

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Saad Dahlab-Blida 1
Faculté des Sciences
Département de Physique



Mémoire de Master

Pour l'obtention du diplôme de master en :

Physique Médicale

**Optimisation de la Protection Oculaire dans le Milieu Médical : Validation
de GATE pour les Coefficients de Conversion $H_p(3)/K_{air}$.**

Présenté par :

Djira Dounia

Rahali Hanane

Soutenu le 01 Juillet 2024 devant le jury composé de :

Mme. A. CHERFI	MAA	U.S.D. Blida 1	Président
Mr. M. LAOUES	MCB	U.S.D. Blida 1	Encadrant
Mr. A. Sidi Moussa	Physicien Médical Principal	CSAC	Examineur

Remerciements

On remercie Dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu voir le jour sans l'aide et l'encadrement de Mr. M. Laoues, on le remercie pour la qualité de son encadrement exceptionnel, pour sa patience, sa rigueur et sa disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

Comme nous tenons à exprimer également nos remerciements à tous les membres qui ont dédié pour notre travail leur accueil chaleureux, leur amitié et leur bonne humeur constante. Merci de nous avoir accordé leur patience durant des moments parfois difficiles.

Dédicace

Je dédie ce mémoire :

A l'homme de ma vie, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir ; papa je t'aime.

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, la flamme de mon cœur, ma vie et mon bonheur ; maman que j'adore.

Pour leur sacrifice, leur patience, leur soutien, et leur encouragement.

À mes frères Mustafa, Salem, Bilal, Abdou, Achref et ma sœur Naima.

À tout ma famille.

À mes chères amies.

Ainsi que qu'à tous ceux qui sont proches à mon cœur.

.....Dounia

Dédicace

Je dédie cet événement marquant de ma vie à la mémoire de mon père disparu trop tôt.

A ma très chère mère.

Quoi que je fasse ou que je dise, je ne saurai point te remercier comme il se doit. Ton affection me couvre, ta bienveillance me guide et ta présence à mes côtés a toujours été ma source de force pour affronter les différents obstacles.

A ma chère sœur Chaïma pour son soutien moral.

A mes chers frères Ismail et Fateh qui m'ont toujours encouragé.

A tous mes amis.

.....Hanane

Résumé

Dans cette étude, nous avons utilisé la plateforme de simulation GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) pour calculer les coefficients de conversion $Hp(3)/K_{air}$ en fonction de l'énergie et de l'angle dans un fantôme cylindrique constitué de quatre matériaux équivalents tissus. L'objectif principal de ce projet est d'améliorer les normes de protection du personnel médical lors de procédures pouvant conduire à des expositions potentiellement élevées, et de développer des méthodologies pour une meilleure estimation et réduction de l'exposition. Cette étude complète la partie du rapport de l'ENEA concernant le calcul des coefficients de conversion liés à la grandeur opérationnelle $Hp(3)$. Un ensemble de coefficients de conversion $Hp(3)/K_{air}$, en fonction de l'énergie et de l'angle, dans le nouveau fantôme proposé constitué d'un cylindre fait de quatre matériaux équivalents aux tissus, ont été calculés en utilisant la plateforme de simulation Monte-Carlo GATE. Les valeurs de $Hp(3)$ ont été déterminées en termes de dose absorbée, conformément à la définition de cette grandeur, ainsi qu'en utilisant l'approximation kerma précédemment rapportée dans les rapports de l'ICRU. Pour les photons de faible énergie, jusqu'à 1 MeV, les deux séries de facteurs de conversion sont en bon accord. Néanmoins, les différences augmentent à des énergies plus élevées. Ceci est principalement dû au manque d'équilibre électronique, en particulier pour les faibles angles d'incidence. Les valeurs des coefficients de conversion obtenues avec le code MCNP publiées par l'ENEA et celles obtenues avec le code PENELOPE publiées par CEA-LIST/LNHB sont cohérentes avec les calculs GATE utilisant l'approximation kerma. Elles sont cohérentes avec les calculs antérieurs dans des fantômes de géométries différentes. Cependant, au-dessus de 1 MeV, les différences entre les facteurs de conversion calculés en termes de dose absorbée ou avec l'approximation kerma augmentent significativement, en particulier pour les faibles angles d'incidence. À ces énergies, le transport des électrons doit être simulé.

Mots Clés : Equivalent de dose individuel ; dosimétrie du cristallin ; coefficients de conversion ; GATE code; simulations Mont-Carlo; grandeurs opérationnelles.

Abstract

In this study, we used the GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) simulation platform to calculate the $Hp(3)/K_{air}$ conversion coefficients as a function of energy and angle in a cylindrical phantom consisting of four tissue-equivalent materials. The main objective of this project is to improve the standards of protection for medical personnel during procedures that may lead to potentially high exposures, and to develop methodologies for better estimation and reduction of exposure. This study complements the part of the ENEA report regarding the calculation of conversion coefficients related to the operational quantity $Hp(3)$. A set of $Hp(3)/K_{air}$ conversion coefficients, as a function of energy and angle, in the proposed new phantom consisting of a cylindrical phantom made of four tissue-equivalent materials, were calculated using the Monte-Carlo simulation platform GATE. The values of $Hp(3)$ were determined in terms of absorbed dose, in accordance with the definition of this quantity, as well as using the kerma approximation previously reported in ICRU reports. For low-energy photons, up to 1 MeV, the two sets of conversion factors are in good agreement. However, the differences increase at higher energies. This is mainly due to the lack of electronic equilibrium, particularly for low incident angles. The values of the conversion coefficients obtained with the MCNP code published by ENEA and those obtained with the PENELOPE code published by CEA-LIST/LNHB are consistent with the GATE calculations using the kerma approximation. They are consistent with previous calculations in phantoms of different geometries. However, above 1 MeV, the differences between the conversion factors calculated in terms of absorbed dose or with the kerma approximation increase significantly, particularly for low incident angles. At these energies, electron transport must be simulated.

Key Words: Personal dose equivalent, eye-lens dosimetry; conversion coefficients; GATE code; Monte-Carlo simulations; operational quantities.

ملخص

في هذه الدراسة، استخدمنا منصة محاكاة GATE (تطبيق Geant4 للانبعاثات المقطعية) لحساب معاملات تحويل $Hp(3)/Kair$ كدالة للطاقة والزاوية في شبخ أسطواني مصنوع من أربع مواد مكافئة للأنسجة. والهدف الرئيسي من هذا المشروع هو تحسين معايير حماية الموظفين الطبيين أثناء الإجراءات التي يمكن أن تؤدي إلى احتمال التعرض الشديد، ووضع منهجيات لتحسين تقدير التعرض والحد منه. تكمل هذه الدراسة الجزء من تقرير ENEA المتعلق بحساب معاملات التحويل المتعلقة بالحجم التشغيلي Hp (3). تم حساب مجموعة من معاملات تحويل $Hp(3)/Kair$ ، كدالة للطاقة والزاوية، في الشبخ الجديد المقترح المكون من أسطوانة مصنوعة من أربع مواد مكافئة للأنسجة، باستخدام منصة محاكاة Monte-Carlo GATE. تم تحديد قيم Hp (3) من حيث الجرعة الممتصة، وفقاً لتعريف هذا الحجم، وكذلك باستخدام التقريب kerma الذي تم الإبلاغ عنه سابقاً في تقارير ICRU. بالنسبة للفوتونات ذات الطاقة المنخفضة، حتى 1 MeV، فإن سلسلتي عوامل التحويل في اتفاق جيد. ومع ذلك، تزداد الفروق مع ارتفاع الطاقات. ويرجع ذلك أساساً إلى عدم وجود توازن إلكتروني، لا سيما بالنسبة لزوايا الإصابة المنخفضة. قيم معاملات التحويل التي تم الحصول عليها باستخدام رمز MCNP الذي نشرته ENEA وتلك التي تم الحصول عليها باستخدام رمز PENELOPE الذي نشرته CEA-LIST/LNHB متسقة مع حسابات GATE باستخدام التقريب kerma. إنها متسقة مع الحسابات السابقة في أشباح الهندسة المختلفة. ومع ذلك، فوق 1 MeV، فإن الاختلافات بين عوامل التحويل المحسوبة من حيث الجرعة الممتصة أو مع التقريب kerma تزداد بشكل كبير، ويرجع ذلك أساساً إلى عدم وجود توازن إلكتروني، لا سيما بالنسبة لزوايا الإصابة المنخفضة. قيم معاملات التحويل التي تم الحصول عليها باستخدام رمز MCNP الذي نشرته ENEA وتلك التي تم الحصول عليها باستخدام رمز PENELOPE الذي نشرته CEA-LIST/LNHB متسقة مع حسابات GATE باستخدام التقريب kerma. إنها متسقة مع الحسابات السابقة في أشباح الهندسة المختلفة. ومع ذلك، فوق 1 MeV، تزداد الاختلافات بين عوامل التحويل المحسوبة من حيث الجرعة الممتصة أو مع تقريب kerma بشكل كبير، خاصة بالنسبة لزوايا الحدوث المنخفضة. في هذه الطاقات، يجب محاكاة نقل الإلكترون.

الكلمات الرئيسية: مكافئ الجرعة الفردية؛ وقياس جرعات العدسة؛ ومعاملات التحويل؛ رمز GATE؛ محاكاة مونت كارلو؛ كميات التشغيل.

Table des matières

Liste des Figures

Liste des tableaux

Abréviation

Introduction générale.....1

Chapitre I : Généralité sur la radiologie interventionnelle

I.1 Introduction..... 3

I.2 La radiologie interventionnelle..... 3

I.2.1 Les maladies et les procédures pratiqué en radiologie interventionnelle 3

I.2.2 Les techniques d'imageries utilisées en radiologie interventionnelle..... 4

I.2.2.1 La radioscopie : 4

I.2.2.2 L'angiographie 4

I.2.2.3 L'échographie-doppler : 5

I.2.2.4 Scanner rayon X : 5

I.2.2.5 L'imagerie par résonance magnétique (IRM) : 6

I.2.3 Description d'une unité de radiologie interventionnelle 7

I.2.4 Le principe de la radiologie interventionnelle..... 7

I.2.4.1 Principe médicale : 7

I.2.4.2 Principe physique : 8

I.3 Les Interactions des rayonnements électromagnétique (RX) avec la matière 8

I.3.4 Les interactions photon-matière..... 8

I.3.4.1 Effet photoélectrique 8

I.3.4.2 Effet Compton 9

I.3.1 Section efficace.....10

I.3.2 Coefficient linéique d'atténuation.....10

I.3.3 Couche de demi atténuation.....10

I.4 Dosimétrie..... 11

I.4.1 Grandeurs physiques..... 11

I.4.1.1 La Fluence (Φ) 11

I.4.1.2 Kerma (K)..... 11

I.4.1.3 Le débit de Kerma 12

I.4.1.4 Kerma dans l'air : 12

I.4.1.5 Dose absorbée..... 12

I.4.1.6 Le débit de dose absorbée	13
I.4.2 Grandeurs opérationnelles.....	13
I.4.2.1 Surveillance individuelle :	13
I.4.2.2 L'équivalent de dose ambiant H^* (d).....	13
I.4.2.3 L'équivalent de dose directionnel H' (d, Ω)	14
I.5 La radioprotection	14
I.5.1 Introduction.....	14
I.5.2 Mesure des rayonnements ionisants : définition des paramètre physique et outils de mesure.....	14
I.5.2.1 La dose équivalente (H) ou dose d'organe.....	14
I.5.2.2 La dose efficace (E)	15
I.5.3 Les effets biologiques des rayonnements ionisants en radiologie interventionnelle	16
I.5.3.1 Les effets déterministes (non stochastique)	16
I.5.3.2 Les effets stochastiques ou aléatoire	16
I.5.4 Les principes de base de la radioprotection	17
I.5.4.1 Justification des pratiques	17
I.5.4.2 Limitation	17
I.5.4.3 Optimisation (principe ALARA).....	18
I.5.5 Contrôle de l'exposition	18
I.5.5.1 Le temps.....	18
I.5.5.2 Distance.....	19
I.5.5.3 Ecran.....	19
I.5.6 Les équipements de protection	19
I.5.6.1 Les équipements de protection individuelle	20
I.5.6.2 Les équipements de protection collective	20
Chapitre II : La plate-forme de simulation Monte Carlo GATE pour les applications dosimétriques	
II.1 Introduction	21
II.2 Les processus électromagnétiques dans GEANT4	22
II.2.1 Interactions des électrons en physique médicale.....	22
II.2.1.1 Ionisation.....	22
II.2.1.2 Bremsstrahlung	22
II.2.2 Parcours des électrons : profondeur de pénétration.....	24

II.2.3 Le code de simulation GEANT4	26
II.2.4 Les modèles de processus électromagnétiques dans GEANT4	28
II.2.4.1 Le suivi des particules dans GEANT4.....	28
II.2.4.2 Le processus de diffusion multiple "MSC-Multiple Scattering" dans GEANT4.....	29
II.2.4.3 Limitation de la longueur du pas pour les électrons	30
Chapitre III : Validation de GATE par estimation des facteurs de conversion	
III.1 Introduction	31
III.2 Matériels et Méthodes	32
III.2.1 Calculs de <i>kair</i>	32
III.2.2 Calculs <i>Hp(3)</i>	32
III.3 Résultats	36
III.3.1 Détermination de <i>Kair</i>	36
III.3.2 Coefficients de conversion <i>Hp(3)/Kair</i> , avec <i>Hp(3)</i> calculés en termes d'approximation du kerma	37
III.3.3 Coefficients de conversion <i>Hp(3)/Kair</i> , avec <i>Hp(3)</i> calculés en termes de la dose absorbée.....	41
III.4 Discussion	45
Conclusion générale.....	54
Références bibliographiques.....	55

Liste des Figures

<i>Figure I.1: L'appareil qui utilisé en l'angiographie interventionnelle.....</i>	<i>5</i>
<i>Figure I.2: L'appareil de scanner (TDM) utilisé en radiologie interventionnelle.....</i>	<i>6</i>
<i>Figure I.3: L'appareil qui utilisé en IRM interventionnel.....</i>	<i>7</i>
<i>Figure I.4 : La représentation schématique d'une unité de radiologie intentionnelle à RX..</i>	<i>7</i>
<i>Figure I.5 : L'effet photoélectrique.....</i>	<i>10</i>
<i>Figure I.6: L'effet Compton.....</i>	<i>10</i>
<i>FigureII.1:Perte d'énergie par collision ou par radiation des électrons dans l'eau liquide.....</i>	<i>24</i>
<i>Figure II.2: Parcours et trajectoire d'un électron.....</i>	<i>25</i>
<i>FigureII.3:Architecture minimale d'un code de simulation dans GEANT4 [Thiam, 2007]</i>	<i>27</i>
<i>Figure II.4: Gestion des frontières géométriques dans GEANT4.....</i>	<i>29</i>
<i>Figure III.1: Vue schématique de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec le faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre [1].....</i>	<i>33</i>
<i>Figure III.2 : Vue schématique de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec le faisceau incident avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre [1].....</i>	<i>34</i>
<i>Figure III.3 : Une condition typique d'irradiation de la radiologie interventionnelle dans laquelle la tête de l'opérateur est placé au-dessus de la source d'irradiation à un angle indiqué dans lequel (par exemple) un cathéter est inséré à partir du l'artère fémorale et le faisceau touchent le tronc humain au niveau du foyer [1].....</i>	<i>34</i>
<i>Figure III.4 : Vue GATE de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec le faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre.....</i>	<i>35</i>
<i>Figure III.5 : Vue GATE de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec l'incident du faisceau avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre.....</i>	<i>35</i>
<i>Figure III.6 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un angle incident de 0 degré.....</i>	<i>46</i>
<i>Figure III.7 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un angle incident de 15 degrés.....</i>	<i>46</i>
<i>Figure III.8 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ contre l'énergie des photons à un angle incident de 30 degrés.....</i>	<i>46</i>
<i>Figure III.9 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un angle incident de 45 degrés.....</i>	<i>47</i>

<i>Figure III.10: Coefficient de conversion de $H_p(3)/K_{air}$ contre l'énergie de photon à l'angle incident de 60 degrés.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure III.11 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 75 degrés angle.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure III.12 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 90 degrés angle.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure III.13 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 105 degrés angle.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure III.14 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 120 degrés angle.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure III.15 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 135 degrés angle.....</i>	<i>49</i>
<i>Figure III.16 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 150 degrés angle.....</i>	<i>49</i>
<i>Figure III.17 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 165 degrés angle.....</i>	<i>49</i>
<i>Figure III.18 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 180 degrés angle.....</i>	<i>50</i>
<i>Figure III.19 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle 700 KeV faisceau de photon.....</i>	<i>50</i>
<i>Figure III.20 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 1MeV faisceau de photons.....</i>	<i>50</i>
<i>Figure III.21 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 1.5 MeV faisceau de photons.....</i>	<i>51</i>
<i>Figure III.22 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 5 MeV faisceau de photons.....</i>	<i>51</i>
<i>Figure III.23 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'angle incident de 0 à 180 degrés calculé en termes de dose absorbée avec GATE.....</i>	<i>52</i>
<i>Figure III.24 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'angle incident de 0 à 180 degrés calculé en termes d'approximation du kerma avec GATE.....</i>	<i>53</i>

Liste des Tableaux

Tableau I.1 : Facteur w_R de pondération pour les rayonnements.....	15
Tableau I.2 : Valeurs des facteurs d'exposition tissulaire w_T (CIPR 60 et CIPR 103)....	15
Tableau 1.4 : Caractéristiques des deux types d'effets biologiques.....	17
Tableau I.5 : Valeurs de limites recommandées (CIPR Publication 60).....	18
Tableau II.1: Pouvoirs d'arrêt et parcours des électrons dans l'eau : valeurs du NIST-ESTAR.....	25
Tableau III.1 : Valeurs K_{air}/Φ calculées avec la plate-forme GATE de 10 keV à 10 MeV	36
Tableau III.2 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles incidents (0° à 20°) calculés avec GATE en termes d'approximation du kerma.....	37
Tableau III.3 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (30° à 60°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.....	38
Tableau III.4 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (70° à 100°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.....	39
Tableau III.5 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (110° à 140°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.....	40
Tableau III.6 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (145° à 180°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.....	41
Tableau III.7 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour les angles incidents de 0° , 10° , 15° , 20° et 30° calculé avec GATE en termes de dose absorbée.....	42
Tableau III.8 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour les angles incidents de 45° , 60° , 75° , 90° et 105° calculé avec GATE en termes de dose absorbée.....	43
Tableau III.9 : Calcul du coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour les angles incidents de 120° , 135° , 165° et 180° avec GATE en termes de dose absorbée.....	44

Abréviation

ICRU : Commission internationale des unités et mesures radiologiques.

ICRP : Commission internationale de protection radiologique.

Kerma: Kinetic energy released in material.

K_r : Kerma de référence dans l'air.

Z : Numéro atomique d'un atome

D : Dose absorbé.

\dot{D} : Débit de la dose absorbé.

Gy: Gray.

J : Joule.

Kg : kilogramme.

\dot{K} : Débit de kerma.

S: Seconde.

ALARA: *As Low As Reasonably Achievable*.

TEL : Transfert d'énergie linéique.

GATE : Geant4 Application for Tomographic Emission.

MCNP : Monte Carlo N-Particle.

Penelope: PENetration and Energy LOss of Positons and Electrons.

Introduction Générale

La radiologie interventionnelle associe une technique d'imagerie radiologique (utilisant des rayons (X) à un geste invasif à visée diagnostique. L'intervention, effectuée sous anesthésie (locale ou générale) est guidée et contrôlée par l'image radiologique.

La radiologie interventionnelle a fait son apparition au milieu des années 1960 pour le traitement de pathologies cardio-vasculaires. Cette technique s'est depuis considérablement développée et est aujourd'hui également utilisée dans d'autres domaines, tels que la neurologie.

En raison de la durée et de la complexité des procédures, les doses de rayonnement délivrées aux patients peuvent être élevées et entraîner certains effets indésirables. Ces effets indésirables sont néanmoins à considérer au regard du bénéfice de l'intervention pour le patient.

S'appuyant sur les techniques les moins invasives existantes, ce type de radiologie permet d'obtenir des images diagnostiques et de procéder à des interventions médicales très peu invasives guidées par l'image chez des patients atteints de maladies touchant n'importe quel organe ou système. Par rapport à la chirurgie ouverte, les actes de radiologie interventionnelle causent moins de douleur, réduisent le risque d'infection et la période de convalescence, et requièrent une hospitalisation moins longue.

C'est donc une sous spécialité de la radiologie qui permet de pratiquer des traitements peu invasifs sous guidage par imagerie, en utilisant soit des rayons x pour le scanner et la fluoroscopie ou le champ magnétique pour l'IRM. Ces modalités d'imageries permettent de guider le médecin lors d'une ponction biologique.

Dans cette étude nous avons utilisé la plateforme de simulation GATE pour calculer les coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ en fonction de l'énergie et de l'angle dans un fantôme cylindrique 20*20 cm constitué de quatre matériaux équivalents tissus 76,2 % d'oxygène, 11,1 % de carbone, 0,1 % d'hydrogène et 2,6 % avec une masse volumique de 1 g/cm^3 .

L'objectif principal est d'améliorer les normes de protection du personnel médical lors de procédures pouvant conduire à des expositions potentiellement élevées, et de développer des méthodologies pour une meilleure estimation et réduction de l'exposition. Cette étude complète la partie du rapport de l'ENEA concernant le calcul des coefficients de conversion

liés à la grandeur opérationnelle $Hp(3)$. Un ensemble de coefficients de conversion $Hp(3)/Kair$, en fonction de l'énergie et de l'angle, dans le nouveau fantôme proposé constitué d'un cylindre fait de quatre matériaux équivalents tissus, ont été calculés en utilisant la plateforme de simulation Monte-Carlo GATE.

Les valeurs de $Hp(3)$ ont été déterminées en termes de dose absorbée, conformément à la définition de cette grandeur, ainsi qu'en utilisant l'approximation kerma précédemment rapportée dans les rapports de ICRU. Pour les photons de faible énergie, jusqu'à 1 MeV, les deux séries de facteurs de conversion sont en bon accord.

Le manuscrit est scindé en trois chapitres :

Le premier chapitre a pour objet d'expliquer les généralités sur la radiologie interventionnelle, nous présentons aussi la dosimétrie et la radioprotection dans un service de radiologie interventionnelle.

Le Deuxième chapitre présente le code de simulation GATE.

Dans le dernier chapitre nous présentons le matériel qui est utilisé pour les mesures, les résultats et la discussion ainsi que leurs interprétations.

Enfin, notre manuscrit sera achevé par une conclusion générale qui résume notre étude.

I.1 Introduction

De nos jours, les rayonnements ionisants occupent une place importante dans le domaine de l'imagerie médicale. Avec le développement des actes dits interventionnels, l'imagerie permet d'accomplir des gestes thérapeutiques très précis.

La radiologie interventionnelle, née il y a quelques dizaines d'années des contre-indications de la chirurgie, s'est beaucoup développée et a aujourd'hui des indications bien précises. Moins invasive que la chirurgie, dont elle devient une alternative, la radiologie interventionnelle permet souvent de limiter les risques et d'éviter des coûts d'hospitalisation. Elle est devenue une spécialité à part entière.

I.2 La radiologie interventionnelle

La radiologie interventionnelle est une spécialité de la radiologie proposant un ensemble d'examens médicaux à but diagnostique, à l'aide d'un appareil de radioscopie, d'un scanner, d'une échographie voire d'une IRM. Avec ces différentes techniques, il est possible de visualiser les structures anatomiques afin de pouvoir se localiser à l'intérieur du corps humain [1].

I.2.1 Les maladies et les procédures pratiques en radiologie interventionnelle

La radiologie interventionnelle consiste à introduire un cathéter (tube flexible, long et fin) dans l'organisme, généralement dans une artère. Le cathéter est utilisé à la fois pour l'imagerie médicale et pour les actes diagnostiques. Ces actes visent principalement à déboucher des vaisseaux sanguins : les artères coronaires pour prévenir les crises cardiaques, les artères carotides pour prévenir les accidents vasculaires cérébraux ou les artères rénales pour soigner l'hypertension secondaire.

La radiologie interventionnelle a aussi d'autres applications :

La biopsie guidée par l'imagerie, qui permet de prélever des échantillons de masse solide sans recourir à des actes chirurgicaux plus lourds ;

L'embolisation des anévrismes cérébraux, qui permet de prévenir des hémorragies intracérébrales pouvant avoir de graves conséquences ; et le drainage des abcès purulents pouvant apparaître à la suite d'interventions chirurgicales.

1.1.2 Les techniques d'imageries utilisées en radiologie interventionnelle

Le guidage par l'imagerie est un des fondements en radiologie interventionnelle. Des avancées technologiques considérables dans tous les domaines de l'imagerie interventionnelle ou thérapeutique, et notamment dans le domaine du matériel et des dispositifs médicaux implantables parallèlement au développement des techniques d'imagerie diagnostique. Ces derniers ont amélioré le diagnostic et le bilan anatomique et lésionnel des patients. Plus récemment, l'amélioration de la qualité de l'imagerie et l'accès à la multimodalité en salle d'interventionnel a amélioré la qualité et la précision du geste et a permis aussi un nombre croissant d'interventions [2].

I.2.2.1 La radioscopie :

La radioscopie avec un appareil mobile est utilisée en Centre interdisciplinaire en gestion de la douleur. Le médecin utilise la radioscopie pour guider ses interventions. Pour faire de la radioscopie, on utilise une certaine quantité de rayons X. La quantité dépend de ce que nous voulons obtenir, des produits de contraste utilisés et de l'épaisseur de la structure à radiographier [3].

La radioscopie a permis les premières études dynamiques du mouvement des organes internes du corps. En effet, elle a été le tout premier moyen d'observation de certaines fonctions vitales comme la déglutition, la respiration, l'ouverture et la fermeture des valvules du cœur. La qualité des images est améliorée par des amplificateurs de luminance qui réduisent considérablement la dose d'irradiation du patient. La visualisation des images peut se faire directement à l'écran fluorescent (radioscopie classique), ou les images peuvent être imprimées au fur et à mesure qu'elles apparaissent à l'écran, ou, encore, elles peuvent être enregistrées par un système de traitement des images, puis visualisées sur un écran de télévision (radioscopie télévisée) [4].

I.2.2.2 L'angiographie

Elle Consiste en une radiographie après injection de produit de contraste. Elle est utilisée pour toutes les interventions vasculaires (périphérique, coronaire, neurologique...)

Elle s'effectue grâce à un tube à RX en arceau classique, qui permet ainsi de voir les vaisseaux sous de nombreuses incidences [5].



Figure I.1 : l'appareil utilisé en l'angiographie interventionnelle

I.2.2.3 L'échographie-doppler :

L'échographie est une technique d'exploration basée sur les ultrasons. Une sonde envoie un faisceau d'ultrasons dans la zone du corps à explorer. Selon la nature des tissus, ces ondes sonores sont réfléchies avec plus ou moins de puissance. Le traitement de ces échos permet une visualisation des organes observés.

Elle associe une échographie, qui permet de visualiser les vaisseaux, à une fonction « doppler », qui permet d'observer les conditions d'écoulement du sang dans ces vaisseaux.

On parle *d'écho – doppler* artériel lorsqu'on visualise les artères spécifiquement et *d'écho – doppler* veineux quand on visualise des veines.

Elle est employée pour les biopsies et ponctions percutanées, examens fréquents et relativement banals en imagerie interventionnelle [6].

I.2.2.4 Scanner rayon X :

Le scanner appelé aussi tomodynamomètre est un examen qui utilise les rayons. Son principe consiste à réaliser des images en coupes fines. En tournant autour de patient, le couple tube à rayons X - détecteurs permettent d'obtenir une succession de projection de l'absorption du patient selon différents angles, qui permet de reconstruire une image en coupe.

Le déplacement horizontal du patient permet autant de coupes que nécessaire au diagnostic. Le scanner hélicoïdal permet de reconstruire une image en trois dimensions à l'aide de 60 à 80 coupes de 1 mm d'épaisseur.

L'utilisation de cette technique en radiologie interventionnelle pose un problème de radioprotection. De ce fait, de multiples précautions et équipements de protection individuel et collectifs doivent être utilisés dans l'objectif d'optimisation et de réduire au maximum l'irradiation des patients [7].



Figure 1.2: l'appareil de scanner (TDM) utilisé en radiologie interventionnelle.

1.2.2.5 L'imagerie par résonance magnétique (IRM) :

L'IRM permet une analyse très fine de la structure des tissus, ses champs d'application sont larges. C'est ainsi que cet examen est particulièrement utilisé dans l'exploration des pathologies cérébrales, rachidiennes, osseuses, articulaires, digestives, gynécologiques, vasculaires et cardiaques [8].

L'aimant de l'appareil produit un champ magnétique très puissant qui aligne les noyaux d'hydrogène contenus dans les tissus organiques. A l'arrêt de la simulation, les antennes réceptrices captent les ondes émises par ces noyaux d'hydrogène. Le signal produit est analysé et forme une image de l'organe d'intérêt du corps du patient. Elles sont ensuite interprétées par un radiologue. L'IRM ne permet pas seulement d'étudier la morphologie des organes, elle permet de suivre le fonctionnement du cerveau (l'IRM fonctionnelle) et de connaître l'organisation tissulaire (c'est l'IRM de diffusion). Au niveau du cerveau, la

fractographie, réalisée à partir de séquences d'IRM de diffusion, permet de visualiser les fibres neuronales [9].



Figure I.3 : l'appareil qui utilisé en IRM interventionnelle.

I.2.3 Description d'une unité de radiologie interventionnelle

Une unité de radiologie interventionnelle à RX , est composée d'un amplificateur de brillance, du générateur de RX et de la table du patient.

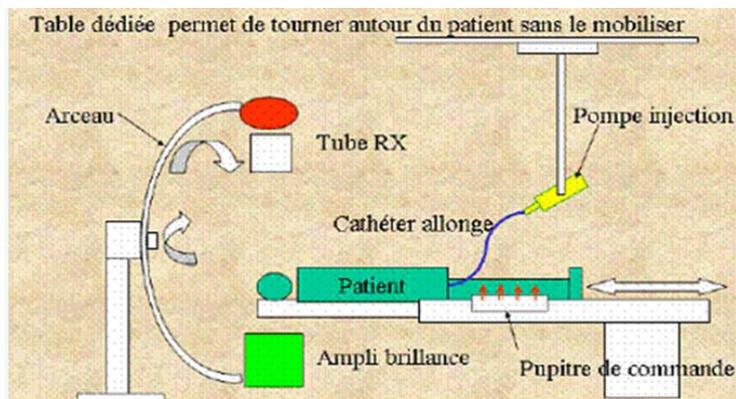


Figure I.4: La représentation schématique d'une unité de radiologie intentionnelle à RX.

I.2.4 Le principe de la radiologie interventionnelle

I.2.4.1 Principe médicale :

La radiologie interventionnelle désigne l'ensemble des actes médicaux réalisés par les médecins radiologues sous contrôle radiologique permettant le traitement ou le diagnostic invasif de nombreuses pathologies [10].

La radiologie interventionnelle est une spécialité de la radiologie proposant un ensemble d'examens médicaux à but diagnostique ou thérapeutique, à l'aide d'un appareil de radioscopie, d'un scanner, d'une échographie voire d'une IRM. Avec ces différentes techniques, il est possible de visualiser les structures anatomiques afin de pouvoir se localiser à l'intérieur du corps humain.

A l'aide de cathéters, d'aiguilles de biopsie ou de drains, le principe de la radiologie interventionnelle est d'accéder à l'intérieur du corps humain pour effectuer un prélèvement (biopsies), d'injecter des médicaments localisés (infiltrations), du produit de contraste (arthrographies) ou traiter des pathologies vasculaires dans les artères ou les veines (angioplasties, thrombectomies...).

I.2.4.2 Principe physique :

La radiologie interventionnelle utilise une source émettrice de rayons X. Ces rayons sont alors dirigés vers la zone d'intérêt au niveau du patient. Ils se propagent en ligne droite et interagissent avec les matières selon différentes modalités ; certains rayons sont absorbés par l'effet photoélectrique alors que d'autres sont diffusés par effet Compton. En effet, les rayons sont invisibles, il faut alors une étape supplémentaire pour obtenir une image analysable [11].

I.3 Les Interactions des rayonnements électromagnétiques (RX) avec la matière

I.3.1 Les interactions photon-matière

I.3.3.1 Effet photoélectrique

C'est un phénomène d'absorption totale. Le photon incident disparaît après avoir donné toute son énergie à un électron d'un atome du milieu.

L'électron éjecté emporte une énergie cinétique E_c égale à la différence entre l'énergie $E_{h\nu}$ du photon incident et son énergie de liaison W .

$$E_c = E_{h\nu} - W \dots\dots\dots(\text{Equation I.4})$$

A la suite de l'expulsion de l'électron par effet photoélectrique, il y a réarrangement électronique avec émission de photons de fluorescence

- Soit de photon X pour les atomes lourds

- Soit de photons ultra-violetes pour les atomes légers.

Le photon de fluorescence peut à son tour expulser un deuxième électron de l'atome ; dans ce cas on dit qu'il s'agit d'un électron Auger.

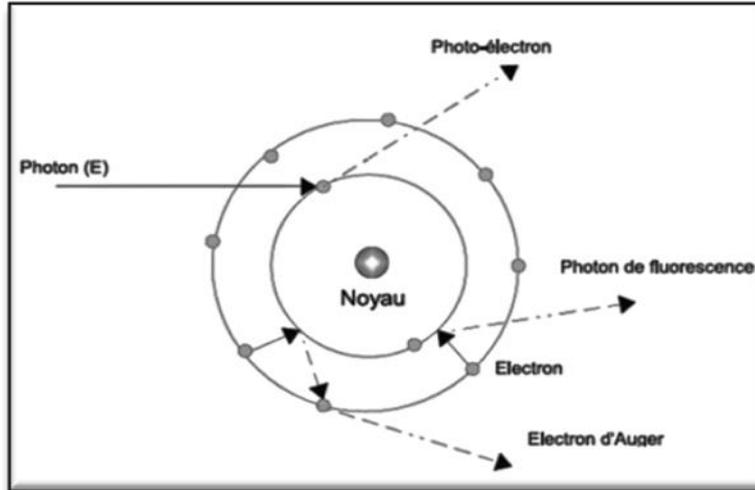


Figure I.5: L'effet photoélectrique.

I.3.3.2 Effet Compton

La diffusion Compton correspond à un choc entre un photon $h\nu$ et un électron de valence faiblement lié. Le photon est alors diffusé avec une énergie inférieure à son énergie incidente $h\nu_0$ (avec $\nu_0 < \nu$). L'électron dit de recul est éjecté avec une énergie cinétique E_{cin} complémentaire de l'énergie du photon diffusé ($h\nu = h\nu_0 + E_{cin}$) et un angle φ . Cet électron de recul peut provoquer des ionisations ultérieures. L'angle de diffusion de l'électron de recul peut être calculé à l'aide de la formule suivante :

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \varphi) \dots \dots \dots \text{(Equation I.5)}$$

Où $\Delta\lambda$ est la différence de longueur d'onde entre le photon incident et le photon diffusé, m_e est la masse de l'électron ($m_e = 5,4859 \cdot 10^{-4} \text{uma}$). C : c'est la vitesse de propagation de la lumière dans le vide ($c = 2,98 \cdot 10^8 \text{ ms}^{-1}$).

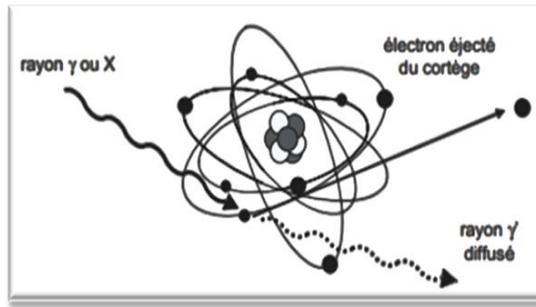


Figure 1.6: L'effet Compton.

1.3.2 Section efficace

Du fait de la neutralité électrique du photon, son interaction avec la matière est un phénomène aléatoire dont la probabilité est proportionnelle à l'épaisseur de la matière traversée.

La probabilité d'une interaction entre un photon et un atome (ou l'un de ses électrons) est donnée par la section efficace σ , rapport entre le nombre d'interactions par seconde et le nombre de photons incidents par unité de surface et par seconde. La section efficace σ a donc la dimension d'une surface [12].

1.3.3 Coefficient linéique d'atténuation

La probabilité d'interaction μ d'un photon par unité de longueur est appelée coefficient linéique d'atténuation. C'est le produit de la section efficace σ par la densité atomique n (nombre d'atomes par unité de volume) :

$$\mu = n\sigma = \frac{dN'}{N' \cdot dx'} \dots \dots \dots \text{(Equation I.1)}$$

Le coefficient linéique d'atténuation a la dimension de l'inverse d'une longueur ; l'intégration de cette relation conduit à une loi exponentielle décroissante liant l'intensité du faisceau de photons émergeant du milieu sans y avoir interagi à l'épaisseur traversée x :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \dots \dots \dots \text{(Equation I.2)}$$

1.3.4 Couche de demi atténuation

Le coefficient linéique d'atténuation est inversement proportionnel à une grandeur appelée couche de demi-atténuation (CDA), qui est l'épaisseur de matériau nécessaire pour atténuer la moitié des photons incidents. En effet, en écrivant $\frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu \text{CDA}}$, il vient immédiatement :

$$\mu = \frac{\ln 2}{\text{CDA}} \dots \dots \dots \text{(Equation I.3)}$$

I.4 Dosimétrie

Les effets des rayonnements ionisants sur la matière sont évalués grâce à des grandeurs dosimétriques. Ces grandeurs sont utilisées afin de pouvoir corréler ces effets avec la mesure physique. Elles traduisent les processus de conversion et de dépôt de l'énergie dans la matière par les rayonnements ionisants [13].

I.4.1 Grandeurs physiques

I.4.1.1 La Fluence (\emptyset)

I.4.1.1.1 La Fluence particulaire

Elle représente le nombre la particule par l'unité de surface dA , plus généralement employée pour les faisceaux de proton, neutron. Cette quantité sert à décrire un faisceau de rayonnement ionisant mono énergétique.

$$\emptyset = \frac{dN}{dA} \dots\dots\dots(\text{Equation I.6})$$

L'unité de la fluence particulaire s'exprime en (particule/cm²) [14].

I.4.1.1.2 La Fluence énergétique

Elle représente le rapport de l'énergie radiante R (transportée par les particules) à la surface dA du plan diamétral de la sphère :

$$\Psi = \frac{dN}{dA} \cdot E \dots\dots\dots(\text{Equation I.7})$$

$$\Psi = \emptyset \cdot E \dots\dots\dots(\text{Equation I.8})$$

Unité : J.m⁻²

I.4.1.2 Kerma (K)

Le terme kerma est. C'est le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les particules non chargées dans un élément de matière de masse dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \dots\dots\dots(\text{Equation I.9})$$

Unité : le gray (Gy) dont la dimension est le [J.kg-1] [14].

I.4.1.3 Le débit de Kerma

Est le quotient dK par dt où dK est la variation du kerma pendant l'intervalle de temps dt.

$$\dot{k} = \frac{dK}{dt} \dots \dots \dots \text{(Equation I.10)}$$

Unite: j/kg. soit Gy/s

I.4.1.4 Kerma dans l'air :

Pour un faisceau de photon mono-énergétique dans l'air, le kerma-air dans l'air, (K air) air à un point donné est proportionnel à la fluence de l'énergie Ψ ou la fluence de photons φ comme suit :

$$(k_{air})_{air} = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{air} = \phi hv \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{air} \dots \dots \dots \text{(Equation I.11)}$$

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{air}$ est le coefficient de transfert massique d'énergie de l'air pour l'énergie hv [15].

I.4.1.5 Dose absorbée

Dans un élément de volume donné on parle d'équilibre électronique lorsque les électrons mis en mouvement par les particules non chargées incidentes et qui entrent dans ce volume sont aussi nombreux que les électrons qui en sortent. Quand cet équilibre est atteint, la dose absorbée peut s'exprimer comme étant le produit du kerma par le rapport des coefficients massiques de transfert (μ_{tr}/ρ) et d'absorption d'énergie (μ_{en}/ρ) :

$$D = k \cdot \frac{(\mu_{tr}/\rho)}{(\mu_{en}/\rho)} \dots \dots \dots \text{(Equation I.12)}$$

Unité : le gray (Gy) (1 Gy = 1 J.kg-1)

En radiologie compte tenu des relativement faibles énergies de rayons X utilisées (<150 keV)

On peut considérer que la dose absorbée et le kerma sont deux grandeurs égales en tout point du milieu irradié. D'une part, parce que le parcours très faible des électrons secondaires permet d'assurer l'équilibre électronique dès l'entrée du milieu et d'autre part parce que la quasi absence de rayonnement de freinage de ces électrons secondaires peu énergétiques rend le rapport des coefficients massiques proche de l'unité [16].

I.4.1.6 Le débit de dose absorbée

Est le quotient de dD par dt , où dD est l'augmentation de dose absorbée dans l'intervalle de temps dt [17].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \dots\dots\dots(\text{Equation I.13})$$

Unite: Gy/S^{-1}

I.4.2 Grandeurs opérationnelles

Les grandeurs opérationnelles ont pour objectif d'approximer ces dernières en les surestimant légèrement afin de toujours se trouver dans l'approche la plus pénalisante du point de vue de la radioprotection. Ainsi les grandeurs opérationnelles représentent la dose équivalente en un point dans un fantôme ou le corps humain [18].

I.4.2.1 Surveillance individuelle :

Au lieu de deux grandeurs définies dans le rapport 39 de l'ICRU (ICRU, 1985) pour la surveillance individuelle, un concept simplifié appelé « équivalent de dose individuel » ou personnel $H_p(d)$ est recommandé pour des rayonnements fortement et faiblement pénétrants. Selon l'ICRU, rapport 51 (ICRU, 1993), $H_p(d)$ est l'équivalent de dose dans le tissu mou, à une profondeur appropriée « d », sous un point spécifié du corps ; $d = 10 \text{ mm}$, $d = 3 \text{ mm}$ ou $0,07 \text{ mm}$ [19].

- $d = 10 \text{ mm}$ pour la surveillance dosimétrique personnelle de l'organisme entier, $H_p(10)$ dans un tissu qui convient pour les rayonnements fortement pénétrants (photon, neutron, béta $> 14 \text{ MeV}$)
- $d = 0.07 \text{ mm}$ pour les rayonnements faiblement pénétrant (photon, neutrons, béta $< 3 \text{ MeV}$, ces profondeurs recommandés respectivement sont pour l'équivalent de dose à la peau, des extrémités noté $H_p(0.07)$ et au cristallin de l'œil $H_p(3)$.

I.4.2.2 L'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$

En un point du champ de rayonnement, est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ expansé et unidirectionnel correspondant, dans l'esphère ICRU, à une profondeur « d », sur le rayon opposé à la direction du champ unidirectionnel ; $d = 10 \text{ mm}$ pour les

rayonnements fortement pénétrants, 0,07 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants (dose à la peau) et 3 mm pour l'œil.

I.4.2.3 L'équivalent de dose directionnel H' (d, Ω)

En un point du champ de rayonnement, est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ expansé correspondant dans la sphère de l'ICRU, à une profondeur « d », sur un rayon dont la direction Ω est spécifiée ; $d = 0,07$ mm ou 3 mm [20].

I.5 La radioprotection

I.5.1 Introduction

La radioprotection correspond à l'ensemble des mesures mises en œuvre pour se protéger des effets néfastes reconnus ou potentiels des rayonnements ionisants (RI). En médecine, ces mesures concernent tout d'abord les patients et le personnel exposé professionnellement, et s'étendent également au public et à l'environnement. En plus de la gestion du risque physique, la radioprotection s'attache également à prendre en compte la dimension psychologique pour ne pas entretenir l'anxiété liée à l'exposition aux RI mais, au contraire, la diminuer [21].

I.5.2 Mesure des rayonnements ionisants : définition des paramètre physique et outils de mesure

I.5.2.1 La dose équivalente (H) ou dose d'organe

On peut la considérer comme la "dose toxique à l'organe irradié". Elle est obtenue par intégration du facteur de pondération radiologique w_R . Celui-ci prend en compte la nature du rayonnement, indépendamment de l'organe irradié. On peut le considérer comme le coefficient de toxicité du rayonnement.

La dose équivalente H est la dose absorbée (Gy) affectée de w_R à un organe donné. Elle s'exprime en Sievert (Sv) ou en millisievert (mSv).

$$H \text{ (Sv)} = D \text{ (Gy)} \cdot w_R \dots \dots \dots \text{(Equation I.14)}$$

Tableau I.1: Facteur w_R de pondération pour les rayonnements.

Rayonnement	Valeurs de w_R , CIPR Publication 60
Photons de toutes énergies	1
Électrons	1
Neutrons d'énergie :	
< 10 keV	5
10 – 100 keV	10
100 keV – 2 MeV	20
2 MeV – 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Particules alpha, fragments de fission, noyaux lourds	20

I.5.2.2 La dose efficace (E)

La dose efficace est un indicateur du risque de détriment global que fait courir une exposition aux rayonnements ionisants, elle intègre le facteur de pondération tissulaire w_T (tableau I.2). Celui-ci prend en compte l'organe irradié (sa sensibilité, son importance, la gravité de la maladie induite), indépendamment de la nature du rayonnement, déjà prise en compte par w_R .

Tableau I.2: Valeurs des facteurs d'exposition tissulaire w_T (CIPR 60 et CIPR 103)

Tissu ou organe	Facteur w_T de pondération pour les tissus CIPR Publication 60
Gonades	0,2
Moelle osseuse (rouge)	0,12
Colon	0,12
Poumon	0,12
Estomac	0,12
Vessie	0,05
Sein	0,05
Foie	0,05
Œsophage	0,05
Thyroïde	0,05
Peau	0,01
Surface des os	0,01
Autres tissus ou organes	0,05

La dose efficace est obtenue en faisant la somme des doses équivalentes (H) délivrées à chaque organe, affectée par le facteur de pondération tissulaire w_T correspondant. Elle s'exprime aussi en Sievert (Sv) ou millisievert (mSv).

$$E (Sv) = \sum H_T(Sv) \cdot w_T \dots \dots \dots \text{(Equation I.15)}$$

Le concept de dose efficace permet de quantifier et comparer des irradiations partielles ou hétérogènes complexes, intéressant des organes différents ou l'organisme entier, y compris par des rayonnements de natures différentes. C'est un paramètre essentiel en radioprotection [22].

I.5.3 Les effets biologiques des rayonnements ionisants en radiologie interventionnelle

Les effets des rayonnements ionisants sur la santé sont les conséquences en cascade des interactions entre rayonnements et matière vivante (ionisations, excitations).

I.5.3.1 Les effets déterministes (non stochastique)

Les effets sont dits déterministes, autrement dit obligatoires, s'ils présentent les caractéristiques suivantes :

- l'existence d'un seuil d'exposition, qui est la valeur de dose au-dessus de laquelle des lésions ou pathologies seront observées chez tous les sujets, d'où le terme obligatoire ;
- la gravité du dommage qui augmente avec la dose ;
- d'apparition précoce (jours, mois).

De façon générale et grâce à l'application de la réglementation, l'exercice normal d'une activité mettant en œuvre des rayonnements ionisants n'est pas susceptible d'entraîner d'effets déterministes. De tels effets ne sont observés qu'à la suite d'expositions accidentelles (accidents dans une installation, manipulation intempestive d'une source radioactive de forte activité) ou d'expositions volontaires de patients à des fins thérapeutiques (radiothérapie) [23].

I.5.3.2 Les effets stochastiques ou aléatoires

Les effets stochastiques sont les conséquences probabilistes à long terme, chez un individu ou chez sa descendance, de la transformation d'une cellule consécutive à une exposition. Ils

résultent de lésions mal réparées des molécules d'ADN ; la cellule continuant à se reproduire avec la modification de son patrimoine génique.

Les effets stochastiques sont de deux types :

- si la mutation porte sur un gène d'une cellule somatique, ces effets sont cancérogènes.
- si la mutation porte sur un gène d'une cellule germinale, ces effets sont héréditaires.

Les effets stochastiques n'ont pas de seuil de dose reconnu. Ce sont des effets aléatoires, tardifs (plusieurs années après l'exposition), dont la fréquence est proportionnelle à la dose mais dont la gravité est indépendante. Ils sont par ailleurs non spécifiques, ce qui explique en partie la grande difficulté de prouver l'origine des cancers radio-induits [24].

Tableau I.3: Caractéristiques des deux types d'effets biologiques.

Effets déterministes (obligatoires)	Effets stochastiques (aléatoires) Cancers et effets génétiques héréditaires
- Uniquement aux fortes doses	- Des les faibles doses
- Existence d'un seuil	- Pas de seuil
- Précoces	- Tardifs
- Gravité dépend de la dose	- Fréquence dépend de la dose

I.5.4 Les principes de base de la radioprotection

Organisation non gouvernementale constituée d'experts internationaux indépendants, la CIPR existe depuis 1958 sous sa forme actuelle et a pour objectif d'émettre des recommandations.

De ce fait, son action s'articule autour de trois grands principes qui sont repris dans la réglementation française après l'étape de transposition en directive européenne :

I.5.4.1 Justification des pratiques

Aucune pratique impliquant des expositions aux rayonnements ionisants ne doit être adoptée, si elle n'apporte pas un avantage qui contrebalance le détriment qu'elle peut induire [25].

I.5.4.2 Limitation

Même si une pratique est justifiée et optimisée, les doses reçues par un individu ne doivent pas dépasser les limites recommandées par la réglementation et ce, afin qu'aucune personne (travailleur, public et patient) ne soit soumise à des risques inacceptables [26].

I.5.4.3 Optimisation (principe ALARA)

Les expositions doivent être non seulement justifiées mais, elles doivent être maintenues à un niveau aussi bas qu'il est raisonnablement possible. Ce principe d'optimisation est aussi appelé principe « ALARA » (pour As Low As Reasonably Achievable) [27].

Tableau I.4: Valeurs de limites recommandées (CIPR Publication)

Travailleurs	Dose efficace	20 mSv/an en moyenne sur 5 ans et non dépassement de 50 mSv/an
	Femmes enceintes	< 2 mSv à la surface de l'abdomen/9 mois
Public	Dose équivalente	
	Cristallin	150 mSv/an
	Peau, mains, pieds, chevilles	500 mSv/cm ² /an à une profondeur de 7mg/cm ²
	Dose efficace	1 mSv/an en moyenne sur 5 ans
Public	Dose équivalente	
	Cristallin	15 mSv/an
	Peau, mains pieds, chevilles	50 mSv/an

I.5.5 Contrôle de l'exposition

I.5.5.1 Le temps

La dose absorbée est proportionnelle au temps. Il suffit donc de limiter au maximum la durée de l'exposition (relation I.13). De ce fait, la gestion du temps en radioprotection particulièrement en radiologie interventionnelle est basée sur la rapidité des gestes des opérateurs en éliminant les gestes inutiles, de le soin du travail à effectuer, réunir tout le matériel nécessaire à la manipulation, utilisation des matériels adaptés et performants.

$$\dot{D} = \frac{D}{t}$$

\dot{D} : le débit de dose en GY/h

D : la dose absorbée en GY

t : la durée d'exposition en h

I.5.5.2 Distance

La distance est un moyen de protection efficace en cas d'utilisation de rayonnements présentant un risque en exposition externe tel que les rayonnements électromagnétiques de

type X en particulier. De ce fait, le débit de dose diminue avec l'inverse au carré de la distance à la source ($D \sim 1/d^2$). En pratique la relation nous permet de déterminer la distance adéquate pour une meilleure protection des rayonnements ionisants.

Source \longrightarrow Distance 1 (d1) D_1 : débit de dose au point 1

Source \longrightarrow Distance 2 (d2) D_2 : débit de dose en point 2

$$D_1 = D_2 * \frac{d_2}{d_1}$$

En radiologie interventionnelle la meilleure façon d'utilisation de la distance pour se protéger est de se tenir toujours aussi éloigné que possible de celle-ci par rapport à la zone explorée et/ou les voies d'interventions (radial, fémorale) ainsi que l'orientation du tube RX [26].

I.5.5.3 Ecran

Le rayonnement est absorbé par l'interposition d'un écran empêchant le passage de rayonnements. La type de ces écrans et son épaisseur varient avec le type de rayonnement et de leur énergie. Le phénomène d'atténuation suit une loi de décroissance exponentielle en fonction de l'épaisseur traversée. On s'intéresse à l'utilisation des écrans en radioprotection pour la conception et l'utilisation des équipements de protection individuel tel que : La tablier plombé, Jupe plombée, Paravent plafonnier, Rideau plombé d'épaisseur adéquate et les équipements de protection collectives comme les paravents de protection qui contribuent à diminuer la dose reçue par les parties du corps non-protégées par le tablier et le cache-thyroïde [26], [28].

I.5.6 Les équipements de protection

En radioprotection, il est important que la dose soit la plus faible possible. Les blocs d'intervention en radiologie interventionnelle doivent comporter divers équipements de protection à savoir : les équipements de protection individuelle et collective qui peuvent réduire les niveaux d'exposition du personnel praticien.

I.5.6.1 Les équipements de protection individuelle

Les personnes exposées aux rayonnements ionisants en radiologie interventionnelle peuvent se protéger par des moyens de protection individuel tel que des tabliers plombés adaptés à la taille du travailleur et à son activité, des caches thyroïdes ainsi que des lunettes plombées.

I.5.6.2 Les équipements de protection collective

Les praticiens exposés en radiologie interventionnelle sont également équipés de matériel de protection collective, tel que les barrières mobiles, des rideaux plombés et des installations mobiles, des paravents plafonniers, des rideaux plombés, bas volets qui vont contribuer à diminuer la dose reçue par les parties du corps non-protégé par le tablier et le cache-thyroïde et les lunettes plombées [29].

Chapitre II : La plate-forme de simulation Monte Carlo GATE pour les applications dosimétriques

II.1 Introduction

En traversant la matière, une particule incidente passe au voisinage d'électrons ou de noyaux d'atomes avec lesquels elle est susceptible d'interagir. Le type d'interaction dépend à la fois de la nature de la particule, de son énergie et du milieu environnant. Simuler la trajectoire de cette particule, c'est reproduire son comportement dans le milieu en prenant en compte de ses interactions. La méthode de Monte-Carlo est particulièrement bien adaptée à cette contrainte puisqu'elle constitue une aide précieuse pour optimiser les dépôts d'énergies et calculer les distributions de doses de façon efficace et précise. Plusieurs codes ont été développés ou adaptés pour les applications médicales. La performance de ces codes et leur efficacité résultent de l'implémentation des processus physiques basés sur des bibliothèques de sections efficaces.

Dans le but d'introduire le traitement des mélanomes oculaires par curiethérapie utilisant des applicateurs ophtalmiques en Algérie, nous nous sommes intéressés à la validation de la plate-forme de simulation Monte-Carlo GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) pour les applications dosimétriques utilisant les électrons. GATE est un outil de simulation dédié aux applications de la physique médicale qui repose sur le code Monte-Carlo GEANT4 développée à l'origine pour la physique des hautes énergies. L'un des objectifs de cette thèse concerne donc la validation des processus physiques de la plate-forme GATE pour les applications dosimétriques utilisant les électrons afin de permettre une future utilisation dans la planification des traitements oculaires.

Plusieurs travaux ont été réalisés avec GATE [30] afin de rendre cet outil de simulation plus performant et plus facile à utiliser avec des temps de calcul acceptables. La première partie sera consacrée au code GEANT4, l'explication des différents processus physiques impliqués dans le dépôt d'énergies et leur implémentation seront détaillées. Nous nous intéresserons particulièrement à la simulation du transport des électrons dans GEANT4. Nous détaillerons dans la seconde partie l'utilisation de la plate-forme GATE, et ses différentes fonctionnalités en particulier pour les applications dosimétriques.

II.2 Les processus électromagnétiques dans GEANT4

II.2.1 Interactions des électrons en physique médicale

II.2.1.1 Ionisation

Lorsqu'un électron traverse un milieu, il entre en interactions coulombiennes (collisions) avec ses électrons. Ces interactions entraînent une perte d'énergie (Q) qui varie de 0 (collision à l'infini) à T (collision frontale). L'électron incident est celui qui possède l'énergie cinétique la plus élevée après la collision ; le transfert (Q) à l'électron cible est de valeur maximale T/2. Les collisions lointaines sont plus nombreuses que les collisions proximales : l'électron perd son énergie (T) surtout par de nombreux et faibles transferts. Sur une petite trajectoire Δx l'énergie de l'électron (T) présente des fluctuations statistiques autour d'une valeur moyenne ΔT .

Le pouvoir d'arrêt ou transfert d'énergie linéique (TEL par collision) du milieu vis-à-vis des électrons d'énergie (T) est défini par (l'équation II.1) [31].

$$\text{TEL}_{\text{COL}} = \frac{\Delta T}{\Delta X} \dots \dots \dots \text{(Equation I.1)}$$

Il s'exprime en MeV/cm et caractérise le ralentissement de l'électron (dépend de l'énergie (T) et du milieu). Cette grandeur peut être calculée par la formule de Bethe-Bloch [32].

La valeur moyenne de la perte d'énergie par collision (ionisations et excitations) est donnée par la formule de Bethe-Bloch relativiste, simplifiée pour les énergies cinétiques de l'électron non relativiste (Equation II.2).

$$\frac{dE}{dx} = 0.15 \frac{Z}{A\beta^2} \ln \left[\frac{\alpha^2(\alpha+2)}{2I mc^2} \right] \dots \dots \dots \text{(Equation II.2)}$$

$$\text{Avec } \alpha = \frac{E_0}{mc^2} \text{ et } \beta = \frac{\alpha(\alpha+2)}{(\alpha+1)}$$

A est la masse atomique et Z le numéro atomique du milieu. I désigne le potentiel moyen d'excitation du milieu et s'exprime par : $I = 18.35Z^{0,835}$.

II.2.1.2 Bremsstrahlung

L'interaction de l'électron incident avec le noyau cible, engendre un changement de direction de l'électron, et l'émission d'un rayonnement (photon) d'une énergie (E) prélevée de l'énergie

cinétique (T) de l'électron. L'électron est donc ralenti et son énergie réduite à (T-E). Cette interaction est désignée sous le nom de "freinage" et le rayonnement émis est le "rayonnement de freinage" ou "Bremsstrahlung". En raison de la différence considérable de masse, le transfert d'énergie (Q) est pratiquement nul (Equation II.3).

$$Q_{\max} = 4 \frac{m}{m'} T \dots\dots\dots(\text{Equation II.3})$$

Avec $m' \ll m$

L'énergie moyenne perdue par un électron d'énergie (T), par les "freinages" qu'il subit sur un segment Δx de sa trajectoire, a une valeur ΔT_r (somme des énergies des photons émis).

On définit le pouvoir d'arrêt ou transfert d'énergie linéique par freinage par :

$$\text{TEL}_f = \frac{\Delta T_r}{\Delta x} \dots\dots\dots(\text{Equation II.4})$$

Elle est calculée par la formule de Bethe-Bloch relativiste simplifiée pour les énergies cinétiques de l'électron non relativiste (Equation II.5).

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{NEZ(Z+1)e^4}{137 (mc^2)^2} \left[4 \ln \frac{2E}{mc^2} - \frac{4}{3} \right] \dots\dots\dots(\text{Equation II.5})$$

Le pouvoir d'arrêt total est défini par la perte d'énergie totale résultant des collisions et freinages :

$$\text{TEL} = \text{TEL}_{\text{col}} + \text{TEL}_f$$

L'interaction *Bremsstrahlung* n'est importante que dans les cas des électrons de très haute énergie (> 10 MeV). Le milieu a aussi une influence sur le type de collision. En effet, la perte d'énergie par émission de rayonnement de freinage est proportionnelle à Z^2 , alors que la perte par collision est proportionnelle à Z. Les éléments lourds produisent donc une perte beaucoup plus importante par rayonnement de freinage (voir Figure II.1).

Pour les basses énergies, la perte d'énergie par collision est prédominante, nous constatons une superposition entre le pouvoir d'arrêt par collision et le pouvoir d'arrêt total. Le rapport de la perte d'énergie radiative sur la perte d'énergie par collision est approximé de la façon suivante :

$$\frac{(dE/dx)_{\text{rad}}}{(dE/dx)_{\text{col}}} \approx \frac{EZ}{700} \dots\dots\dots(\text{Equation II.6})$$

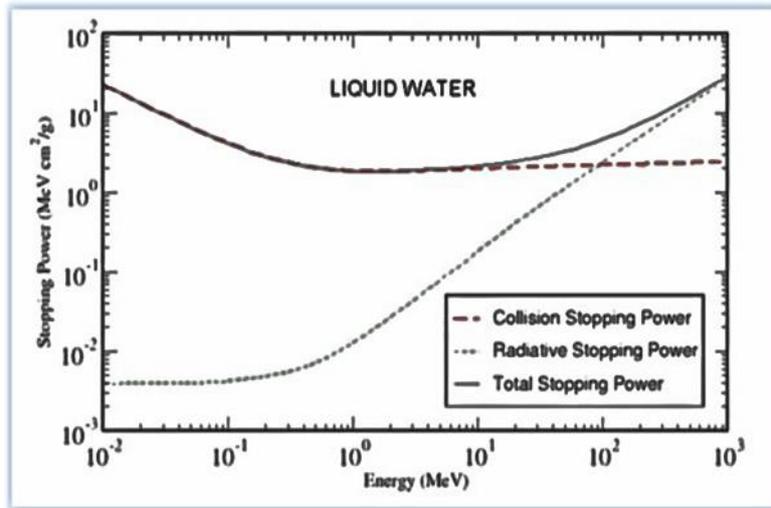


Figure II.1 : Perte d'énergie par collision et par radiation des électrons dans l'eau liquide.

II.2.2 Parcours des électrons : profondeur de pénétration

Un électron d'énergie initiale E_0 qui traverse un milieu perd progressivement son énergie sa trajectoire se termine lorsque son énergie deviendra pratiquement nulle. Puisque l'électron peut subir une déviation de 180° dans le cas de la rétrodiffusion sa trajectoire peut être très complexe. En effet, la profondeur maximale atteinte par un électron dans la direction incidente initiale ou ce qu'on appelle le parcours (ou profondeur de pénétration) est inférieure à la longueur de sa trajectoire.

Le parcours (R_p) d'un électron dans un milieu donné est fonction de son énergie et peut être estimé par (l'équation II.7).

$$R_p = \int_{E_0}^0 \frac{dE}{S_{total}(E)} \dots \dots \dots \text{(Equation II.7)}$$

Avec E_0 l'énergie initiale de l'électron, $S_{total}(E)$ est le pouvoir d'arrêt total de l'électron d'énergie E :

$$S_{total} = S_{col} + S_{rad}.$$

S_{col} et S_{rad} sont respectivement le pouvoir d'arrêt par collision et par radiation.

Le parcours d'un électron dans la matière est en fonction de son énergie initiale et de la densité de la matière ; Et Pour un faisceau d'électrons par exemple, il faut prendre des moyennes, que l'on peut définir de diverses manières.

Le parcours moyen R_M (Figure II.2) est l'épaisseur du matériau qui réduit le pourcentage du nombre d'électrons à la moitié de sa valeur en l'absence de matériau absorbant et le parcours extrapolé R_C est la partie linéaire de la fin de la courbe, un point d'interaction avec l'axe des abscisses.

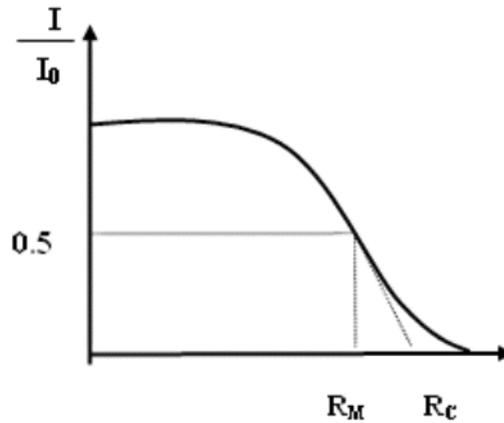


Figure II.2: Parcours et trajectoire d'un électron.

Tableau II.1 : Pouvoirs d'arrêt et parcours des électrons dans l'eau : valeurs du NIST-ESTAR

Kinetic Energy MeV	ESTAR STOPPING POWERS (MeV cm ² /g)			
	Collision	Radiative	Total	D. effect parameter
1.000E-02	2.256E+01	3.898E-03	2.256E+01	0.000E+00
5.000E-02	6.603E+00	4.031E-03	6.607E+00	0.000E+00
1.000E-01	4.115E+00	4.228E-03	4.119E+00	0.000E+00
5.000E-01	2.034E+00	7.257E-03	2.041E+00	0.000E+00
1.000E+00	1.849E+00	1.280E-02	1.862E+00	2.428E-01
1.500E+00	1.822E+00	1.942E-02	1.841E+00	5.437E-01
2.000E+00	1.824E+00	2.678E-02	1.850E+00	8.218E-01
2.500E+00	1.834E+00	3.468E-02	1.868E+00	1.069E+00
3.000E+00	1.846E+00	4.299E-02	1.889E+00	1.288E+00
3.500E+00	1.858E+00	5.164E-02	1.910E+00	1.484E+00
4.000E+00	1.870E+00	6.058E-02	1.931E+00	1.660E+00
4.500E+00	1.882E+00	6.976E-02	1.951E+00	1.821E+00
5.000E+00	1.892E+00	7.917E-02	1.971E+00	1.967E+00

Le parcours donne une estimation de la longueur de la trajectoire de l'électron dans la matière. Plus le matériau est lourd plus l'électron sera vite arrêté. Dans le domaine médical, la densité des tissus mous peut être considérée comme équivalente à celle de l'eau (soit $\rho = 1$). C'est la raison pour laquelle la valeur du parcours des particules chargées dans l'eau est

importante (voir Figure II.1). Le tableau II.1 présente les valeurs des pouvoirs d'arrêt des électrons dans l'eau pour certaines énergies, calculées selon la méthode définie par l'ICRU2 [32].

II.2.3 Le code de simulation GEANT4

GEANT4 est un code libre d'utilisation [33] pour la simulation complète et précise du transport des particules à travers la matière. Ces domaines d'applications incluent la physique des hautes énergies, la physique nucléaire et la physique des accélérateurs. GEANT4 permet d'intégrer ou de modifier les modèles physiques de façon transparente et ouverte à l'utilisateur sans perturber l'architecture de base du code.

C'est un code supporté par la plupart des plates-formes informatiques : SUN Solaris, Linux, MacOS avec le compilateur gcc mais aussi Windows avec un compilateur visuel C++.

GEANT4 inclut un ensemble complet de modèles physiques décrivant le comportement des différentes particules dans la matière sur une très large gamme d'énergies. Ces modèles ont été rassemblés à partir des données et de l'expertise acquises pendant de nombreuses années par les physiciens du monde entier, ainsi que de l'expérience apportée par le développement de la version antérieure GEANT3. GEANT4 est également basé sur un modèle bien adapté pour le suivi et les interactions des particules dans la matière. Tous les aspects du processus de simulation sont intégrés dans le code :

- la géométrie du système ;
- les matériaux impliqués ;
- les particules fondamentales impliquées ;
- la génération des événements primaires ;
- le suivi des particules à travers les matériaux et les champs électromagnétiques ;
- la réponse des détecteurs sensibles ;
- le stockage des événements
- la visualisation des détecteurs et des trajectoires de particules ;
- et l'analyse des données de simulations.

La figure II.3 représente une architecture minimale de GEANT4, où l'utilisateur implémente ses propres classes à partir des classes de base disponibles. Les utilisateurs peuvent aussi construire des applications autonomes ou des applications basées sur des exemples. Grâce à sa flexibilité et à la diversité des modèles physiques qu'il emploie, GEANT4 est aujourd'hui utilisé dans de très nombreuses applications médicales. GEANT4 est aussi l'un des rares codes permettant, de faire de la micro-dosimétrie, c'est-à-dire de suivre à la trace, et correctement, toutes les particules et photons sur des distances de quelques nanomètres [34].

Concernant les particules et les processus physiques, plusieurs choix existent mais aucun n'est défini par défaut. L'utilisateur doit donc cibler les besoins de sa simulation. Après avoir défini les particules impliquées dans la simulation, il faut affecter à chaque particule les processus physiques qu'elle peut subir, et ensuite choisir pour chaque processus, s'il y a lieu, le(s) modèle(s) physique(s) correspondant le mieux à son application. Nous allons maintenant détailler les processus électromagnétiques dans GEANT4 [35].

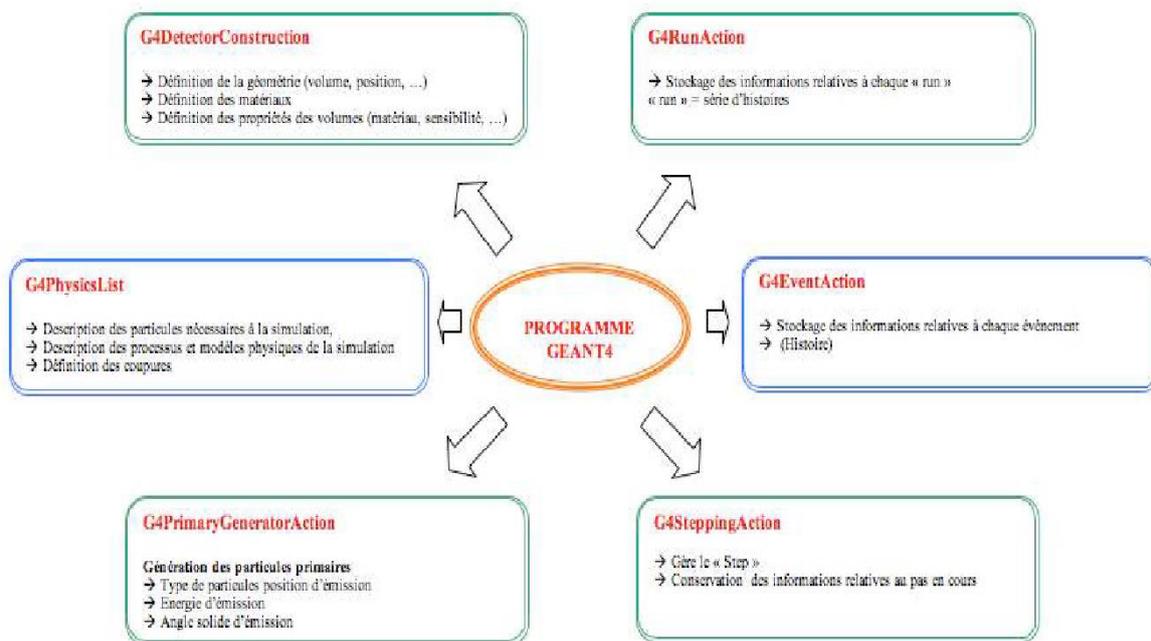


Figure II.3: Architecture minimale d'un code de simulation dans GEANT4 [Thiam, 2007].

II.2.4 Les modèles de processus électromagnétiques dans GEANT4

Les processus "packages" électromagnétiques dans GEANT4 (EM) gèrent les interactions électromagnétiques des leptons, des photons, des hadrons et des ions. Trois modèles de processus électromagnétiques utilisant différentes bibliothèques ou bases de données de sections

efficaces sont disponibles dans GEANT4 : "Standard", "Low-energy" et "Penelope". A l'exception du fait que les processus d'ionisation et de "*bremstrahlung*" des électrons sont couplés, il est possible de choisir les processus physiques dans ces différents modèles. Les détails sont disponibles dans le manuel de référence de GEANT4 régulièrement mis à jour [36].

Le modèle "Standard" est applicable pour une gamme d'énergie de 10 *keV* à 100 *TeV*. Tous les processus d'interactions des photons et électrons sont inclus à l'exception de la diffusion Rayleigh et de la relaxation atomique. En général, le modèle Standard utilise de simples algorithmes de transport et est le plus efficace et le plus complet.

Le modèle "Low-energy" permet de simuler les particules jusqu'à 250 eV, qui est nécessaire surtout pour les applications médicales, et il est défini uniquement à partir des données expérimentales [37].

Le modèle "Penelope" est basé sur le code Monte-Carlo PENELOPE (version 2001). Il est applicable pour les basses ou très basses énergies (allant de quelques eV jusqu'à 1 *GeV*). Il simule les relaxations atomiques relatives à l'effet photoélectrique, la diffusion Compton et l'ionisation des électrons. Cependant GEANT4 ne bénéficie pas de tous les mécanismes "sophistiqués" du transport des particules du code PENELOPE. Par exemple, la simulation mixée [38] et les algorithmes aléatoires (random hinge algorithms) [39] dans le transport des électrons ne sont pas modélisés.

II.2.4.1 Le suivi des particules dans GEANT4

Le suivi des particules (*Tracking*) à travers les différentes régions du milieu tient compte à la fois des limites géométriques, des interactions avec la matière et de la présence ou non d'un champ électromagnétique. Le transport et ses différentes étapes sont gérés en plus des processus d'ionisations et de *Bremsstrahlung*, par le processus de diffusion multiple (MSC) dans GEANT4 que nous verrons plus en détail dans une prochaine section.

GEANT4 transporte donc les particules pas à pas. Chaque particule se déplace par pas communément appelé "*step*". Il désigne la plus petite distance que peut parcourir une particule jusqu'à son prochain point d'interaction. La longueur du pas est une variable aléatoire dont la valeur est obtenue en fonction de l'énergie de la particule à ce pas et des sections efficaces d'interaction des processus affectés à la particule. A chaque catégorie de

particule, des processus d'interaction doivent donc être assignés. Les particules secondaires émises sont généralement suivies jusqu'à ce qu'elles aient déposé toute leur énergie. Cependant, pour des soucis d'efficacité, Il est possible de supprimer les particules secondaires produites dont le parcours est inférieur à une valeur fixée par l'utilisateur. Cette valeur est appelée coupure "*cuts*" et peut s'exprimer en longueur ou en énergie. Elle a une influence directe sur le dépôt de l'énergie de la particule.

II.2.4.2 Le processus de diffusion multiple "MSC-Multiple Scattering" dans GEANT4

Le processus MSC (algorithme qui gère le "step" des électrons) dans GEANT4 a été développé par Urbán [Urbán, 2003], et il est applicable pour toutes les particules chargées. Ce processus est basé sur une correction de la longueur du "step" dans chaque étape du transport des électrons, qui est ensuite utilisée pour déterminer la perte d'énergie. Au cas où la fin de la longueur du "step" coïncide avec des frontières de volumes, le déplacement latéral peut être partiellement ignoré. Un angle de dispersion est alors utilisé pour déterminer la direction que l'électron prend dans l'étape suivante lors de son transport. Cet angle de dispersion n'est toutefois pas corrélé à la correction de la longueur du "step" et du déplacement latéral de l'électron. Contrairement au code EGSnrc, le processus MSC dans GEANT4 ne prend pas en compte les effets de "spin" et les effets relativistes.

Les frontières géométriques

Nous avons vu que les électrons dans GEANT4 sont suivis "*step*" par "*step*". En principe le "*step*" est défini par deux points : le "Pre-step point" et le "post-step point" (voir figure II.4).

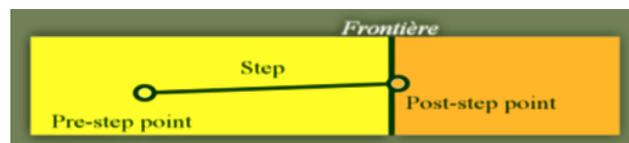


Figure II.4: Gestion des frontières géométriques dans GEANT4.

La gestion du "*step*" est donc importante puisqu'elle tient compte de plusieurs informations d'une particule (la perte d'énergie au cours du pas, le temps de vol dépensé par pas, etc.). Elle conditionne donc la distribution d'énergie dans un volume donné. Lorsque la particule atteint une frontière géométrique, elle est automatiquement arrêtée et une partie de son énergie est déposée à ce point [40].

II.2.4.3 Limitation de la longueur du pas pour les électrons

Les tailles de pas des électrons sont déterminées par une localisation des sites de chaque interaction en tenant compte des frontières de géométrie. Tous les électrons sont suivis jusqu'à ce que leurs énergies cinétiques atteignent zéro, à moins qu'une coupure "*cuts*" soit fixée.

III.1 Introduction

Dans cette étude, nous avons utilisé la plateforme de simulation GATE pour calculer les coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ en fonction de l'énergie et de l'angle dans un fantôme cylindrique composé de quatre matériaux équivalents tissus. Cylindrique composé de quatre matériaux équivalents aux tissus. L'objectif principal de cette étude avait pour objectif principal d'améliorer les normes de protection du personnel médical pendant les procédures qui peuvent entraîner des expositions potentiellement élevées. Pendant les procédures qui peuvent entraîner des expositions potentiellement élevées, ainsi que de développer des méthodes pour mieux estimer et réduire l'exposition. Méthodes permettant de mieux estimer et réduire l'exposition. Cette étude complète le rapport de l'ENEA [41] et concerne le calcul des coefficients de conversion liés à la quantité opérationnelle $H_p(3)$. De conversion liés à la quantité opérationnelle $H_p(3)$. Le rapport de l'ENEA traite de la conception d'un fantôme adapté à la dosimétrie des lentilles oculaires et conclut qu'un cylindre droit d'un diamètre de 20 cm et d'une hauteur de 20 cm est plus approprié que les phalanges cubiques. Plus approprié que les fantômes de dalles cubiques. Ce nouveau fantôme, composé de quatre éléments quatre éléments ICRU, est utilisé pour calculer l'équivalent de dose individuel $H_p(3)$ et le coefficient de conversion $H_p(3)$. le coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$.

Ces valeurs du coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ seront très utiles car l'ICRU 57 [43] ne fournit pas de valeurs tabulées pour la profondeur de 3 mm pour les photons. Valeurs tabulées pour la profondeur de 3 mm pour les photons. Un fantôme de forme similaire, un cylindre de PMMA d'une épaisseur de paroi de 1 cm, rempli d'eau, sera alors Our étalonner les dosimètres personnels.

Dans cette étude, nous avons calculé un ensemble de coefficients de conversion dépendant de l'énergie et de l'angle de conversion $H_p(3)/K_{air}$ en fonction de l'énergie et de l'angle dans le nouveau fantôme cylindrique droit proposé, composé de tissu ICRU à l'aide de la plateforme GATE. Les valeurs $H_p(3)$ ont été déterminées en termes de dose absorbée, conformément à l'objectif de l'étude. De la dose absorbée, conformément à la définition de cette quantité par l'ICRU [42] [43], ainsi qu'en utilisant l'approximation du kerma comme indiqué précédemment. Les valeurs K_{air} ont également été calculées avec GATE pour la cohérence globale.

Les résultats de cette étude ont été comparés à des simulations similaires réalisées à l'ENEA [44] en utilisant MCNP et celles obtenues avec PENELOPE publiées par CEA-LIST/LNHB [43]. Il est important de disposer de plusieurs déterminations indépendantes des coefficients de conversion est important.

III.2 Matériels et Méthodes

Les simulations ont été effectuées avec la plate-forme GATE v6.1 fonctionnant sur système d'exploitation basé sur Linux. La longueur de pas des particules GATE est déterminée par les limites de volume, les seuils de production de particules secondaires et l'emplacement du site d'interaction discrète.

Toutes les simulations GATE sont obtenues à l'aide de la norme GEANT4 paquet électromagnétique.

Le calcul du facteur de conversion $H_p(3)/K_{air}$ implique la simulation de $H_p(3)$ et K_{air} .

Les deux quantités se réfèrent à la fluence unitaire, mais par souci de simplicité, $H_p(3)/\Phi$ est écrit $H_p(3)$ et K_{air}/Φ est écrit K_{air} .

III.2.1 Calculs de k_{air}

Les valeurs du kerma de l'air peuvent être calculées à partir du transfert d'énergie de masse coefficient d'air (μ_{tr}/ρ) air, qui peut être déterminé à partir des tableaux fournis par Hubbell [47]. Ces tableaux fournissent des valeurs de μ_{tr}/ρ pour diverses énergies de photons dans unités de cm^2/g . La relation entre le kerma dans l'air et μ_{tr}/ρ est donnée par l'équation :

$$K_{air} / \Phi = E \cdot (\mu_{tr} / \rho)_{air} \dots \dots \dots \text{(Equation III.1)}$$

Pour assurer une meilleure cohérence du ratio $H_p(3)/K_{air}$, nous avons effectué des calculs avec GATE en utilisant le même ensemble de sections. Dans ces calculs, nous avons ajusté les valeurs des paramètres $E_{abs}(1)$ et $E_{abs}(3)$ pour être supérieur à la particule secondaire les plus énergétiques, afin de correspondre à la définition du kerma. Par ce faisant, nous avons cherché à obtenir des résultats plus précis et fiables pour le $H_p(3)/K_{air}$. Les résultats sont présentés à la section 3.

III.2.2 Calculs $H_p(3)$

La plateforme GATE a été utilisée pour simuler les interactions photoniques au sein d'un Fantôme ICRU. Il s'agit d'une structure cylindrique diamètre et hauteur de 20 cm, composé éléments (CHON) avec une masse densité de 1 g/cm^3 et une composition en poids de 76,2 % d'oxygène, 11,1 % de carbone, 10,1 % d'hydrogène et 2,6 % d'azote.

L'équivalent de dose personnel $H_p(3)$ est une mesure de l'équivalent de dose dans les tissus à une profondeur de 3 mm dans un fantôme. Dans le cas des photons, il est recommandé d'attribuer un facteur de qualité Q de 1 [45] [46]. Par conséquent $H_p(3)$ peut être assimilé à la dose absorbée dans les conditions spécifiées.

Un faisceau carré parallèle mesurant 20 cm * 20 cm irradie le cylindre entier. Des simulations ont été effectuées pour photons non-énergétiques allant de 20 keV à 10 MeV, conformément aux conditions spécifiées dans ENEA [42] et ICRU 57 [43] pour le $H_p(0.07) / K_{air}$ et $H_p(10) / K_{air}$ dans le fantôme ICRU de la plaque (30 cm * 30 cm * 15 cm).

GATE a été utilisé pour calculer les données, en utilisant une source plane idéale de photons mono-énergétiques de 10 keV à 10 MeV, simulant deux situations différentes ont été étudiées :

Le faisceau était normalement incidente sur l'axe du cylindre (figure III.1).

Le faisceau s'est formé à un angle de 40° sur l'axe du cylindre (figure III.1).

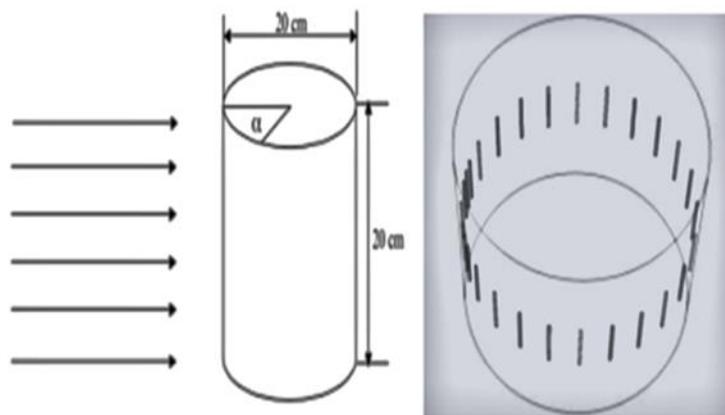


Figure III.1: Vue schématique de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec le faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre [1].

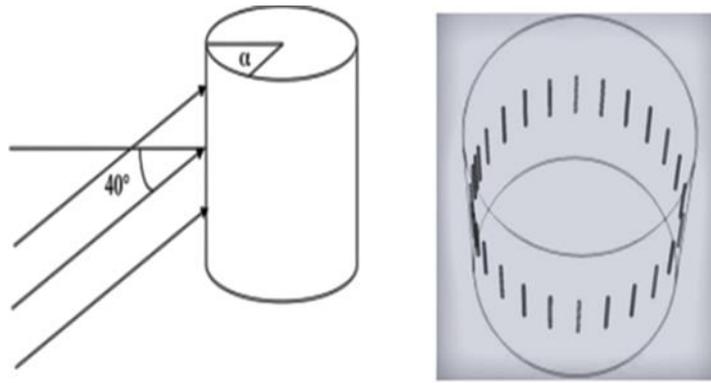


Figure III.2 : Vue schématique de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec le faisceau incident avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre [1].

Le choix de ces deux situations a été fait afin de reproduire, en plus de la condition d'incidence normale de référence, une condition d'irradiation dans laquelle la tête de l'opérateur est placée au-dessus de la source d'irradiation à un certain angle, comme dans le cas de radiologie interventionnelle.

Par exemple, un cathéter peut être inséré à travers l'artère fémorale et le faisceau peut empiéter sur le tronc humain au niveau du cœur (figure III.3). Dans un tel cas, le tronc humain agit comme un volume de diffusion, et le front central de l'opérateur est visible sous un angle d'environ 40° .

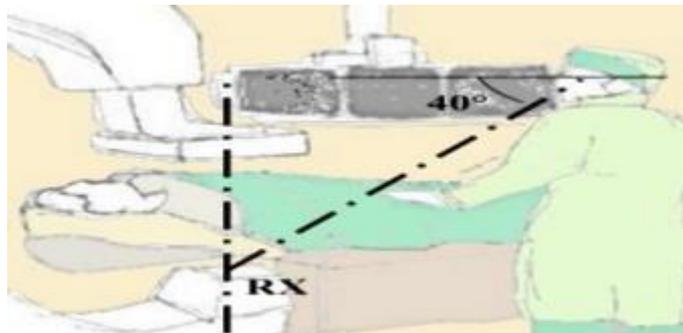


Figure III.3 : Une condition typique d'irradiation de la radiologie interventionnelle dans laquelle la tête de l'opérateur est placée au-dessus de la source d'irradiation à un angle indiqué dans lequel (par exemple) un cathéter est inséré à partir de l'artère fémorale et le faisceau touche le tronc humain au niveau du foyer [1].

Pour tenir compte de la géométrie cylindrique, des coefficients angulaires ont été calculés dans un seul passage, avec des volumes de notation placés tous les 15 degrés sur le plan médian et avec l'incident de faisceau avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre à une

profondeur de 3 mm. Les volumes de marquage ont une épaisseur de 0,5 mm le long du rayon, une hauteur de 5 cm, et un angle de 0,4 degrés (correspondant à une largeur de 1 mm).

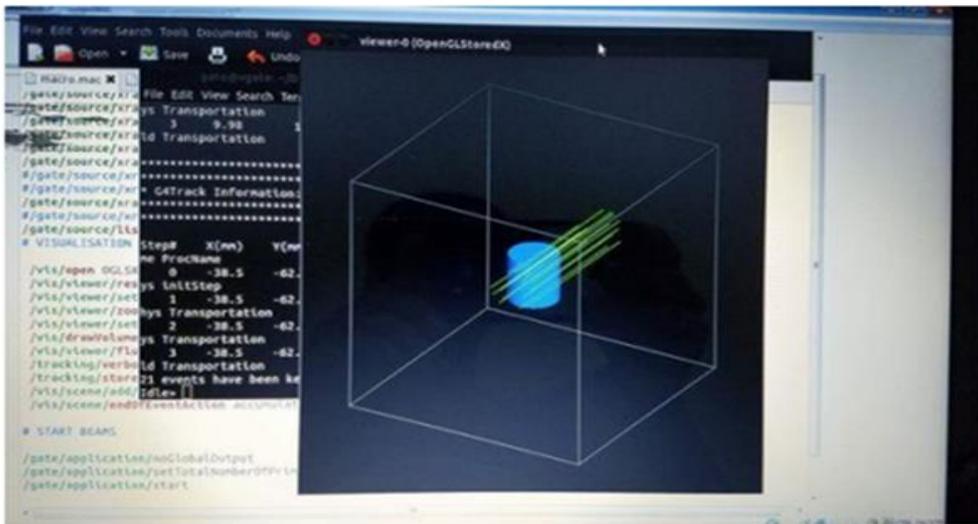


Figure III.4 : Vue GATE de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec le faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre.

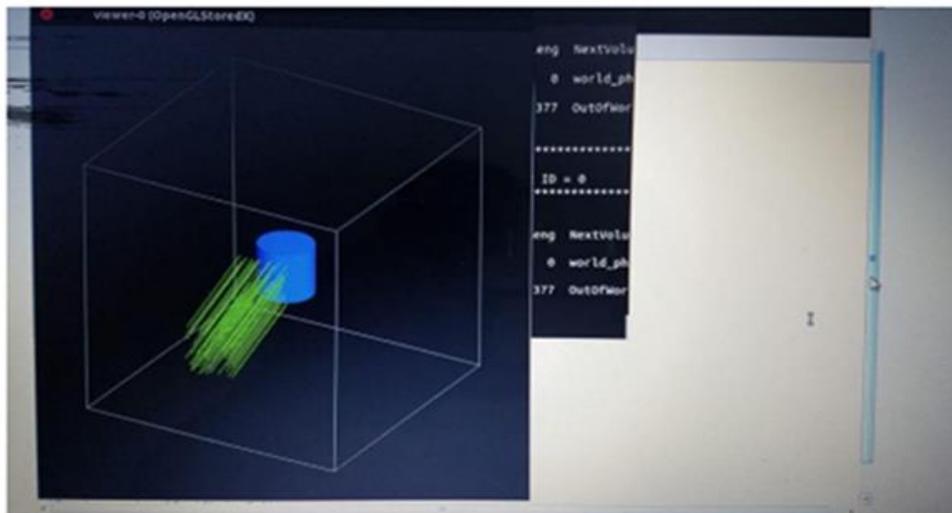


Figure III.5 : Vue GATE de la géométrie d'irradiation et de la forme du fantôme avec l'incident du faisceau avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre.

La production primaire d'intérêt de GATE est l'énergie moyenne déposée dans le volume de notation, exprimé en joules et divisé par la masse de notation volume en kilogrammes, qui fournit le kerma ou la dose absorbée, selon les paramètres de transport des particules chargées. $H_p(3)$ a été calculé pour le kerma et la dose absorbée, et les résultats sont les suivants présentés à la section 3.

III.3 Résultats

III.3.1 Détermination de K_{air}

Le fantôme a été irradié avec un faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre et avec un incident de faisceau avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre. Les valeurs et les différences estimées Δ calculées par GATE sont indiquées dans le tableau (III.1).

Tableau III.1 : Valeurs K_{air}/Φ calculées avec la plate-forme GATE de 10 keV à 10 MeV.

Photon energy (MeV)	Beam normally incident	Beam incident with an angle of 40°	Δ (%)
	K_{air}/Φ (Gy·cm ²)	K_{air}/Φ (Gy·cm ²)	
0,01	1,63E-12	1,57E-12	0,04
0,015	1,60E-12	1,60E-12	0,00
0,02	1,87E-12	1,72E-12	0,08
0,03	8,00E-13	7,40E-13	0,08
0,04	4,74E-13	4,38E-13	0,08
0,05	3,55E-13	3,28E-13	0,08
0,06	3,16E-13	2,92E-13	0,08
0,07	3,15E-13	2,91E-13	0,08
0,08	3,34E-13	3,08E-13	0,08
0,09	3,65E-13	3,37E-13	0,08
0,1	4,03E-13	3,72E-13	0,08
0,11	4,45E-13	4,12E-13	0,08
0,15	6,47E-13	5,98E-13	0,08
0,2	9,23E-13	8,54E-13	0,08
0,3	1,49E-12	1,38E-12	0,08
0,5	2,57E-12	2,38E-12	0,08
0,6	3,07E-12	2,84E-12	0,08
0,7	3,55E-12	3,28E-12	0,08
0,8	4,00E-12	3,70E-12	0,08
0,9	4,43E-12	4,09E-12	0,08
1	4,83E-12	4,47E-12	0,08
1,1	5,23E-12	4,83E-12	0,08
1,5	6,63E-12	6,13E-12	0,08
2	8,16E-12	7,54E-12	0,08
3	1,08E-11	9,95E-12	0,09
4	1,31E-11	1,21E-11	0,08
5	1,53E-11	1,41E-11	0,08
6	1,74E-11	1,61E-11	0,08
7	1,96E-11	1,81E-11	0,08
8	2,17E-11	2,00E-11	0,08
10	2,60E-11	2,40E-11	0,08

La différence maximale entre les valeurs de K_{air} obtenues à partir du faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre et avec un incident de faisceau avec un angle de 40° sur l'axe du cylindre est d'environ 0,08 %. Comme cette différence est négligeable, nous utilisons dans nos simulations le faisceau normalement incident sur l'axe du cylindre.

III.3.2 Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$, avec $H_p(3)$ calculés en termes d'approximation du kerma

En utilisant le code GATE de Monte-Carlo avec l'approximation du kerma, nous avons calculé les coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident calculés avec GATE (Tableau 2 à 6). Les valeurs résultantes et les incertitudes estimées de type A avec un niveau de confiance de 1σ sont présentés dans le tableau 1 sont généralement conforme aux valeurs fournies dans l'ICRU 57, avec des différence à basse énergie (60 à 70 keV), où l'écart est entre 1 % et 2 %.

Tableau III.2 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles incidents (0° à 20°) calculés avec GATE en termes d'approximation du kerma.

E (MeV)	0°	10°	15°	20°
0,01	0,22	0,07	0,22	0,20
0,015	0,54	0,29	0,54	0,53
0,02	0,87	0,72	0,87	0,85
0,03	1,15	1,27	1,15	1,13
0,04	1,37	1,82	1,37	1,35
0,05	1,53	2,27	1,53	1,51
0,06	1,62	2,54	1,62	1,60
0,07	1,69	2,75	1,69	1,66
0,08	1,66	2,65	1,66	1,62
0,09	1,63	2,57	1,63	1,60
0,1	1,61	2,51	1,61	1,58
0,2	1,40	1,88	1,40	1,40
0,3	1,33	1,70	1,33	1,32
0,4	1,28	1,57	1,28	1,25
0,5	1,24	1,48	1,24	1,24
0,6	1,23	1,46	1,23	1,22
0,8	1,20	1,38	1,20	1,19
1	1,18	1,35	1,18	1,17
2	1,15	1,28	1,15	1,12
3	1,15	1,27	1,15	1,13
6	1,11	1,18	1,11	1,11
8	1,11	1,18	1,11	1,10
10	1,08	1,13	1,08	1,09

Tableau III.3 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (30° à 60°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.

E (MeV)	30°	40°	45°	50°	60°
0,01	0,22	0,18	0,22	0,13	0,22
0,015	0,54	0,50	0,54	0,45	0,54
0,02	0,87	0,83	0,87	0,79	0,87
0,03	1,15	1,11	1,15	1,09	1,15
0,04	1,37	1,34	1,37	1,30	1,37
0,05	1,53	1,49	1,53	1,46	1,53
0,06	1,62	1,57	1,62	1,55	1,62
0,07	1,69	1,64	1,69	1,62	1,69
0,08	1,66	1,60	1,66	1,60	1,66
0,09	1,63	1,59	1,63	1,58	1,63
0,1	1,61	1,58	1,61	1,57	1,61
0,2	1,40	1,42	1,40	1,42	1,40
0,3	1,33	1,34	1,33	1,35	1,33
0,4	1,28	1,29	1,28	1,30	1,28
0,5	1,24	1,26	1,24	1,28	1,24
0,6	1,23	1,25	1,23	1,28	1,23
0,8	1,20	1,22	1,20	1,25	1,20
1	1,18	1,19	1,18	1,24	1,18
2	1,15	1,14	1,15	1,19	1,15
3	1,15	1,13	1,15	1,20	1,15
6	1,11	1,09	1,11	1,15	1,11
8	1,11	1,12	1,11	1,15	1,11
10	1,08	1,10	1,08	1,13	1,08

Tableau III.4 : Coefficients de conversion $H_P(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (70° à 100°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.

E (MeV)	70°	75°	80°	90°	100°
0,01	0,08	0,22	0,05	0,22	-
0,015	0,35	0,54	0,19	0,54	0,05
0,02	0,70	0,87	0,50	0,87	0,17
0,03	1,02	1,15	0,85	1,15	0,49
0,04	1,23	1,37	1,07	1,37	0,73
0,05	1,39	1,53	1,22	1,53	0,89
0,06	1,48	1,62	1,32	1,62	0,99
0,07	1,54	1,69	1,40	1,69	1,07
0,08	1,53	1,66	1,38	1,66	1,08
0,09	1,52	1,63	1,38	1,63	1,08
0,1	1,51	1,61	1,38	1,61	1,10
0,2	1,40	1,40	1,31	1,40	1,12
0,3	1,34	1,33	1,26	1,33	1,11
0,4	1,30	1,28	1,22	1,28	1,18
0,5	1,26	1,24	1,24	1,24	1,12
0,6	1,25	1,23	1,23	1,23	1,13
0,8	1,22	1,20	1,21	1,20	1,15
1	1,23	1,18	1,21	1,18	1,15
2	1,14	1,15	1,18	1,15	1,16
3	1,13	1,15	1,18	1,15	1,17
6	1,13	1,11	1,16	1,11	1,13
8	1,12	1,11	1,12	1,11	1,13
10	1,11	1,08	1,10	1,08	1,12

Tableau III.5 : Coefficients de conversion $Hp(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (110° à 140°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.

E (MeV)	110°	120°	130°	135°	140°
0,01	0,22	-	0,22	-	0,22
0,015	0,54	-	0,54	-	0,54
0,02	0,87	0,04	0,87	0,04	0,87
0,03	1,15	0,11	1,15	0,07	1,15
0,04	1,37	0,24	1,37	0,15	1,37
0,05	1,53	0,36	1,53	0,24	1,53
0,06	1,62	0,44	1,62	0,29	1,62
0,07	1,69	0,49	1,69	0,33	1,69
0,08	1,66	0,52	1,66	0,35	1,66
0,09	1,63	0,53	1,63	0,36	1,63
0,1	1,61	0,53	1,61	0,37	1,61
0,2	1,40	0,59	1,40	0,41	1,40
0,3	1,33	0,62	1,33	0,47	1,33
0,4	1,28	0,59	1,28	0,48	1,28
0,5	1,24	0,69	1,24	0,53	1,24
0,6	1,23	0,70	1,23	0,56	1,23
0,8	1,20	0,75	1,20	0,62	1,20
1	1,18	0,78	1,18	0,64	1,18
2	1,15	0,87	1,15	0,72	1,15
3	1,15	0,95	1,15	0,81	1,15
6	1,11	0,99	1,11	0,90	1,11
8	1,11	0,98	1,11	0,90	1,11
10	1,08	0,97	1,08	0,91	1,08

Tableau III.6 : Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour des valeurs énergétiques allant de 10 keV à 10 MeV pour différents angles d'incident (145° à 180°) calculés avec GATE en termes de kerma approximation.

E (MeV)	145°	150°	160°	170°	180°
0,01	-	0,22	-	0,22	-
0,015	-	0,54	-	0,54	-
0,02	-	0,87	-	0,87	0,04
0,03	0,06	1,15	0,06	1,15	0,06
0,04	0,14	1,37	0,13	1,37	0,13
0,05	0,22	1,53	0,20	1,53	0,20
0,06	0,29	1,62	0,26	1,62	0,26
0,07	0,33	1,69	0,30	1,69	0,30
0,08	0,34	1,66	0,32	1,66	0,32
0,09	0,35	1,63	0,33	1,63	0,33
0,1	0,36	1,61	0,33	1,61	0,34
0,2	0,39	1,40	0,39	1,40	0,39
0,3	0,43	1,33	0,44	1,33	0,44
0,4	0,47	1,28	0,48	1,28	0,49
0,5	0,49	1,24	0,52	1,24	0,51
0,6	0,53	1,23	0,55	1,23	0,56
0,8	0,58	1,20	0,60	1,20	0,61
1	0,62	1,18	0,65	1,18	0,64
2	0,70	1,15	0,73	1,15	0,74
3	0,81	1,15	0,81	1,15	0,80
6	0,85	1,11	0,85	1,11	0,87
8	0,87	1,11	0,89	1,11	0,88
10	0,88	1,08	0,89	1,08	0,88

III.3.3 Coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$, avec $H_p(3)$ calculés en termes de la dose absorbée

Les coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ ont été calculés pour trente énergies de valeurs de 10 keV à 10 MeV avec la plateforme GATE en termes de dose absorbée. Les valeurs sont indiquées dans les tableaux 7 à 9.

Tableau III.7 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ pour les angles incidents de 0° , 10° , 15° , 20° et 30° calculé avec GATE en termes de dose absorbée

Energy (MeV)	0°	10°	15°	20°	30°
0,01	0,825	0,822	0,819	0,813	0,797
0,02	0,909	0,906	0,903	0,897	0,881
0,03	1,209	1,206	1,199	1,199	1,187
0,04	1,435	1,433	1,430	1,422	1,412
0,05	1,586	1,579	1,575	1,573	1,556
0,06	1,648	1,648	1,645	1,640	1,626
0,07	1,653	1,655	1,650	1,649	1,636
0,08	1,627	1,630	1,626	1,624	1,614
0,09	1,596	1,595	1,593	1,592	1,583
0,1	1,563	1,564	1,563	1,561	1,555
0,11	1,538	1,534	1,534	1,532	1,530
0,15	1,434	1,433	1,435	1,432	1,430
0,2	1,360	1,359	1,360	1,360	1,359
0,3	1,271	1,273	1,273	1,272	1,274
0,4	1,229	1,231	1,231	1,229	1,236
0,5	1,200	1,198	1,201	1,197	1,203
0,6	1,168	1,168	1,168	1,168	1,168
0,7	1,167	1,165	1,167	1,168	1,170
0,8	1,152	1,156	1,152	1,155	1,158
0,9	1,149	1,148	1,145	1,147	1,150
1	1,142	1,136	1,141	1,138	1,141
1,1	1,120	1,118	1,126	1,128	1,133
1,5	0,967	0,972	0,979	0,987	1,011
2	0,735	0,744	0,758	0,773	0,809
3	0,458	0,467	0,477	0,493	0,537
4	0,326	0,329	0,338	0,350	0,385
5	0,250	0,253	0,260	0,269	0,300
6	0,199	0,206	0,210	0,219	0,242
7	0,168	0,173	0,176	0,183	0,202
8	0,146	0,149	0,151	0,156	0,174
10	0,114	0,116	0,119	0,123	0,136

Tableau III.8 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ pour les angles incidents de 45°, 60°, 75°, 90° et 105° calculé avec GATE en termes de dose absorbée.

Energy (MeV)	45°	60°	75°	90°	105°
0,01	0,752	0,662	0,469	0,108	—
0,02	0,837	0,748	0,556	0,199	0,017
0,03	1,153	1,085	0,938	0,581	0,193
0,04	1,376	1,309	1,169	0,838	0,400
0,05	1,521	1,458	1,320	0,998	0,550
0,06	1,591	1,529	1,400	1,096	0,648
0,07	1,605	1,552	1,436	1,141	0,696
0,08	1,591	1,543	1,432	1,159	0,727
0,09	1,560	1,520	1,424	1,160	0,741
0,1	1,538	1,501	1,412	1,162	0,750
0,11	1,515	1,477	1,398	1,155	0,751
0,15	1,424	1,407	1,347	1,140	0,768
0,2	1,358	1,354	1,306	1,128	0,788
0,3	1,281	1,280	1,254	1,117	0,820
0,4	1,238	1,246	1,226	1,109	0,844
0,5	1,212	1,212	1,202	1,101	0,856
0,6	1,168	1,168	1,168	1,168	1,168
0,7	1,178	1,182	1,179	1,094	0,886
0,8	1,166	1,171	1,168	1,094	0,895
0,9	1,156	1,162	1,158	1,090	0,902
1	1,147	1,157	1,153	1,091	0,910
1,1	1,140	1,146	1,148	1,087	0,921
1,5	1,050	1,092	1,115	1,077	0,941
2	0,889	0,975	1,043	1,048	0,945
3	0,640	0,772	0,906	0,976	0,933
4	0,482	0,630	0,801	0,918	0,916
5	0,377	0,523	0,716	0,869	0,902
6	0,310	0,440	0,641	0,830	0,883
7	0,259	0,377	0,583	0,789	0,870
8	0,223	0,329	0,531	0,750	0,855
10	0,174	0,258	0,442	0,692	0,833

Tableau III.9: Calcul du coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ pour les angles incidents de 120°, 135°, 165° et 180° avec GATE en termes de dose absorbée.

Energy (MeV)	120°	135°	150°	165°	180°
0,01					
0,02					
0,03	0,056	0,020			
0,04	0,179	0,093	0,058	0,044	0,040
0,05	0,293	0,174	0,121	0,098	0,090
0,06	0,368	0,235	0,171	0,142	0,133
0,07	0,415	0,273	0,203	0,170	0,160
0,08	0,440	0,294	0,221	0,188	0,177
0,09	0,455	0,307	0,234	0,198	0,187
0,1	0,465	0,318	0,242	0,205	0,194
0,11	0,473	0,326	0,249	0,212	0,199
0,15	0,498	0,350	0,269	0,232	0,219
0,2	0,529	0,379	0,296	0,254	0,244
0,3	0,576	0,429	0,347	0,301	0,288
0,4	0,618	0,472	0,388	0,345	0,325
0,5	0,647	0,504	0,419	0,377	0,363
0,6	1,089	0,891	0,792	0,693	0,693
0,7	0,691	0,560	0,479	0,434	0,421
0,8	0,713	0,580	0,502	0,455	0,444
0,9	0,728	0,603	0,524	0,479	0,465
1	0,744	0,621	0,544	0,500	0,484
1,1	0,752	0,637	0,561	0,516	0,500
1,5	0,797	0,687	0,618	0,577	0,565
2	0,825	0,732	0,668	0,630	0,617
3	0,855	0,778	0,726	0,693	0,682
4	0,864	0,805	0,756	0,726	0,717
5	0,862	0,818	0,773	0,749	0,739
6	0,863	0,822	0,784	0,762	0,753
7	0,855	0,822	0,791	0,765	0,764
8	0,853	0,823	0,792	0,776	0,768
10	0,847	0,823	0,797	0,779	0,773

III.3.4 Discussion

Pour illustrer la discussion, les figures 6 à 18 illustrent la conversion $H_p(3)/K_{air}$ les coefficients par rapport à l'énergie des photons pour des angles d'incidence allant de 0 à 180 degrés, en comparant les valeurs obtenues par ENEA à l'aide du code Monte-Carlo MCNP [39], CEA-LIST/LNHB utilisant le code PENELOPE [41], et cette étude en utilisant le code GATE avec des approximations de kerma et de dose absorbée. Il convient de noter que les barres d'erreur peuvent ne pas être visibles en raison de la taille des points représentatifs. Les valeurs du MCNP et de PENELOPE concordent avec celles calculées avec GATE dans les modes d'approximation du kerma et de la dose absorbée, sauf à haute énergie (>1 MeV) où l'écart entre les deux modes augmente avec l'énergie des photons, en particulier à de petits angles d'incidence. Ceci est dû au manque d'équilibre électronique à des profondeurs inférieures à la plage d'électrons dans le moyen, qui est perceptible à partir de 1 MeV et augmente à mesure que la plage d'électrons se dilate avec l'énergie des photons.

Les valeurs du facteur de conversion $H_p(3)/K_{air}$ en termes de Kerma approximation nous remarquons que les valeurs augmentent et diminuent de la même manière et sont très proches de la même valeur pour les trois codes de simulation MCNP, PENELOPE et GATE.

Aussi les valeurs du facteur de conversion $H_p(3)/K_{air}$ en termes de Dose absorbée pour les deux codes de simulation PENELOPE et GATE (< 3 MeV) sont très proches de la même valeur par contre les valeurs sont éloignées dans l'énergie (> 5 MeV).

L'écart entre la dose absorbée et les valeurs de kerma est également illustré dans les figures 19 à 22, qui montrent la dose absorbée et le kerma dans les tissus par rapport à la profondeur pour les énergies photoniques sélectionnées dans un fantôme de dalle ICRU.

La figure 24 montre les coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'angle d'incident pour les énergies de faisceau de photons sélectionnées calculées avec GATE en mode de dose absorbée, soulignant une diminution des valeurs de dose aux petits angles et aux énergies élevées due à manque d'équilibre électronique, alors que la figure 23 montre les mêmes calculs avec l'approximation du kerma, où la forme des courbes est différente sans diminution des valeurs de dose aux petits angles et aux énergies élevées.

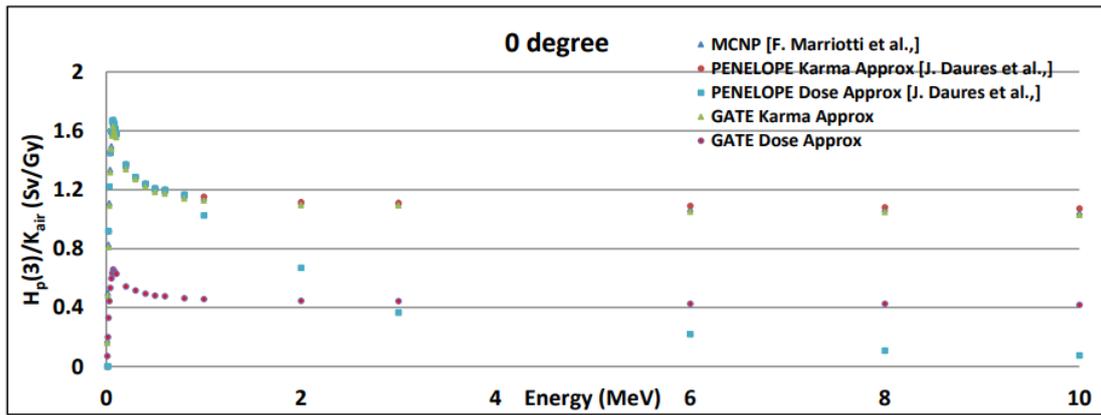


Figure III.6 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un angle incident de 0 degré.

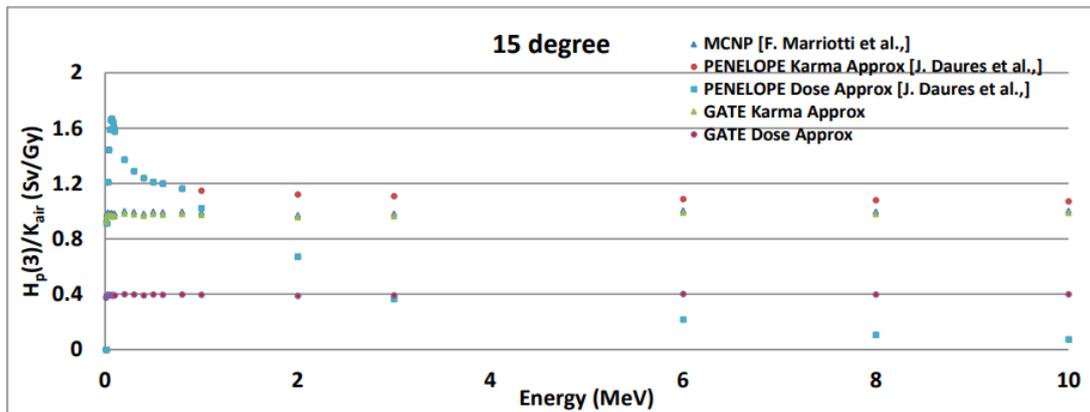


Figure III.7 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un angle incident de 15 degrés.

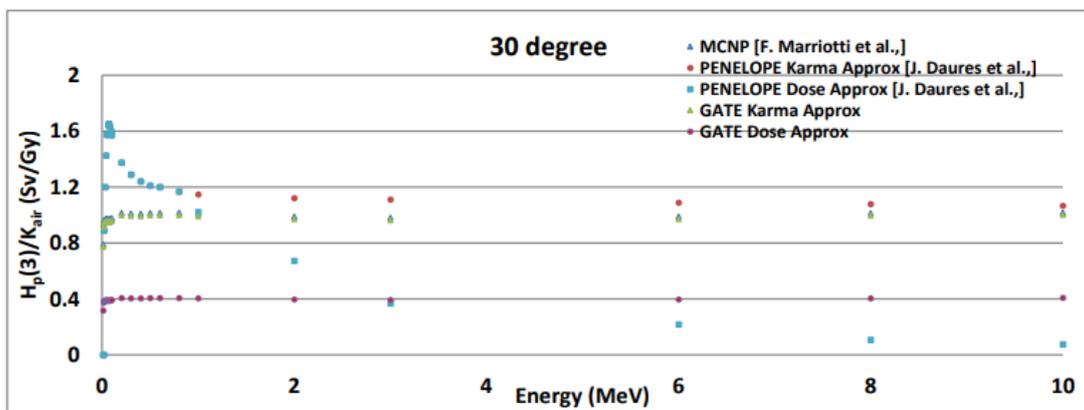


Figure III.8 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ contre l'énergie des photons à un angle incident de 30 degrés.

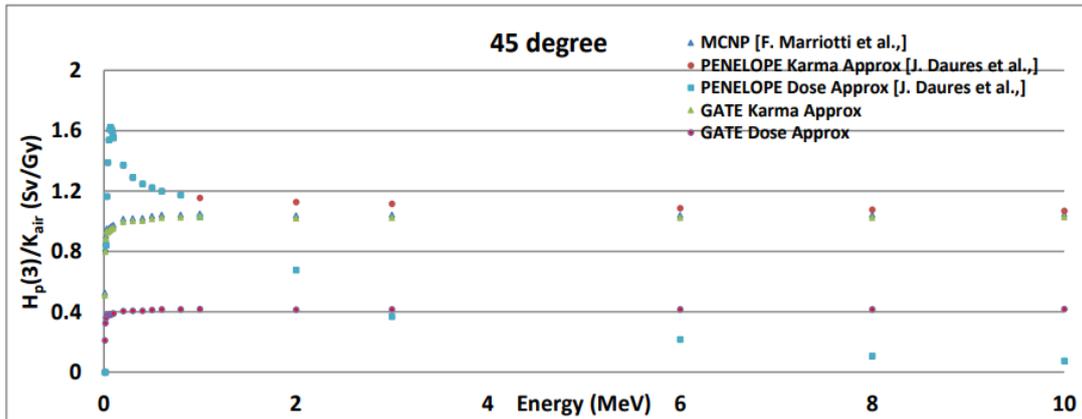


Figure III.9 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un angle incident de 45 degrés.

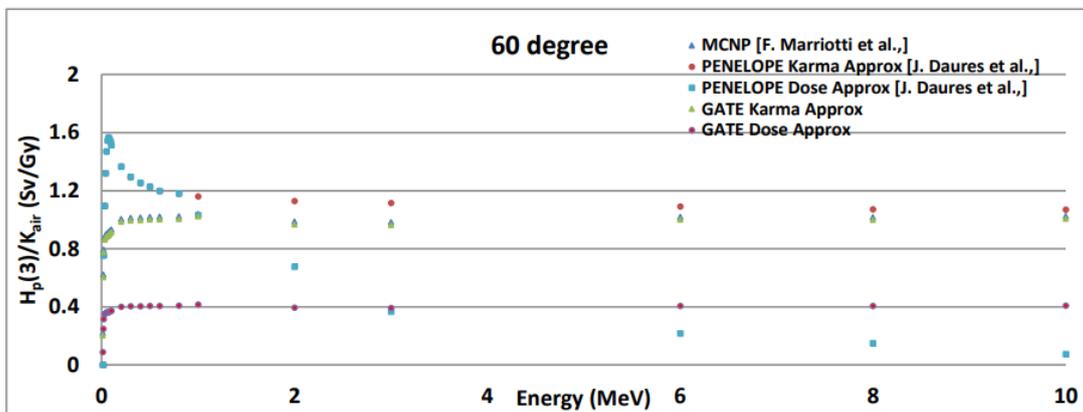


Figure III.10: Coefficient de conversion de $H_P(3)/K_{air}$ contre l'énergie de photon à l'angle incident de 60 degrés

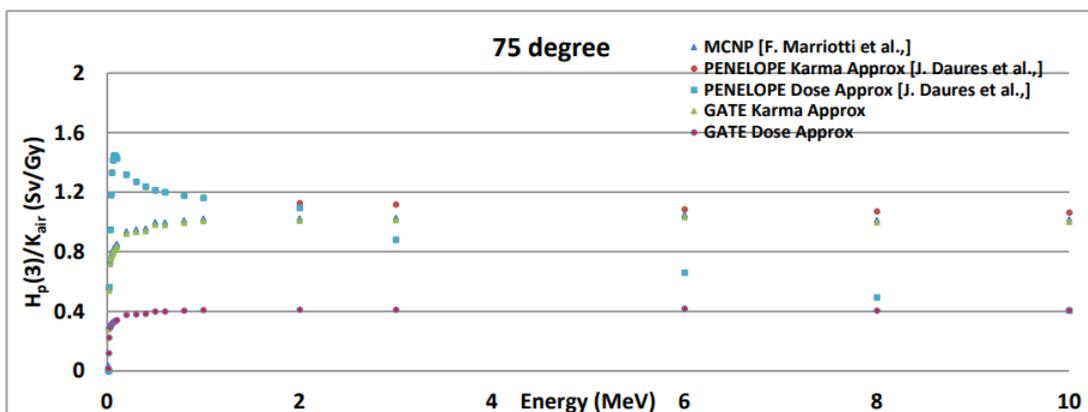


Figure III.11 : Coefficient de conversion $H_P(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 75 degrés angle.

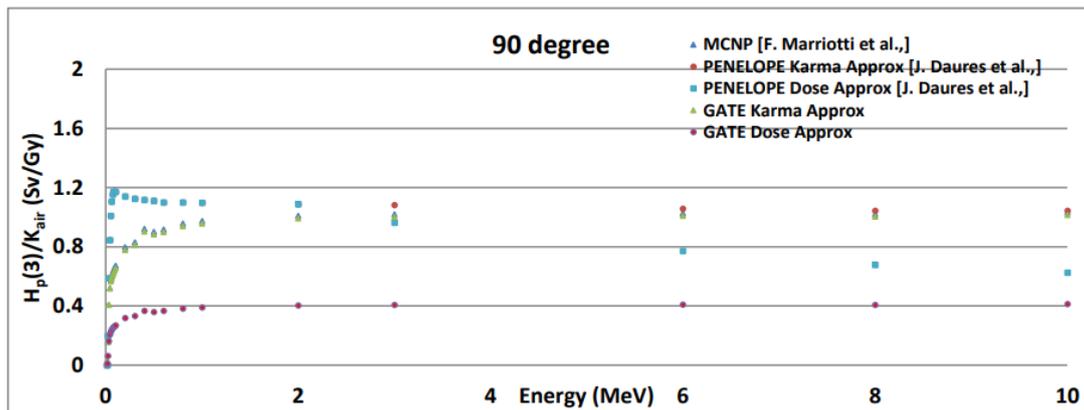


Figure III.12 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 90 degrés angle.

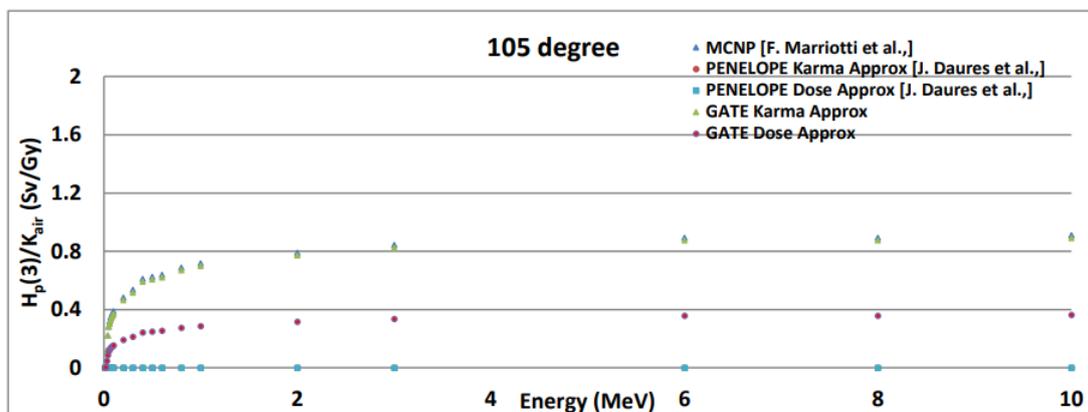


Figure III.13: Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 105 degrés angle.

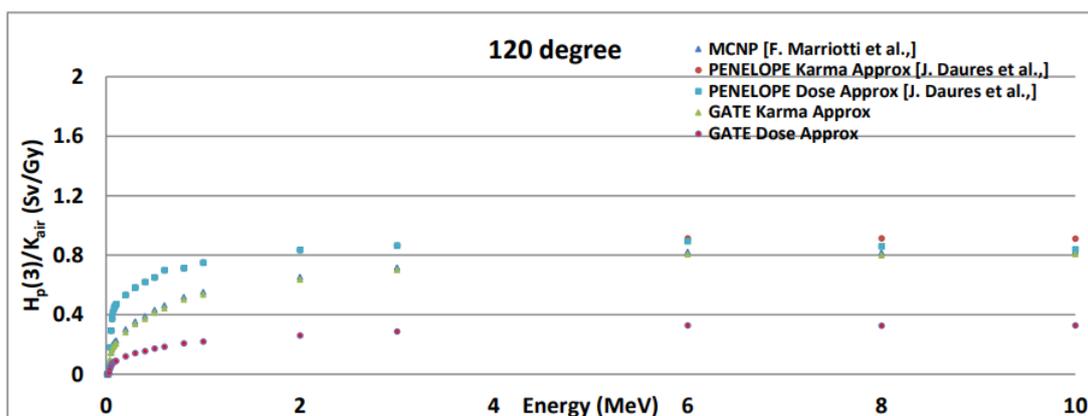


Figure III.14: Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 120 degrés angle.

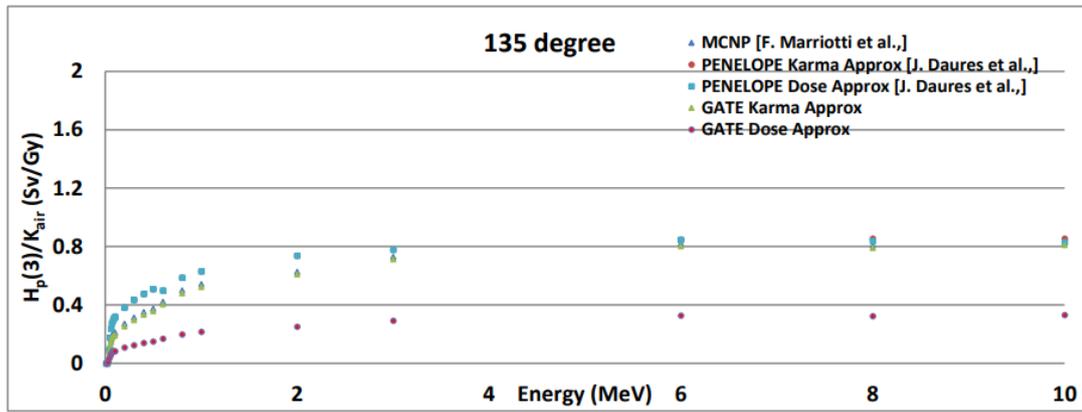


Figure III.15: Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 135 degrés angle.

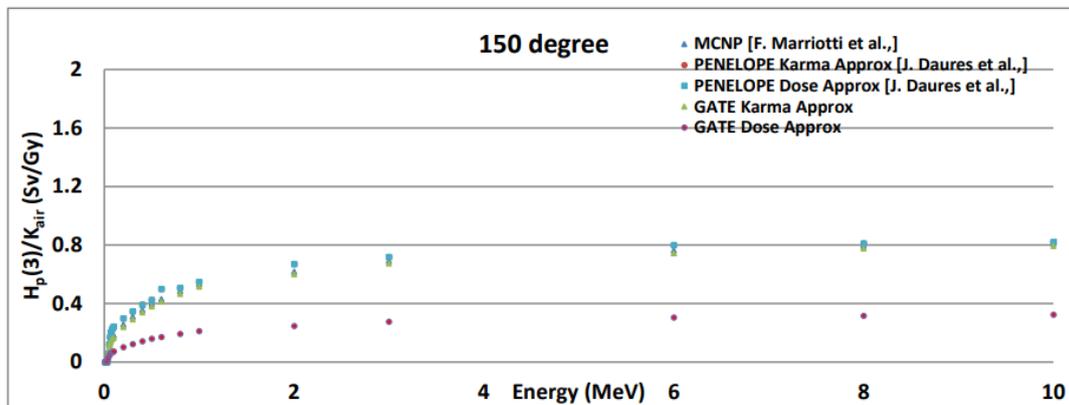


Figure III.16 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 150 degrés angle.

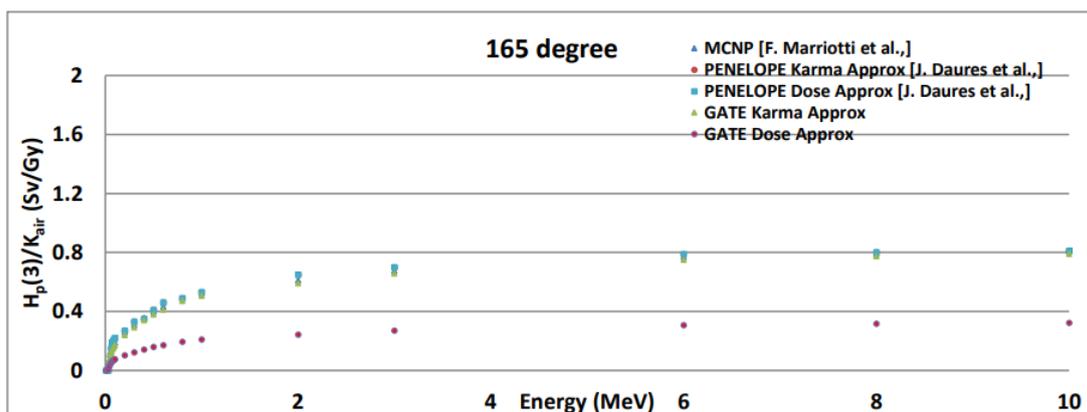


Figure III.17 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 165 degrés angle.

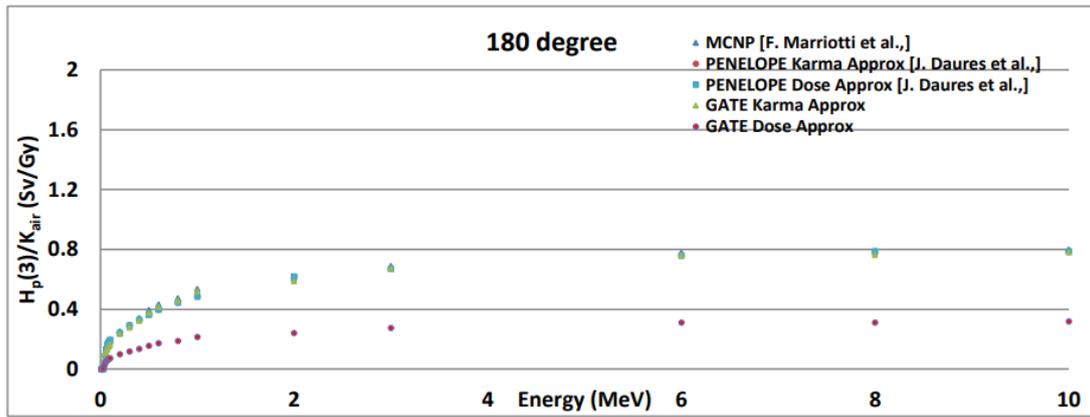


Figure III.18 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'énergie des photons à un incident de 180 degrés angle.

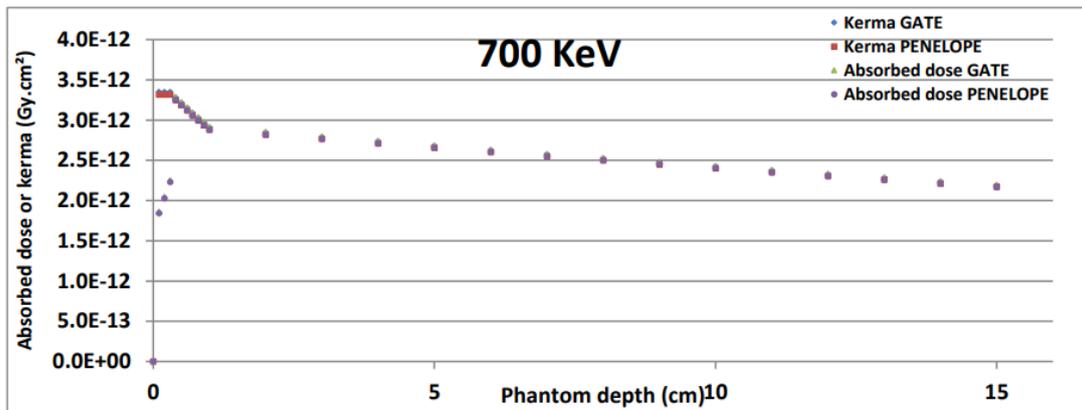


Figure III.19 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 700 KeV faisceau de photons.

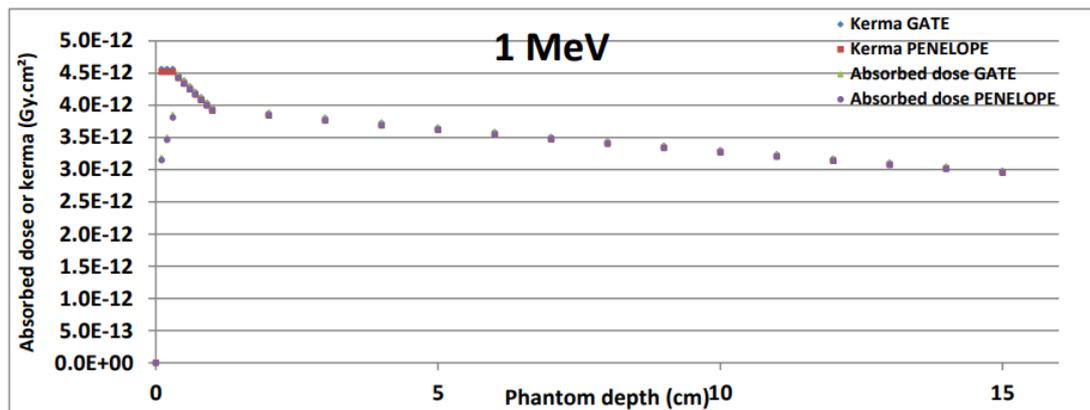


Figure III.20 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 1 MeV faisceau de photons

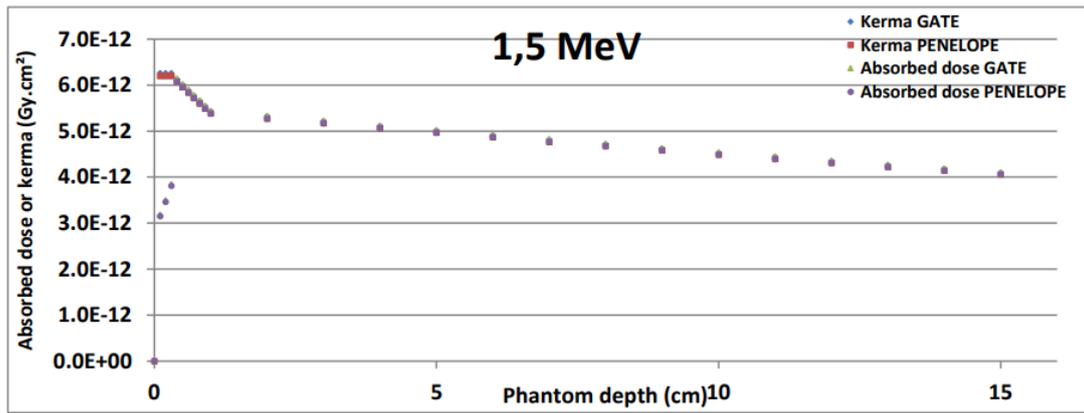


Figure III.21 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 1.5 MeV faisceau de photons.

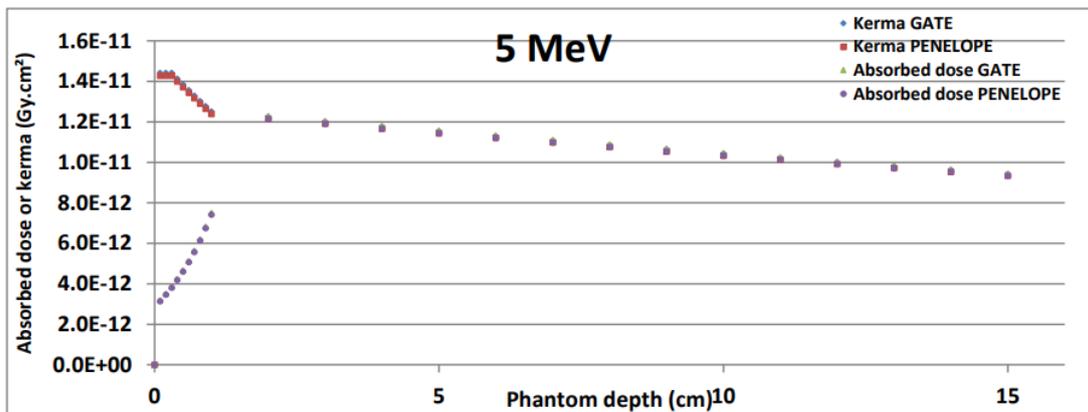


Figure III.22 : Dose absorbée et kerma dans le fantôme ICRU de la dalle pour une extension parallèle de 5 MeV faisceau de photons.

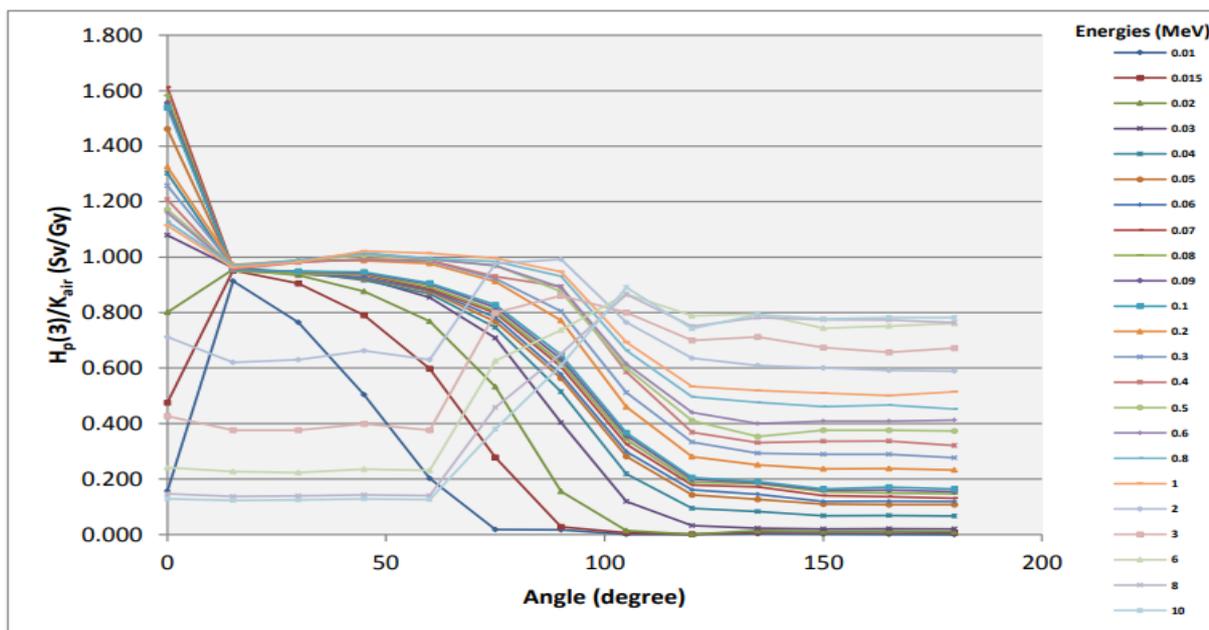


Figure III.23: Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'angle incident de 0 à 180 degrés calculé en termes de dose absorbée avec GATE.

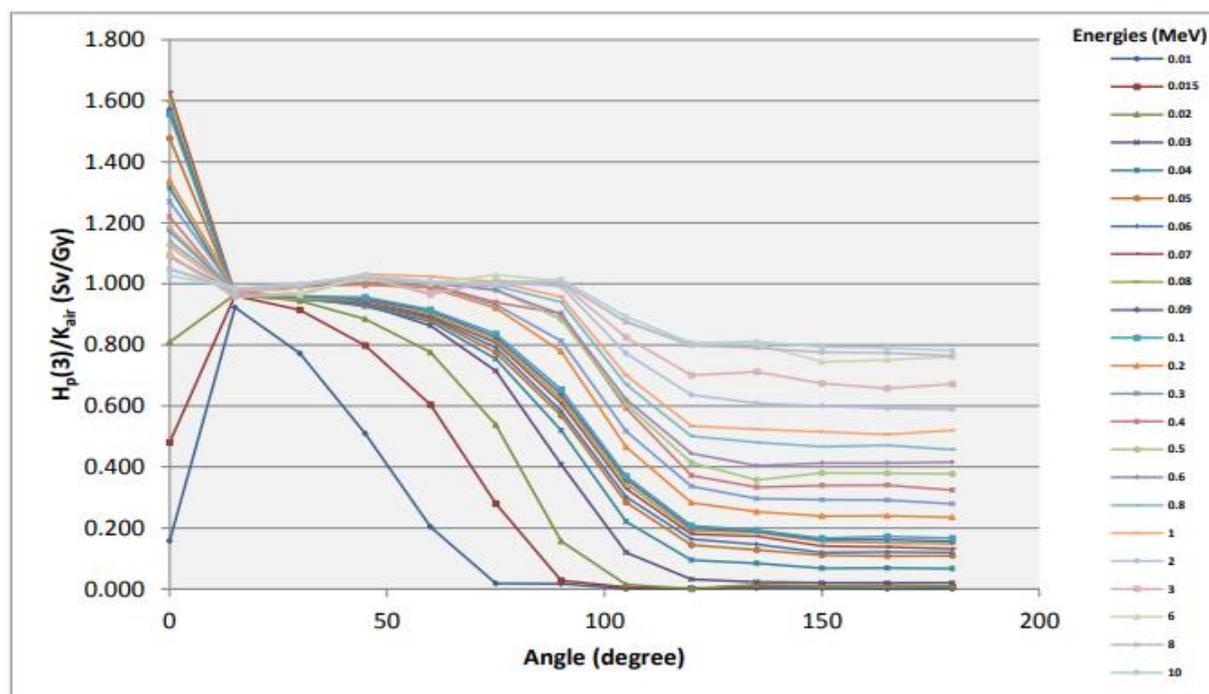


Figure III.24 : Coefficient de conversion $H_p(3)/K_{air}$ par rapport à l'angle incident de 0 à 180 degrés calculé en termes d'approximation du kerma avec GATE.

Conclusion Générale

Les coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ ont été déterminés en utilisant la Plateforme de simulation Monte Carlo GATE pour une large gamme d'énergies photoniques, à partir de 10 KeV à 10 MeV, et pour 15 angles d'incidence allant de 0 à 180 degrés à l'équivalent de dose $H_p(3)$ a été calculé à l'aide des deux l'approximation du kerma et la méthode de la dose absorbée.

À de faibles énergies de photon jusqu'à 1 MeV, les deux ensembles des coefficients de conversion $H_p(3)/k_{air}$ sont cohérents. Cependant, à des énergies plus élevées, les écarts entre les deux séries de coefficients. Ceci est principalement dû à l'absence d'équilibre électronique, en particulier aux petits angles d'incident (<90 degrés). Avec l'amélioration significative de la technologie informatique et de Monte-Carlo, il est désormais possible de calculer l'équivalent de dose $H_p(3)$ en termes de la dose absorbée, qui fournit une représentation plus précise de la dose de rayonnement dans le corps humain. Les résultats obtenus avec les codes MCNP et PENELOPE concordent bien avec ceux obtenus avec GATE, pour le kerma et la dose absorbée modes d'approximation, sauf à des énergies photoniques élevées (>1 MeV). À ces l'écart entre les deux modes augmente avec l'énergie des photons, sous de petits angles incisifs. Ceci est dû au fait que les électrons le rayonnement a une portée plus longue à des énergies plus élevées et peut se déplacer plus loin avant perdre leur énergie, entraînant une accumulation d'électrons et un manque d'équilibre.

Il est important de tenir compte du manque d'équilibre électronique lors de l'interprétation les résultats des calculs de $H_p(3)$, en particulier pour les hautes énergies et les petits incidents. L'utilisation de codes de simulation Monte-Carlo, tels que GATE, permet de calculs précis des coefficients de conversion $H_p(3)/K_{air}$ et de la dose $H_p(3)$ équivalent pour une large gamme d'énergies de photons et d'angles incidents.

Références bibliographiques :

- [1] 1998-2023 AIEA, Centre international de Vienne, B.P.(article)
- [2] Auteur(s) : Hicham KobeiterVania TacherKestakin YouManuel VitelliusHaytam DerbelAlain Rahmounii.
- [3] Centre intégré de santé et de services sociaux de Chaudière-Appalaches.
- [4] Médecine radiographie et radioscopie Auteur Office québécois de la langue française Dernière mise à jour 1990.
- [5] A. Isnard et C. Pioche, Les Problèmes actuels en Imagerie Interventionnelle, Projet DESS "TBH", UTC, 1997, pp 37.
- [6] Audrey Achmirowicz, Jean-Baptiste Beck, Pierre-Yves Delobel, Céline Vivarelli : Imagerie IRM interventionnelle, Projet MASTER MTS, UTC, 2004-2005, URL : <https://www.utc.fr/~farges/>.
- [7] Dr. Jean -Yves TANGUY, CUH Angers, 4 octobre 2001 ‘pratique au Diagnostic Morphologique, Le scanner et l’IRM.
- [8] David A Lisel Imagin for student 2001.
- [9] Farr’s Physics for medical imaging 2008. (livre)
- [10] - Graphisme Christelle, Muller Copyright © 2018-2024 - Iris Imagerie - Tous droits réservés - Réalisation Nakaa.
- [11] Xavier LIEBEL 2008-TOU3-4078 ‘Application cardiovasculaire de la radiologie interventionnelle chez les carnivores domestique ‘, l’Université Paul-Sabatier de Toulouse François.
- [12] RUSSELL K. HOBBIE BRADLEY J. ROTH"Intermediate Physics for Medicine and Biology". Edition: Springer, 4ème édition (2007). ISBN-13: 978-0-387-30942-2.
- [13] Seltzer SM, Bartlett DT, Burns DT, Dietze G. et al. ICRU Report 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised). J. ICRU, 11(1): 1-35 (2011).
- [14] ATTIX, F.H (1986), Introduction to Radiological physics and Radiation Dosimetry, Wiley New York (1986).

- [15] D BALTAS. L SAKELLIYOU. N ZAMBOGLOU "The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology". Edition: Taylor & Francis Group (2007). ISBN-13: 978-0-7503-0708-6.
- [16] Pr.Peretti, Bases Physiques de l'imagerie médicale, imagerie analogique / imagerie numérique, UE2 Biophysique, Ronéo n°3 Cours 3 UE2, 10 octobre 2017.
- [17] A.Dutreix, G.Marinello et A.Wamberise (1982). 'Dosimétrie en curiethérapie'.
- [18] Allisy A, Jenning WA, Kellerer AM, Müller JW. ICRU Report 51: quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry .J. Int. Comm .Radail . Units Mens .. os26(2):NP-NP (1993).
- [19] ICRU - (International Commission on Radiation Units and Measurements) Rapport 39 (1985) Détermination des Equivalents de Dose dus aux sources externes de Rayonnement Pergamon Press, Oxford.
- [20] Biau A., Basset A., Valero M. (1999) – La dosimétrie opérationnelle en milieu médical, besoins et moyens - EPU INSTN/SFPH/IGR, INTN/Cadarache.
- [21] Les fondamentaux – Chapitre 6 – Notions de radioprotection. G. Bonardel et J.-F. Chatei.
- [22] ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann ICRP. 1991 ;21(1-3):1–201.
- [23] Nénot J. C., « Les accidents radiologiques - Bilan de 50 ans d'accidents graves » dans Radioprotection et Ingénierie nucléaire, collection Génie Atomique, EDP Sciences, 2006.
- [24] ICRP. ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs--threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP publication 118. Ann ICRP. 2012 Feb ;41(1-2) :1–322.
- [25] Principes de radioprotection – réglementation Coordonné par Christine Jimonet et Henri Métivier). (Personne compétente en radioprotection.
- [26] Notion de base de radioprotection. Service de contrôle physique.ULB-2007. Site Web://www.controlephysique.be.
- [27] Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students International Atomic Energy Agency, VIENNA,2005.
- [28] Guide de radioprotection. CNRS, 1^e (er) édition septembre 2007.

- [29] Décret présidentiel n° 05-117(2005) Journal Officiel de la république Algérienne n°27.
- [30] Jan et al., 2004 ; Maigne, 2005 ; Sarrut et al., 2014.
- [31] Blanc, 1997.
- [32] ICRU-37, 1984.
- [33] Site officiel : [http : //geant4.web.cern.ch/geant4](http://geant4.web.cern.ch/geant4).
- [34] Polf M et al., 2014 ; Elbast S et al., 2012.
- [35] Thiam, 2007.
- [36] GEANT4 PRM, 2007.
- [37] Cullen et al., 1997 ; Perkins et al., 1997.
- [38] Baro et al., 1995.
- [39] Bielajew et al., 1988.
- [40] Urbán, 2003 ; Thiam, 2007.
- [41] F. Marriotti, G. Gualdrini. ORAMED Project Eye-Lens Dosimetry. A new approach to define the operational quantity Hp(3). ENEA Report RT/2009/1/BAS.
- [42] ICRU Report 57:1998, Conversion coefficients for use in radiation protection against external radiation.
- [43] ICRU Report 47: 1992 Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations.
- [44] Daures, J. Gouriou, J. and Bordy, J-M. Monte carlo determination of the conversion coefficients Hp(3)/K_{air} in a right cylinder phantom with penelope code “comparison with mcnp simulations” Radiat. Prot. Dosim. 144 (1-4):37-42 (2011).
- [45] G. Dietze and W. G. Alberts Why it is advisable to keep WR=1 and Q=1 for photons and electrons. Radiation Protection Dosimetry (2004), Vol. 109, No. 4, pp. 297- 302.
- [46] ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.
- [47] J.H.Hubbell, S.M. Seltzer: Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients, NISTIR 5632, Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology, 1995.