMN-530 Reconstruction et analyses d'images médicales - MODALITÉS D'IMAGERIE MÉDICALE – novembre 2020.

[23] « Utilisation des produits de contraste au cours des examens radiologiques réalisés en urgence : risques et précautions à prendre » hôpitaux universitaires de Strasbourg, avenue Molière, 67098 Strasbourg cedex, France, 2003.

[24] « Utilisation des produits de contraste en Imagerie Médicale » Version 1 - septembre 2010 Société Française de Radiologie 20 avenue Rapp 75007 Paris www.sfrnet.org.

[25] Professeur Gabriel Kalifa, « Evaluation du système Charpak » Hôpital anti - Vincent-de Paul, Service de radiologie 11 avenue Denfert – Rochereau 75014 Paris, France.

[26] Médecins Sans Frontières. Manuel de radiologie. Edition 2014, diagnostic-network@msf.org.

Bibliographique

- [27] DJEGHBOUB WIDED « Nanoparticules d'or et d'argent déposées sur oxyde de érium synthétisées sous irradiation » mémoire de magister, Université Mentouri Constantine, 2010.
- [28] Bouzar Abdelbasset « synthèse de nanoparticules d'or et leur caractérisation par granulométrie laser » mémoire de master, Université de Tlemcen, 2017.
- [29] SAID Houssein « Synthèse et caractérisation optique des nanoparticules d'or pour des applications en optoélectroniques » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2014.
- [30] Mathieu Goutayer « Nano-émulsions pour la vectorisation d'agents thérapeutiques ou diagnostiques ; étude de la bio distribution par imagerie de fluorescence in vivo » mémoire de doctorat, université Pierre et Marie Curie, 2008.
- [31] Badri Youssra « L'industrie des Nanoparticules dans le domaine de la santé » mémoire de master, Université de Lille 2, 2017.
- [32] « Nanoparticle contrast agents for computed tomography: a focus on micelles », wileyonlinelibrary.com. /journal/cmml Copyright © 2014 John Wiley & Sons, Ltd. Contrast Media Mol. Imaging 2014, 9 37–52.
- [33] Matthew m. Mahan and Amber l. Doiron « gold nanoparticles as x-ray, ct, and multimodal imaging contrast agents: formulation, targeting, and methodology » review article, Binghamton university (suny), 2017.
- [34] Traciell. mcginnity, a, cowendominguez, b, dtylere. curtis, aprakashd. nallathamby, a, canthony J. Hoffmanb, d and Ryan k. Roeder « Hafnium (HfO₂) nanoparticles as an X-ray contrast Agent and mid-infrared biosensor » www.rsc.org/nanoscale. 2016.
- [35] Ophélie ZEYONS « Etudes des interactions physicochimiques et biologiques entre des nanoparticules manufacturées et des bactéries de l'environnement » mémoire de doctorat, l'université Paris VI - Pierre et Marie Curie, 2008.
- [36] « Contraste radiologique d'après DTS IMRT 02 », Septembre 2020 <http://www.chimix.eu/an9/sup9/imrt22.htm>
- [37] Magali LAVENAS « Multifonctionnelle nanoparticule for imaging and tracking with potential applications in radithérapie » mémoire de doctorat, l'université Bordeaux, 2017.