

Calculs de simulation des pertes d'énergie des photons dans l'eau liquide avec le code Monte Carlo GEANT4

Issoufou Arzika Alio*, Almoustapha Aboubacar

Laboratoire Climat-Environnement et Matériaux (LCEMR), Département de Physique, Université Abdou Moumouni, Niamey, Niger, aliissou@yahoo.fr

INFOS SUR L'ARTICLE

Historique de l'article:

Reçu le : 27 juillet 2022

Reçu en format révisé le : 12 novembre 2023

Accepté le : 15 octobre 2024

Mots-Clés : GEANT4, Libre parcours moyen, Rayonnement ionisant, Coefficient d'atténuation massique

Keywords : GEANT4, Mean free path, Ionizing radiation, Mass attenuation coefficient

RESUME

Dans le cadre du traitement des patients par des rayonnements ionisants, les paramètres thérapeutiques de la radiation sont modélisés de façon approchée avec une planification par ordinateur. Or, le degré de précision du calcul de simulation diffère d'un logiciel à l'autre selon les protocoles utilisés. Il est important de s'assurer que la dose calculée par le logiciel se rapproche de la dose nécessaire à administrer afin de minimiser les effets néfastes sur les cellules saines. L'eau étant considérée comme constituant majoritaire de la matière biologique, nous présentons dans le présent article des calculs de simulation des pertes d'énergie des photons dans l'eau liquide utilisant le code Monte Carlo GEANT4. Une étude comparative de nos résultats obtenus avec d'autres résultats notamment ceux tirés de la base des données de la référence standard (NIST) a été faite pour les photons d'énergies de 0,001 à 20 MeV où il en est ressorti de très bons accords avec des coefficients de corrélation de 0,9902 et 0,9100 respectivement pour le libre parcours moyen et le coefficient d'atténuation massique. Enfin, un calcul de l'énergie déposée par ces photons dans l'eau a été effectué. Les résultats issus de ce calcul permettant d'estimer la dose déposée par lesdits photons sont importants à considérer en vue de minimiser le risque de dommage sur les cellules saines par la radiation lors des applications en radiothérapie et pour les besoins des diagnostics où la plage d'énergie utilisée est comprise entre 0.001 et 20 MeV.

ABSTRACT

In the patients treating context with ionizing radiation, the radiation therapeutic parameters are modeled in an approximate manner with computer planning. However, the simulation calculation degree of precision differs from one software to another depending on the protocols used. It is important to ensure that the dose calculated by the software approximates the dose needed to be administered in order to minimize harmful effects on healthy cells. Water being considered as the biological matter majority constituent, we present in this article simulation calculations of the photon energy losses in liquid water using the Monte Carlo code GEANT4. A comparative study of our results obtained with other results in particular those taken from the standard reference database (NIST) was carried out for photons with energies from 0.001 to 20 MeV where very good agreements emerged with 0.9902 and 0.9100 correlation coefficients for the mean free path and the massive attenuation coefficient respectively. Finally, the energy deposited by these photons in the water calculation was carried out. The results resulting from this calculation making it possible to estimate the dose deposited by said photons are important to consider in order to minimize the risk of damage to healthy cells by radiation during radiotherapy applications and for the diagnostics purposes where the energy range used is between 0.001 and 20 MeV.

I. Introduction

La compréhension du lien entre la caractérisation physique d'un rayonnement ionisant et son effet biologique constitue un domaine de recherche actif et particulièrement transversal [Polyboron et al, 2016; J., Daures et al, 2009; Radiological Protection, 2009; F.Paquet, 2009]. Ce domaine de recherche est apparu suite à l'utilisation des rayonnements ionisants dans le cadre de diverses activités notamment : industrie nucléaire, médecine, applications militaires et exploration spatiale. Bien que l'utilisation de ces rayonnements soit d'un grand

intérêt pour le progrès scientifique, elle présente néanmoins un grand risque pour l'environnement proche de la source de ces rayonnements souvent avec des effets induits de dose au-delà de la limite admissible. Cette limite de dose est estimée à 20 mSv/an pour les personnes qui travaillent avec des radiations ionisantes selon les réglementations en vigueur de la CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique) [F.Paquet, 2009]. En effet, lorsqu'un rayonnement interagit avec un milieu (organe ou milieu biologique), il perd en partie ou totalement son énergie, à travers trois principaux

types d'interactions : par effet photoélectrique (en dessous de 0,3 MeV), par effet Compton (entre 0,3 MeV et 10 MeV) et par création de paires (à partir de 1,022 MeV) [BOLUS, 2001]. Ces processus entraînent la création des électrons et positons qui provoquent à leur tour l'ionisation directe des atomes de la cellule, qui va rompre l'équilibre chimique normal de la cellule et pouvant éventuellement entraîner sa destruction. Par conséquent, le rayonnement doit être atténué en vue d'assurer la radioprotection de l'écosystème contre d'éventuels effets nocifs. L'approche courante pour réaliser cette atténuation fait recours à un matériau de blindage. Pour concevoir et choisir adéquatement ce matériau, il est nécessaire de connaître ses propriétés nucléaires, structurelles et physiques ainsi que les caractéristiques des rayonnements [Polyboron et al, 2016 ; K.H. Mahdi, 2012]. Les paramètres nucléaires qui doivent être connus pour

cela sont : le coefficient d'atténuation massique μ_m , le coefficient d'atténuation linéaire μ , le coefficient d'absorption d'énergie massique $\frac{\mu_{en}}{\rho}$ et

le libre parcours moyen λ pour les photons. Le but du travail que nous présentons porte sur le mécanisme d'interaction d'un rayonnement photonique dans un milieu biologique : on s'intéresse à l'eau liquide car constituant majoritaire de l'organisme vivant. Aussi, la méthode utilisée pour ce faire consiste à modéliser les sections efficaces d'interaction à l'aide du logiciel de simulation GEANT4 basé sur le code Monte Carlo de transport de particules [GEANT4 User's, 2019]. Dans une première partie (section II) intitulée méthode et matériels, un bref aperçu sur le calcul de modélisation numérique ainsi que la notion de dose seront exposés. Une partie sera consacrée aux résultats et discussions obtenus par le calcul de simulation basé sur la méthode de transport des particules Monte Carlo GEANT4. Dans la section III, une étude de comparaison entre nos résultats obtenus par simulations numériques et ceux obtenus par d'autres auteurs est faite afin de tirer des conclusions sur le degré de précision de ce logiciel de simulation numérique GEANT4. Et enfin, nous terminerons ce travail par une discussion suivie d'une conclusion et perspectives. La gamme d'énergie photonique considérée dans cette étude est de 0,001 à 20 MeV recouvrant ainsi tous les processus fondamentaux d'interactions physiques dus au photon à savoir, l'effet photoélectrique, l'effet Compton et la création de paires.

II. Méthode et matériels

1) L'outil GEANT4

GEANT4 est un logiciel de simulation conçu par la CERN (Centre Européen de Recherche Nucléaire) qui permet de simuler avec précision le passage de particules à travers la matière [GEANT4 User's,

2019]. Il est basé sur le code Monte Carlo de transport de particules qui est une méthode statistique utilisée pour réaliser des intégrations numériques [Isabelle, 2016]. Il offre de bonnes précisions dans la simulation numérique et la modélisation de transports des rayonnements. Des informations complètes sur GEANT4 sont disponibles en ligne [GEANT4 User's, 2019 ; GEANT4 Installation, 2019 ; GEANT4 Physics, 2019].

2) Modélisation numérique

a) Calcul de libre parcours moyen

Dans le logiciel GEANT4, le calcul de libre parcours moyen d'une particule dans un milieu d'interaction est effectué en utilisant la densité des atomes et la section efficace macroscopique du processus physique considéré [GEANT4 User's, 2019].

Dans un matériau simple, le nombre d'atomes par unité de volume est :

$$n = \frac{N\rho}{A} \quad (1)$$

Où N est le nombre d'Avogadro ; ρ est la densité du milieu et A est le nombre de masse.

Le libre parcours moyen λ d'un processus physique peut être donné en termes de la section efficace d'interaction totale :

$$\lambda(E) = \frac{1}{n \cdot \sigma(E)} \quad (2)$$

Où $\sigma(E)$ est la section efficace d'interaction totale

b) Calcul des coefficients d'atténuation linéaire et massique

Le coefficient d'atténuation linéaire μ est l'inverse de libre parcours moyen λ . Il est donné par :

$$\mu(\text{cm}^{-1}) = \frac{1}{\lambda(\text{cm})} \quad (3)$$

Le coefficient d'atténuation massique est donné par :

$$\mu_m(\text{cm}^2/\text{g}) = \frac{\mu(\text{cm}^{-1})}{\rho(\text{g}/\text{cm}^3)} \quad (4)$$

Où ρ est la masse volumique du matériau considéré.

c) Coefficient d'absorption d'énergie massique

Le coefficient d'absorption d'énergie massique est donné par :

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\kappa_c}{\phi E} \quad (5)$$

Où κ_c est le Kerma et ϕ est la fluence de photon d'énergie E , paramètres dont les détails sont fournis à la référence [V MANJUNATHAGURU et al, 2009]. Ce coefficient est lié au coefficient d'atténuation massique par la formule semi-empirique tirée du calcul de Seltzer [Demet et al, 2015] donnée par :

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \mu_m \left[0.73509 + \frac{0.17394}{\left(1 + \frac{\exp(\ln E - 3.55427)}{0.0847} \right)} \right] \quad (6)$$

3) Physique utilisée

- a) Géométrie : Elle est constituée d'une boîte homogène entourée de l'air dont la cible est modélisée par un cube rempli d'eau liquide dont les dimensions adéquatement choisies sont respectivement de 10 mètres de côté pour l'étude du libre parcours moyen et du coefficient d'atténuation massique et de 10 centimètres pour le calcul de la dose. La cible (volume fils) est placée au centre du volume d'air (appelé monde) de 20 mètres d'arête.
- b) Processus physique : seuls les processus physiques électromagnétiques standards sont considérés dans cette modélisation. Il s'agit notamment des effets, photoélectrique, Compton, freinage, création de paires, Rayleigh et ionisation. Cependant, la diffusion multiple n'est pas instanciée et tous les processus sont enregistrés comme discrets.
- c) Cinématique du problème : dans notre simulation, le projectile est considéré comme une source ponctuelle des photons unidirectionnels émettant un flux de 10000 particules d'énergie $h\nu$ placée à proximité du cube, milieu cible d'interaction et en son centre.

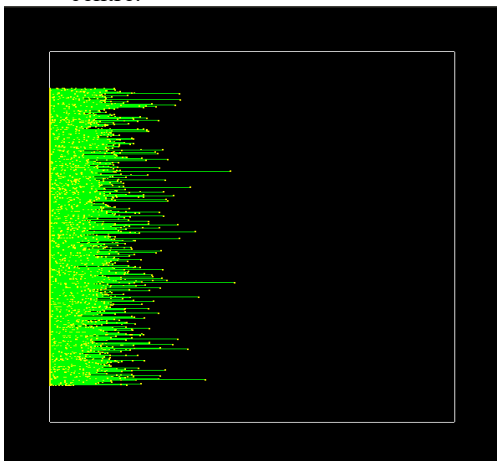


Fig.1 : image illustrative du parcours d'un flux de 10000 photons d'énergie $h\nu = 10\text{MeV}$ dans un cube d'eau de 10 mètres de côté.

La Fig.1 est une capture d'écran du résultat de calcul de simulation illustrant le passage du flux de photons dans l'eau, milieu d'interaction. La durée d'exposition au flux de photons relevée dans notre calcul de simulation est de 6 secondes.

4) Notion de dose

Pour quantifier les effets des rayonnements ionisants dans les tissus vivants, il faut déterminer une grandeur qui tienne compte de la qualité du rayonnement : c'est la dose équivalente, qui est directement reliée à la dose absorbée. Aussi, la connaissance de la dose absorbée par un tissu biologique ainsi que les valeurs W_R (facteur de pondération radiologique) et W_T (facteur de pondération tissulaire) définis par la commission internationale de protection radiologique (CIPR) [F. Paquet, 2009] permet, à partir de l'irradiation partielle d'un tissu, de calculer la dose efficace reçue par tout l'organisme.

a) Dose absorbée

La dose absorbée D est une grandeur moyenne donnée par la relation :

$$D = \frac{E_d}{m} \quad (7)$$

Où E_d est l'énergie moyenne déposée dans le milieu considéré et m est la masse de la matière irradiée.

La dose absorbée est une grandeur utilisée en radiothérapie qui correspond à la quantité d'énergie moyenne déposée par les rayonnements ionisants dans un tissu biologique. Elle s'exprime en Gray, 1 Gy représentant une énergie de 1 Joule déposée dans 1 Kg de matière.

b) Dose équivalente

La dose équivalente est exprimée en sievert (Sv) et est reliée à la dose absorbée par la relation :

$$E = D.W_R. \quad (8)$$

Où W_R est le facteur de pondération radiologique.

c) Dose efficace

La dose efficace H est le produit de la dose équivalente, corrigée par le facteur de pondération tissulaire W_T .

$$H = E.W_T \quad (9)$$

La dose efficace est une grandeur physique très utilisée en radioprotection, qui permet d'estimer les dégâts causés par les radiations sur l'ensemble de l'organisme. Il s'agit d'évaluer le dommage induit dans l'ensemble de l'organisme en fonction de l'endroit où les doses sont absorbées en tenant compte de la sensibilité des tissus atteints et de la nature des radiations.

La dose efficace sert à évaluer les effets stochastiques dus à l'exposition d'une personne aux rayonnements. Elle est exprimée en sievert tout comme la dose équivalente.

III. Résultats et discussions

Les résultats du calcul de libre parcours moyen et du coefficient d'atténuation massique pour la compilation GEANT4 pour une gamme d'énergie du photon allant de 0,001 à 20 MeV ont été présentés dans le Tableau-1.

Tableau-1 : Variation du libre parcours moyen et du coefficient d'atténuation massique en fonction de l'énergie du photon incident

$h\nu(\text{MeV})$	$\lambda(\text{cm})$	$\mu_m(\text{cm}^2/\text{g})$	$h\nu(\text{MeV})$	$\lambda(\text{cm})$	$\mu_m(\text{cm}^2/\text{g})$
1×10^{-3}	$2,4517 \times 10^{-4}$	$4,0788 \times 10^{+03}$	2×10^{-1}	$7,4465 \times 10^0$	$1,3429 \times 10^{-01}$
$1,5 \times 10^{-3}$	$7,3072 \times 10^{-4}$	$1,3685 \times 10^{+03}$	3×10^{-1}	$8,5051 \times 10^0$	$1,1758 \times 10^{-01}$
2×10^{-3}	$1,6271 \times 10^{-3}$	$6,1460 \times 10^{+02}$	4×10^{-1}	$9,4464 \times 10^0$	$1,0586 \times 10^{-01}$
3×10^{-3}	$5,1607 \times 10^{-3}$	$1,9377 \times 10^{+02}$	5×10^{-1}	$1,0314 \times 10^{+01}$	$9,6952 \times 10^{-02}$
4×10^{-3}	$1,2042 \times 10^{-2}$	$8,3046 \times 10^{+01}$	6×10^{-1}	$1,1150 \times 10^{+01}$	$8,9686 \times 10^{-02}$
5×10^{-3}	$2,3571 \times 10^{-2}$	$4,2424 \times 10^{+01}$	8×10^{-1}	$1,2684 \times 10^{+01}$	$7,8839 \times 10^{-02}$
6×10^{-3}	$4,1350 \times 10^{-2}$	$2,4184 \times 10^{+01}$	1×10^0	$1,4153 \times 10^{+01}$	$7,0657 \times 10^{-02}$
8×10^{-3}	$1,0012 \times 10^{-1}$	$9,9882 \times 10^0$	$1,25 \times 10^0$	$1,5806 \times 10^{+01}$	$6,3267 \times 10^{-02}$
1×10^{-2}	$1,9992 \times 10^{-1}$	$5,0019 \times 10^0$	$1,5 \times 10^0$	$1,7350 \times 10^{+01}$	$5,7636 \times 10^{-02}$
$1,5 \times 10^{-2}$	$6,7242 \times 10^{-1}$	$1,4872 \times 10^0$	2×10^0	$2,0308 \times 10^{+01}$	$4,9241 \times 10^{-02}$
2×10^{-2}	$1,4424 \times 10^0$	$6,9327 \times 10^{-01}$	3×10^0	$2,5488 \times 10^{+01}$	$3,9235 \times 10^{-02}$
3×10^{-2}	$3,1321 \times 10^0$	$3,1928 \times 10^{-01}$	4×10^0	$2,9655 \times 10^{+01}$	$3,3721 \times 10^{-02}$
4×10^{-2}	$4,2064 \times 10^0$	$2,3773 \times 10^{-01}$	5×10^0	$3,3169 \times 10^{+01}$	$3,0148 \times 10^{-02}$
5×10^{-2}	$4,8028 \times 10^0$	$2,0821 \times 10^{-01}$	6×10^0	$3,6346 \times 10^{+01}$	$2,7513 \times 10^{-02}$
6×10^{-2}	$5,1985 \times 10^0$	$1,9236 \times 10^{-01}$	8×10^0	$4,1305 \times 10^{+01}$	$2,4210 \times 10^{-02}$
8×10^{-2}	$5,6908 \times 10^0$	$1,7572 \times 10^{-01}$	$1 \times 10^{+01}$	$4,5363 \times 10^{+01}$	$2,2045 \times 10^{-02}$
1×10^{-1}	$6,0587 \times 10^0$	$1,6505 \times 10^{-01}$	$1,5 \times 10^{+01}$	$5,1748 \times 10^{+01}$	$1,9325 \times 10^{-02}$
$1,5 \times 10^{-1}$	$6,8234 \times 10^0$	$1,4655 \times 10^{-01}$	$2 \times 10^{+01}$	$5,5385 \times 10^{+01}$	$1,8055 \times 10^{-02}$

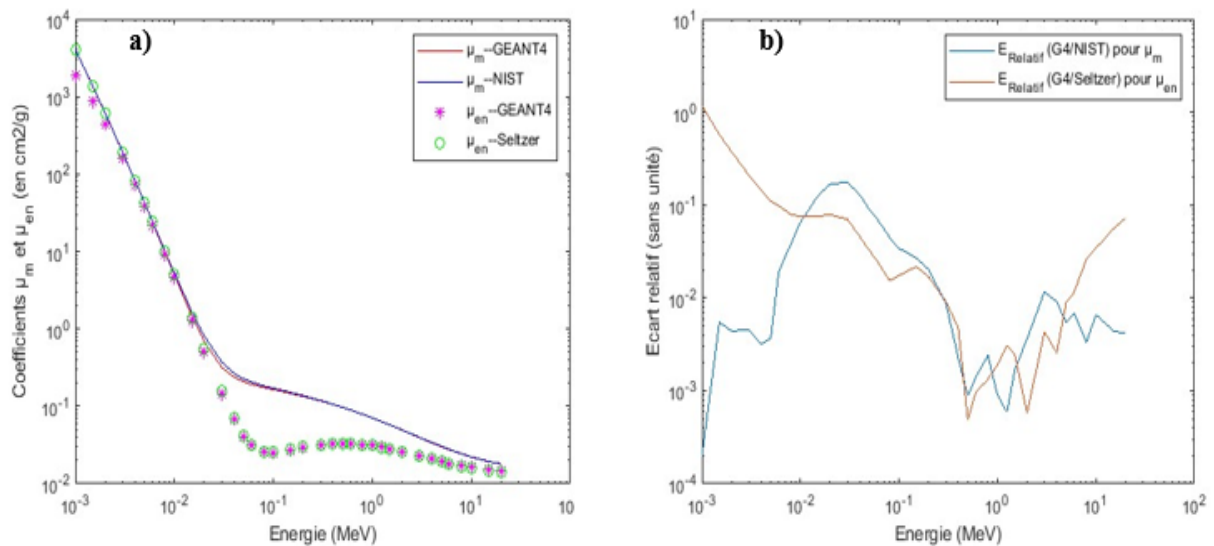


Fig.2. : a) Coefficients d'atténuation massique (μ_m) et d'absorption d'énergie massique (μ_{en}) des photons dans l'eau liquide en fonction de l'énergie du photon incident (0,001 à 20MeV), b) Variation de l'écart relatif des résultats du calcul par rapport aux bases de références NIST et Seltzer

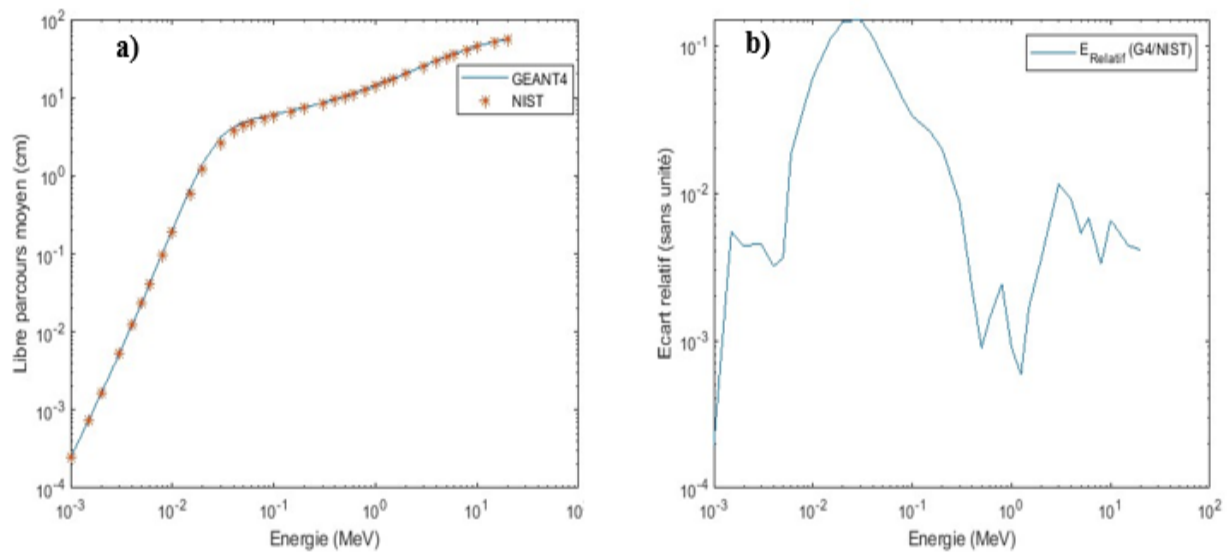


Fig.3 : a) Libre parcours moyen λ (en cm) des photons dans l'eau liquide en fonction de l'énergie du photon incident (de 0,001 à 20 MeV), b) Variation de l'écart relatif des résultats du calcul par rapport à la base de référence NIST

La Fig.2-a) illustre la variation du coefficient d'atténuation massique μ_m et le coefficient d'absorption d'énergie massique μ_{en} des photons dans l'eau liquide. La courbe en trait plein de couleur rouge et la courbe en point étoile de couleur magenta sont nos résultats issus du calcul de simulation Monte Carlo GEANT4. Les valeurs μ_m de la courbe en trait plein de couleur bleue sont extraites de la base de données d'interaction photonique actuelle du National Institute of Standards and Technology (NIST) [Tables of X-Ray, 1996], et les valeurs de la courbe en point rond de couleur verte claire sont basées sur les calculs de Seltzer décrits dans la référence [H.H.Hubbell et al, 1995]. La Fig.2-b) donne la variation de l'écart relatif calculé entre nos résultats obtenus par simulation GEANT4 avec les résultats expérimentaux de références NIST (G4/NIST) et Seltzer (G4/Seltzer) pour le calcul de μ_m et μ_{en} respectivement. On relève que l'écart relatif est beaucoup plus grand entre 10 et 100 keV pour le calcul du coefficient μ_m et beaucoup plus grand en dessous de 10 keV pour le calcul du coefficient μ_{en} . Cet écart beaucoup plus grand relevé pour une énergie du photon en dessous de 10 keV pour le coefficient d'absorption d'énergie massique μ_{en} vient de l'approximation semi-

empirique du calcul de Seltzer équation (6) qui ne donne pas une très bonne précision à basse énergie. L'écart relatif moyen est de 0,22% avec un rapport de corrélation égal à 0,9100 pour le coefficient d'atténuation massique. On constate qu'il y'a un accord raisonnable entre les résultats NIST et ceux obtenus par compilation Monte Carlo GEANT4 de transport des particules. La Fig.3-a) quant à elle, illustre la variation de la longueur de relaxation (libre parcours moyen). Naturellement, on constate que la courbe croît fortement à très basse énergie allant de 1 à 100 keV environ. Cette gamme d'énergie correspond à la zone de prédominance de l'effet photoélectrique où l'absorption du photon par l'eau liquide est presque totale. Donc il y'a une forte probabilité d'ionisation de la molécule d'eau à cette gamme d'énergie. Nos résultats de simulation GEANT4, courbe en trait plein de couleur bleue ont été comparés aux résultats de la base de données de référence standard (NIST) [Tables of X-Ray., 1996 ; H.H.Hubbell et al, 1995] où on constate qu'il y'a un bon accord entre ces deux résultats avec un écart relatif moyen de 1% et un rapport de corrélation égal à 0,9902. La Fig.3-b) donne la variation de l'écart relatif par rapport à la base de référence NIST en fonction de l'énergie du photon incident où on relève que cet écart est beaucoup plus grand entre 10 à 100 keV comme dans le cas de calcul du coefficient d'atténuation massique. Le Tableau-2 donne la variation de la dose déposée dans un volume d'eau donné en fonction de l'énergie du photon incident.

Tableau-2 : Variation du dépôt d'énergie en fonction de l'énergie du photon incident

$h\nu(\text{MeV})$	$E_{\text{déposée}}(\text{MeV})$	$h\nu(\text{MeV})$	$E_{\text{déposée}}(\text{MeV})$	$h\nu(\text{MeV})$	$E_{\text{déposée}}(\text{MeV})$
--------------------	----------------------------------	--------------------	----------------------------------	--------------------	----------------------------------

1×10^{-3}	1×10^{-3}	2×10^{-1}	$7,38 \times 10^{-2}$	$6,50 \times 10^0$	$1,2 \times 10^0$
$1,5 \times 10^{-3}$	$1,5 \times 10^{-3}$	3×10^{-1}	$1,1 \times 10^{-1}$	7×10^0	$1,24 \times 10^0$
2×10^{-3}	2×10^{-3}	4×10^{-1}	$1,47 \times 10^{-1}$	$7,5 \times 10^0$	$1,3 \times 10^0$
3×10^{-3}	3×10^{-3}	5×10^{-1}	$1,82 \times 10^{-1}$	8×10^0	$1,34 \times 10^0$
4×10^{-3}	4×10^{-3}	6×10^{-1}	$2,15 \times 10^{-1}$	$8,5 \times 10^0$	$1,41 \times 10^0$
5×10^{-3}	5×10^{-3}	8×10^{-1}	$2,76 \times 10^{-1}$	9×10^0	$1,45 \times 10^0$
6×10^{-3}	6×10^{-3}	1×10^0	$3,34 \times 10^{-1}$	$1 \times 10^{+1}$	$1,56 \times 10^0$
8×10^{-3}	8×10^{-3}	$1,25 \times 10^0$	$3,96 \times 10^{-1}$	$1,1 \times 10^{+1}$	$9,54 \times 10^{-1}$
1×10^{-2}	1×10^{-2}	$1,5 \times 10^0$	$4,53 \times 10^{-1}$	$1,2 \times 10^{+1}$	$7,30 \times 10^{-1}$
$1,5 \times 10^{-2}$	$1,50 \times 10^{-2}$	2×10^0	$5,59 \times 10^{-1}$	$1,3 \times 10^{+1}$	$6,47 \times 10^{-1}$
2×10^{-2}	$1,99 \times 10^{-2}$	$2,5 \times 10^0$	$6,45 \times 10^{-1}$	$1,4 \times 10^{+1}$	$5,77 \times 10^{-1}$
3×10^{-2}	$2,82 \times 10^{-2}$	3×10^0	$7,29 \times 10^{-1}$	$1,5 \times 10^{+1}$	$5,40 \times 10^{-1}$
4×10^{-2}	$3,14 \times 10^{-2}$	$3,5 \times 10^0$	$8,05 \times 10^{-1}$	$1,6 \times 10^{+1}$	$5,16 \times 10^{-1}$
5×10^{-2}	$3,22 \times 10^{-2}$	4×10^0	$8,69 \times 10^{-1}$	$1,7 \times 10^{+1}$	$4,86 \times 10^{-1}$
6×10^{-2}	$3,29 \times 10^{-2}$	$4,5 \times 10^0$	$9,52 \times 10^{-1}$	$1,8 \times 10^{+1}$	$4,72 \times 10^{-1}$
8×10^{-2}	$3,59 \times 10^{-2}$	5×10^0	$9,96 \times 10^{-1}$	$1,9 \times 10^{+1}$	$4,43 \times 10^{-1}$
1×10^{-1}	$4,01 \times 10^{-2}$	$5,5 \times 10^0$	$1,06 \times 10^0$	$2 \times 10^{+1}$	$4,32 \times 10^{-1}$
$1,5 \times 10^{-1}$	$5,59 \times 10^{-2}$	6×10^0	$1,12 \times 10^0$		

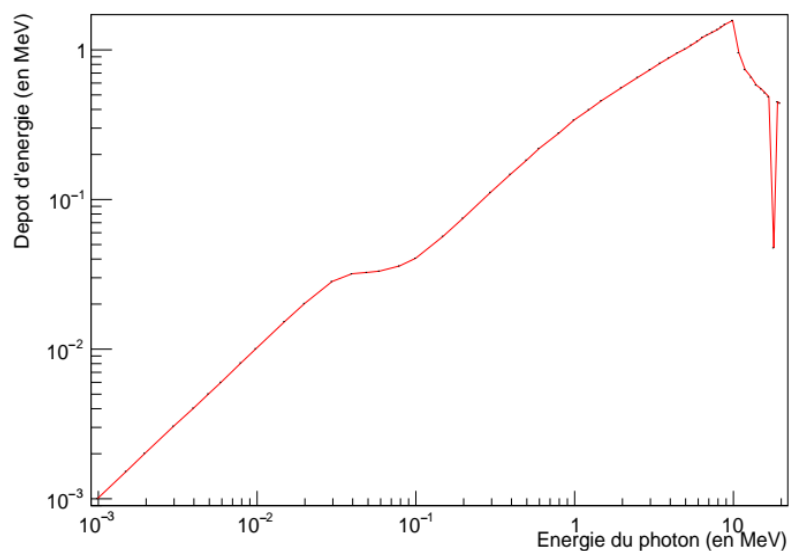


Fig.4. Energie déposée par les photons dans un cube de 10cm d'eau liquide en fonction de l'énergie du photon incident (0,001 à 20 MeV)

La Fig.4 donne la distribution du dépôt d'énergie dans un cube d'eau liquide de 10cm de côté pour une gamme d'énergie photonique allant de 0,001 à 20 MeV. On constate que la courbe donnant la variation du dépôt d'énergie en fonction de l'énergie incidente croît linéairement pour une gamme d'énergie comprise entre 1 keV et 20 keV. Puis elle continue à croître de façon non linéaire jusqu'à atteindre le pic maximal pour une énergie de 10 MeV délimitant la zone de prédominance de l'effet Compton avant de décroître pour atteindre un deuxième pic autour de 20 MeV. Il est ressorti de cette étude que pour une énergie du photon comprise entre 1 keV et 20 keV la perte d'énergie dans l'eau liquide est totale car toute l'énergie du photon incident a été déposée dans le milieu considéré d'interaction. La dose déposée dans la matière varie avec l'énergie du rayonnement

incident. Et pour une énergie photonique supérieure à 20 keV, le photon perd une partie de son énergie dans un cube d'eau de 10cm de longueur et que l'autre partie de son énergie traverse le milieu d'interaction sans interagir. Le pic maximal du dépôt d'énergie observé pour une énergie de photon de 10 MeV montre que la probabilité d'ionisation dans un volume de $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ d'eau liquide est maximale pour cette valeur de l'énergie incidente de 10 MeV. Le deuxième pic observé sur la Fig.2 est dû à l'effet de Bremsstrahlung (rayonnement de freinage). Par conséquent, lorsqu'un faisceau de photons traverse la matière biologique, il dépose de l'énergie selon le mode d'interaction prépondérant qui lui-même dépend de l'énergie incidente. Ce dépôt d'énergie provoque des ionisations dues aux effets prédominant dans cette gamme d'énergie

(photoélectrique, Compton et création de paires). Les résultats issus de ce calcul permettant d'estimer la dose déposée par lesdits photons sont importants à considérer en vue de minimiser le risque de dommage sur les cellules saines par la radiation lors des applications en radiothérapie et pour les besoins des diagnostics où la plage d'énergie utilisée est comprise entre 0.001 et 20 MeV. En effet, le débit de dose correspondant au dépôt maximal d'énergie rapporté à la durée d'exposition aux photons dans le cas de notre calcul de simulation est estimé à 1,5 $\mu\text{Sv}/\text{heure}$ (soit 13.1 mSv/an). Cette valeur reste inférieure à la limite de dose admissible de 20 mSv/an selon les réglementations en vigueur de la CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique).

IV. Conclusion et perspectives

Dans cette étude, des calculs de simulation Monte Carlo GEANT4 pour la modélisation des effets induits par le passage des photons à travers l'eau liquide ont été effectués, et plus particulièrement pour permettre de calculer les paramètres physiques, à savoir le coefficient d'atténuation massique et la longueur de relaxation du parcours des photons dans l'eau. En outre, elle a permis de modéliser la distribution de dose déposée dans un volume d'eau liquide considéré comme milieu d'interaction. Les résultats obtenus par simulation ont été comparés avec les résultats standards de la base des données NIST et Seltzer afin d'évaluer le degré de précision de l'outil GEANT4. Il en est ressorti de très bons accords suite à cette comparaison avec des coefficients de corrélation de 0,9902 et 0,9100 respectivement pour le libre parcours moyen et le coefficient d'atténuation massique. En perspective, nous envisageons de simuler le dépôt d'énergie du photon dans l'eau en considérant dans la solution aqueuse les atomes tels que l'oxygène, l'azote et le carbone qui sont les éléments essentiels de l'ADN.

V. Références

- Ripan Biswas, Hossain Sahadath, Abdus Sattar Mollah, Md. Fazlul Huq, *Calculation of gamma-ray attenuation parameters for locally developed shielding material: Polyboron*, Journal of Radiation Research and Applied Sciences, Vol9, Iss1, 2016, <https://doi.org/10.1016/j.jrras.2015.08.005>.
- J., Daures, J. Gouriou, JM. Bordy, 2009. *Calcul des coefficients de conversion Hp(3)lkair au moyen du code de Monte-Carlo penelope et comparaison avec les resultats de calculs MCN. CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel (LNE-LNHB), F-91191 Gif-sur-Yvette, France . Radiological Protection in Medicine. ISBN 978-2-11-129134-8, 2008.*
- F. Paquet IRSN, CIPR.2009. *Le concept de dose en radioprotection Utilisation et limites*. BOLUS, N.E.2001. « *Basic review of radiation biology and terminology* », Journal of nuclearmedicine technology, vol.29,no 2,p.67–73.
- K.H. Mahdi, Z.S. Ahmed, A.F.Mkhaiber, 2012. *Calculation and Study of Gamma ray Attenuation Coefficients for Different Composites*; Ibn AL-Haitham Journal For Pure and Applied Science
- GEANT4 User's Guide for Toolkit Developers Release 10.5., 2019.*
- Isabelle Fonteille. *Etude et conception d'un détecteur 2D transparent permettant le suivi en temps réel de l'administration des traitements rcmi. Médecine humaine et pathologie. Université Grenoble Alpes, 2016. Français. (NNT : 2016GREAS039). (tel-01691729)*
- GEANT4 Installation Guide Documentation Release 10.5., 2019.*
- GEANT4 Physics Reference Manual Release 10.5., 2019.*
- Manjunathaguru, V., Umesh, T.K. *Simple parametrization of photon mass energy absorption coefficients of H-, C-, N- and O-based samples of biological interest in the energy range 200–1500 keV. Pramana - J Phys 72, 375–387 (2009). <https://doi.org/10.1007/s12043-009-0033-8>*
- YILMAZ, DEMET; ŞAHİN, YUSUF; and DEMİR, LÜTFÜ (2015) "Studies on mass attenuation coefficient, mass energy absorption coefficient, and kerma for Fe alloys at photon energies of 17.44 to 51.70 keV," Turkish Journal of Physics: Vol. 39: No. 1, Article 11. <https://doi.org/10.3906/fiz-1408-4> <https://journals.tubitak.gov.tr/physics/vol39/iss1/11>
- Hubbell, J. and Seltzer, S. (1995), *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z = 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetry interest.*, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, <https://doi.org/10.6028/NIST.IR.5632>

