

**UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA**

**Faculté des Sciences de la Matière**

**Département de Physique**



**Mémoire :**

**MASTER ACADEMIQUE**

**Domaine :** Sciences de la Matière

**Filière :** Physique

**Spécialité :** Physique Médicale

**Présenté par :**

\_Ben kouider Ilyia

\_Nedjemi nour el islam

**Thème:**

**Combinaison innovante à base de matériaux pour la protection contre les rayonnements X**

**Soutenu publiquement le :** 11/06/2026

**\_devant le jury:**

|                        |           |             |
|------------------------|-----------|-------------|
| Pr. Cage Mohamed Arabi | Président | UKM Ouargla |
| Pr. Mokaddem Zakaria   | Encadrant | UKM Ouargla |
| Pr. Ben Touila Omar    | Examineur | UKM Ouargla |

**Année Universitaire :** 2025/2026

## شكر وعرفان

نشكر كل من ساهم. في. هذا العمل نستفتح. الشكر. بمشرفنا الدكتور. زكريا المقدم. الذي كان اخا وسندا واستاذا. وداعما. فله كل الشكر والامتنان. كما نوجه الشكر للدكتور الاستاذ عمر بن طويلة على. كل ما قدمه لنا من توجيهات وملاحظات. في إعداد هذا العمل والى الدكتور: محمد العربي قاجة

ونشكر كل من ساهم من قريب او من بعيد من. ولو بدعوة. شكرا جزيلا

## إهداء

اهدي ثمرة جهدي ونقطة انطلاقي المتواضعة هذه إلى نفسي التي تحملت كثيرا وبذلت أكثر وإلى أمي وأبي وإخوتي الخمسة وإلى كل من تمتني بهم صلة رحم أو صلة صداقة وإلى كل من قرأ هذه الكلمات .

ليليا بن قويدر

الحمد لله الذي وفقتني وأعانتني على إتمام هذا العمل أهدي ثمرة جهدي وتخرجي إلى والدي العزيزين، اللذين كانا سندي ودعمي طوال مسيرتي الدراسية، واللذين غرسا في نفسي حب العلم والاجتهاد، فلهما مني كل الشكر والامتنان والعرفان كما أهدي هذا العمل إلى أساتذتي الأفاضل الذين أناروا لي طريق العلم بمعارفهم وتوجيهاتهم القيمة، وإلى كل من ساهم في تكويني العلمي والأكاديمي. وأتقدم بخالص الشكر والتقدير إلى زملائي وأصدقائي الذين رافقوني خلال سنوات الدراسة، وتقاسموا معي لحظات التعب والنجاح، فكانوا خير معين وخير رفقة

.ولا أنسى كل من ساعدني من قريب أو بعيد، وقدم لي الدعم والتشجيع والمساندة لإتمام هذا العمل

إلى جميع هؤلاء أهدي هذا العمل المتواضع، راجياً من الله التوفيق والسداد.

نور الإسلام نجمي

# TABLE DES MATIERES

|                                                                                    |    |
|------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1 Rayonnements X, risques biologiques et cadre réglementaire de la radioprotection | 3  |
| 1.1 Introduction                                                                   | 3  |
| 1.2 Production et propriétés physiques des rayons X                                | 4  |
| 1.2.1 Génération des rayons X dans les tubes radiogènes                            | 5  |
| 1.2.2 Spectre d'énergie et caractéristiques des faisceaux X en imagerie médicale   | 7  |
| 1.2.3 Interactions des photons X avec la matière                                   | 10 |
| 1.3 Effets biologiques des rayonnements ionisants                                  | 13 |
| 1.3.1 Effets déterministes et effets stochastiques                                 | 13 |
| 1.3.2 Risques professionnels liés à l'exposition chronique aux rayons X diffusés   | 15 |
| 1.3.3 Grandeurs dosimétriques et unités de mesure                                  | 16 |
| 1.4 Principes fondamentaux de la radioprotection                                   | 18 |
| 1.4.1 Les trois principes : temps, distance et blindage                            | 19 |
| 1.4.2 Principe ALARA et optimisation de la radioprotection (ALARA+)                | 21 |
| 1.4.3 Justification, optimisation et limitation des doses                          | 22 |
| 1.5 Cadre normatif et réglementaire                                                | 23 |
| 1.5.1 Normes internationales : CIPR et IEC 61331-1:2014                            | 23 |
| 1.5.2 Réglementation algérienne en radioprotection                                 | 26 |
| 1.5.3 Exigences techniques relatives aux EPI de radioprotection                    | 27 |
| 1.6 Conclusion du chapitre                                                         | 30 |
| 2 Matériaux de blindage radiologique— état de l'art et alternatives sans plomb     | 31 |

|                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1 Introduction . . . . .                                                             | 31 |
| 2.2 Matériaux traditionnels à base de plomb . . . . .                                  | 31 |
| 2.2.1 Propriétés d'atténuation du plomb . . . . .                                      | 32 |
| 2.2.2 Limites physiques, toxicologiques et ergonomiques . . . . .                      | 33 |
| 2.3 Matériaux alternatifs sans plomb (lead-free shielding materials) . . . . .         | 35 |
| 2.3.1 Éléments à haut numéro atomique (high-Z) . . . . .                               | 35 |
| 2.3.2 état de l'art . . . . .                                                          | 36 |
| 3 Modélisation, simulation numérique et analyse des performances . . . . .             | 39 |
| 3.1 Modélisation théorique de l'atténuation des rayons X . . . . .                     | 39 |
| 3.1.1 Loi de Beer-Lambert . . . . .                                                    | 39 |
| 3.1.2 Coefficients d'atténuation linéaire et massique . . . . .                        | 41 |
| 3.1.3 Paramètres de blindage : HVL, TVL, MFP et Zeff . . . . .                         | 42 |
| 3.2 Simulation numérique de l'atténuation . . . . .                                    | 43 |
| 3.2.1 Méthodologie et outils de simulation (Méthode Monte Carlo avec Geant4) . . . . . | 43 |
| 3.2.2 Propriétés du composite tungstène–bismuth . . . . .                              | 52 |
| 3.2.3 Résultats : courbes d'atténuation et comparaison avec le plomb . . . . .         | 53 |
| 3.3 Conception et prototypage de la veste . . . . .                                    | 53 |
| 3.3.1 Design ergonomique et modulaire (veste + jupe amovible) . . . . .                | 53 |
| 3.3.2 Avantages par rapport aux solutions conventionnelles . . . . .                   | 54 |
| 3.3.3 Limites techniques, économiques et réglementaires . . . . .                      | 54 |

## Sommaire:

\_ Cette mémoire traite de l'étude et de la conception d'un gilet innovant destiné à la protection contre les rayons X utilisés dans les services de radiologie et d'imagerie médicale. L'étude a débuté par l'analyse des propriétés physiques des rayons X et de leurs mécanismes d'interaction avec la matière, ainsi que l'examen des risques biologiques liés à l'exposition professionnelle chronique aux rayonnements ionisants et des principaux principes de radioprotection et normes réglementaires en vigueur. Les matériaux traditionnels utilisés pour le blindage radiologique ont été examinés, en particulier le plomb, en mettant en évidence ses avantages en matière d'absorption des rayonnements ainsi que ses limites liées à son poids élevé, sa toxicité et ses effets potentiels sur la santé. Les alternatives récentes sans plomb basées sur des matériaux à numéro atomique élevé tels que le tungstène et le bismuth ont également été présentées. L'étude s'est appuyée sur la modélisation mathématique et la loi de Beer–Lambert pour simuler le processus d'atténuation des rayons X. La plateforme Geant4 a également été utilisée pour réaliser des simulations numériques de l'interaction des photons avec différents matériaux dans le domaine des énergies utilisées en imagerie médicale diagnostique. Les performances d'un nouveau composite constitué de tungstène et de bismuth dans une matrice polymérique flexible ont été évaluées, en étudiant l'effet de l'épaisseur, de la composition et de la densité sur l'efficacité de protection. Les résultats des simulations ont montré que le composite proposé offre une forte capacité d'atténuation des rayons X, avec des performances proches de celles du plomb traditionnel, tout en présentant des avantages supplémentaires tels que la légèreté, la réduction de la toxicité et une meilleure flexibilité et ergonomie lors de l'utilisation. Sur cette base, une conception innovante d'un gilet radiologique appelé X-Light Protect Vest a été proposée, composé d'un gilet principal et d'une jupe amovible, afin d'assurer une protection efficace et d'améliorer les conditions de travail du personnel des services de radiologie et d'interventions médicales guidées par imagerie. Des simulations ont été réalisées pour des énergies de 30, 50 et 70 keV, avec des taux d'absorption respectifs de 94,30 %, 59,6 % et 41,51 %, montrant une performance élevée, particulièrement pour le cas de 30 keV. L'étude conclut que l'utilisation de composites à base de tungstène et de bismuth représente une solution prometteuse pour le développement d'une nouvelle génération de dispositifs de protection radiologique.

## Mots-clés :

Rayons X – radioprotection – plomb – tungstène – bismuth – Geant4 – atténuation des rayonnements – matériaux composites.

## ملخص:

تتناول هذه المذكرة دراسة وتصميم سترة مبتكرة للحماية من الأشعة السينية المستخدمة في أقسام الأشعة والتصوير الطبي. انطلقت الدراسة من تحليل الخصائص الفيزيائية للأشعة السينية وآليات تفاعلها مع المادة، إضافة إلى دراسة المخاطر البيولوجية الناتجة عن التعرض المهني المزمن للإشعاعات المؤينة وأهم مبادئ الوقاية الإشعاعية والمعايير التنظيمية المعمول بها تمت مراجعة المواد التقليدية المستعملة في التدريع الإشعاعي وعلى رأسها الرصاص، مع إبراز مزاياه في امتصاص الأشعة وحدوده المرتبطة بالوزن المرتفع والسُميّة والتأثيرات الصحية المحتملة. كما تم استعراض أحدث البدائل الخالية من الرصاص المعتمدة على مواد عالية العدد الذري مثل التنغستن والبيزموت اعتمدت الدراسة على النمذجة الرياضية وقانون بير-لامبرت لإجراء محاكاة عددية لتفاعل الفوتونات مع المواد المختلفة ضمن مجال الطاقات Geant4 لمحاكاة عملية توهين الأشعة السينية، كما استُخدمت منصة التشخيصية الطبية. وقد تم تقييم أداء مركب جديد مكوّن من التنغستن والبيزموت داخل مصفوفة بوليميرية مرنة، مع دراسة تأثير السمك والتركيب والكثافة على كفاءة الحماية. أظهرت نتائج المحاكاة أن المركب المقترح يحقق قدرة عالية على توهين الأشعة السينية مع أداء قريب من الرصاص التقليدي، مع مزايا إضافية تتمثل في خفة الوزن وتقليل السمية وتحسين المرونة والراحة أثناء الاستخدام. وبناءً على ذلك تم اقتراح تصميم سترة إشعاعية مبتكرة سترة رئيسية وتنورة قابلة للفصل، بهدف توفير حماية فعالة وتحسين الظروف المهنية للعاملين في أقسام الأشعة والتدخلات الطبية الموجهة بالأشعة وتمت محاكاة للنسب الاتية على التوالي: 70/50/30 وكانت نسب الامتصاص على التوالي 94,30%/ 59.6% و 41,51%. مظهرة تفوقا عاليا ونسبة امتصاص أعلى بالنسبة لحالة 30%.

وتخلص الدراسة إلى أن استخدام المركبات القائمة على التنغستن والبيزموت يمثل حلاً واعداً لتطوير جيل جديد من وسائل الحماية الإشعاعية.

## الكلمات المفتاحية:

التوهين الإشعاعي – المواد – Geant4 – الأشعة السينية – الوقاية الإشعاعية – التدريع الإشعاعي – الرصاص – التنغستن – البيزموت  
المركبة – السترة الواقية

## Introduction générale:

Les rayonnements X occupent aujourd'hui une place essentielle dans le domaine médical grâce à leurs nombreuses applications en radiologie diagnostique, en radiologie interventionnelle et en médecine nucléaire. Leur utilisation permet d'améliorer considérablement la qualité du diagnostic et la prise en charge des patients. Cependant, malgré leurs bénéfices indéniables, les rayonnements ionisants présentent des risques biologiques pour les professionnels de santé exposés de manière répétée au rayonnement diffusé. Afin de limiter ces risques, la radioprotection constitue un élément fondamental de la sécurité dans les établissements de santé. Les équipements de protection individuelle, notamment les tabliers et vestes plombés, représentent une barrière efficace contre les rayons X. Toutefois, les solutions conventionnelles à base de plomb présentent plusieurs inconvénients, parmi lesquels leur poids élevé, leur faible confort ergonomique et les problèmes environnementaux et toxicologiques liés à l'utilisation du plomb. Face à ces contraintes, de nouvelles recherches s'orientent vers le développement de matériaux composites innovants capables d'assurer une protection radiologique équivalente tout en réduisant le poids et en améliorant le confort de l'utilisateur. Dans ce contexte, l'utilisation de matériaux à numéro atomique élevé tels que le tungstène et le bismuth apparaît comme une alternative particulièrement prometteuse. L'objectif principal de ce mémoire est d'étudier, modéliser et concevoir une veste innovante de protection contre les rayonnements X basée sur un composite tungstène–bismuth. Pour atteindre cet objectif, une étude des fondements physiques de l'interaction des rayons X avec la matière, des risques biologiques associés à l'exposition professionnelle et des exigences réglementaires de la radioprotection a été menée. Une analyse des matériaux de blindage existants a ensuite été réalisée avant de développer un modèle numérique et des simulations sous Geant4 permettant d'évaluer les performances du composite proposé. Enfin, une conception ergonomique de la veste a été élaborée afin d'optimiser simultanément la protection, le confort et la praticité d'utilisation. Ce travail s'inscrit dans une démarche visant à contribuer au développement d'équipements de radioprotection plus performants, plus légers et mieux adaptés aux besoins actuels des professionnels.

# Chapitre 1

## **Rayonnements X, risques biologiques et cadre réglementaire de la radioprotection**

### **Introduction:**

La découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen en 1895 a constitué l'un des tournants scientifiques majeurs de la fin du XIX<sup>e</sup> siècle et a marqué l'acte de naissance de la radiologie médicale moderne [1]. En révélant une forme de rayonnement capable de traverser les tissus mous tout en étant atténué par les structures denses, Röntgen ouvrit la voie à une révolution diagnostique qui, plus d'un siècle plus tard, irrigue l'ensemble des disciplines médicales : radiologie

conventionnelle, tomodensitométrie (TDM), fluoroscopie, radiologie interventionnelle, mammographie et radiothérapie. Parallèlement à ces bénéfices considérables, la communauté scientifique a rapidement pris conscience, dès les premières années du XX<sup>e</sup> siècle, des risques biologiques associés à l'exposition aux rayonnements ionisants, avec l'apparition d'érythèmes, de radiodermes, puis de cancers radio-induits chez les pionniers de la radiologie [2].

Dans le contexte hospitalier contemporain, le personnel médical – radiologues, manipulateurs en électroradiologie médicale, cardiologues interventionnels, chirurgiens orthopédistes, anesthésistes et infirmiers – est régulièrement exposé à des rayonnements X diffusés par le patient ou par les structures environnantes. Ce rayonnement diffusé, bien que d'intensité inférieure au faisceau primaire, peut engendrer, sur des temps d'exposition professionnels cumulés, des doses significatives aux yeux (cristallin), à la thyroïde, aux glandes mammaires, au thorax et aux gonades [3]. La protection individuelle, assurée historiquement par des tabliers, vestes et gilets plombés, constitue dès lors une composante incontournable de la radioprotection opérationnelle.

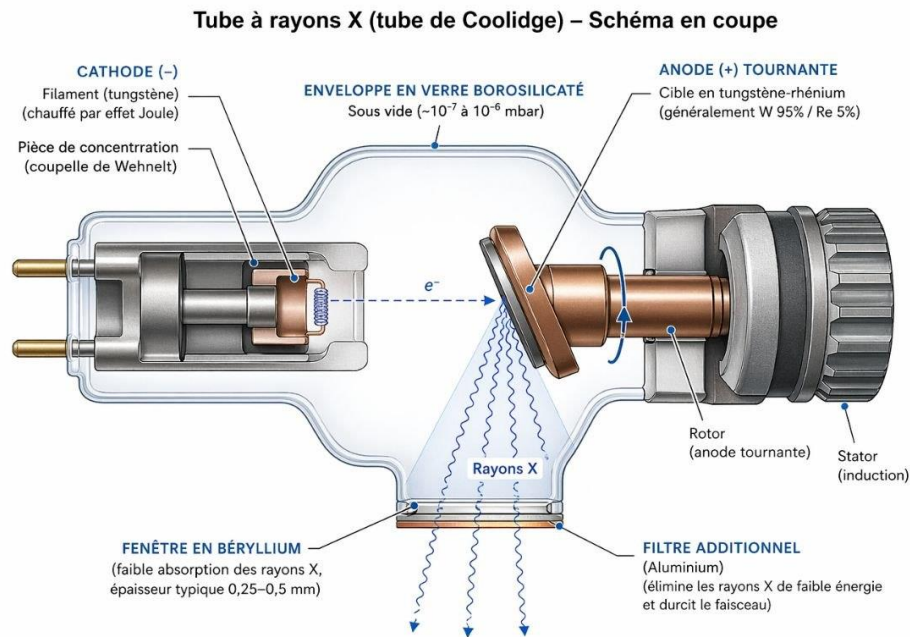
Ce premier chapitre a pour objet de poser les fondements physiques, biologiques et réglementaires indispensables à la compréhension du projet de conception d'une veste innovante de protection contre les rayonnements X. Il s'articule autour de quatre axes. Le premier traite de la production et des propriétés physiques des rayons X, depuis leur génération dans le tube radiogène jusqu'à leurs mécanismes d'interaction avec la matière. Le deuxième aborde les effets biologiques des rayonnements ionisants, en distinguant les effets déterministes et stochastiques et en détaillant les grandeurs dosimétriques. Le troisième présente les principes fondamentaux de la radioprotection (temps, distance, blindage) et la philosophie ALARA. Enfin, le quatrième axe examine le cadre normatif international (CIPR, IEC 61331-1:2014) et algérien (Loi n°19-05, ANRSN, COMENA), ainsi que les exigences techniques applicables aux équipements de protection individuelle (EPI).

## **1.1 Production et propriétés physiques des rayons X**

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques ionisants dont la longueur d'onde est typiquement comprise entre  $10^{-8}$  m et  $10^{-12}$  m, correspondant à des énergies photoniques s'étendant de quelques centaines d'électron-volts (eV) à plusieurs mégaélectron-volts (MeV). En imagerie médicale diagnostique, la gamme d'énergie utile est généralement comprise entre 20 keV et 150 keV, tandis qu'en radiothérapie externe, elle peut atteindre 6 à 25 MV [4]. La compréhension de leur mode de production, de leur spectre énergétique et de leurs interactions avec la matière est une condition nécessaire au dimensionnement rigoureux de tout dispositif de blindage, y compris des vestes de protection plombées.

### 1.1.1 Génération des rayons X dans les tubes radiogènes

Le tube radiogène, ou tube de Coolidge, est le dispositif technologique fondamental de la production de rayons X en radiologie médicale. Il s'agit d'une ampoule de verre ou de métal-céramique sous vide poussé (pression résiduelle inférieure à  $10^{-5}$  Pa), à l'intérieur de laquelle deux électrodes – une cathode et une anode – sont soumises à une différence de potentiel élevée, typiquement comprise entre 40 kV et 150 kV en radiodiagnostic [4], [5]. Le fonctionnement du tube repose sur quatre étapes physiques distinctes : l'émission thermoélectronique à la cathode, l'accélération des électrons dans le vide, l'impact sur la cible anodique et la conversion d'une fraction de l'énergie cinétique en rayonnement X.



Source : Bushberg J. T., *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed., Wolters Kluwer, 2012, pp. 215–220.

**Schéma en coupe d'un tube à rayons X (tube de Coolidge) avec cathode (filament et pièce de concentration), anode tournante en tungstène-rhénium, enveloppe en verre borosilicaté, filtre additionnel et fenêtre en béryllium + Source académique recommandée : Bushberg J. T., *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed., Wolters Kluwer, 2012, Fig. 6-1]**

La cathode est constituée d'un filament en tungstène (W,  $Z = 74$ ) enroulé en hélice, porté par effet Joule à une température de l'ordre de 2 200 à 2 400 K. À ces températures, une fraction des électrons du métal acquiert une énergie cinétique supérieure au travail de sortie  $\phi$  et s'échappe du filament ; ce phénomène est décrit par l'équation de Richardson-Dushman :

$$J = A \cdot T^2 \cdot \exp(-\phi / k_B \cdot T)$$

où  $J$  est la densité de courant émis ( $A \cdot m^{-2}$ ),  $A$  la constante de Richardson ( $\approx 1,20 \times 10^6 A \cdot m^{-2} \cdot K^{-2}$ ),  $T$  la température absolue du filament (K),  $\phi$  le travail de sortie ( $\approx 4,54$  eV pour le

tungstène) et  $k_B$  la constante de Boltzmann. Le filament est entouré d'une pièce de concentration, ou pièce de Wehnelt, portée à un potentiel légèrement négatif afin de focaliser le faisceau électronique vers la surface anodique, définissant ainsi le foyer thermique et le foyer optique du tube [4].

L'anode, portée à un potentiel positif par rapport à la cathode, joue le double rôle de cible pour les électrons accélérés et de dissipateur thermique. Elle est majoritairement constituée de tungstène ( $Z = 74$ ), parfois allié à du rhénium (Re, 5 à 10 %) pour améliorer sa résistance aux chocs thermiques. En radiodiagnostic, on utilise presque exclusivement des anodes tournantes, constituées d'un disque métallique de 70 à 120 mm de diamètre mis en rotation (3 000 à 10 000 tr/min) par un moteur d'induction, afin de répartir la charge thermique sur une piste annulaire plus large [4]. En mammographie, l'anode peut être en molybdène ( $Z = 42$ ) ou en rhodium ( $Z = 45$ ) afin d'exploiter leurs raies K caractéristiques (17,5 et 22,2 keV respectivement) adaptées au contraste des tissus mammaires.

La différence de potentiel anode-cathode, notée  $U$  et exprimée en kilovolts (kV), confère aux électrons une énergie cinétique maximale :

$$E_{c,max} = e \cdot U \text{ (en eV, avec } U \text{ exprimé en V)}$$

Ainsi, un tube alimenté à 100 kV produit des électrons d'énergie cinétique maximale égale à 100 keV, qui constitueront la borne supérieure du spectre X émis. Pour une tension parfaitement continue (générateur haute fréquence moderne), le spectre est stable ; pour des tensions redressées simple ou double alternance, le spectre est modulé par le facteur ondulation (ripple factor), ce qui modifie sensiblement la qualité du faisceau et la dose délivrée [5].

Le problème thermique est central dans la conception des tubes. En effet, seulement 1 % de l'énergie cinétique incidente est convertie en rayonnement X utile pour les tensions diagnostiques (100 kV, anode de tungstène), le reste – soit environ 99 % – étant dissipé sous forme de chaleur dans l'anode. Le rendement énergétique  $\eta$  du tube peut être approché par la relation empirique :

$$\eta \approx k \cdot Z \cdot U, \text{ avec } k \approx 9 \cdot 10^{-10} \text{ V}^{-1}$$

où  $Z$  est le numéro atomique de la cible et  $U$  la tension en volts. Ainsi, pour  $Z = 74$  et  $U = 100$  kV,  $\eta \approx 0,67$  %. Cette extrême inefficacité impose un refroidissement performant : l'anode est couplée à un bain d'huile isolante et à un échangeur thermique. Elle doit supporter des charges instantanées pouvant excéder 100 kW pendant quelques millisecondes, d'où l'importance de la capacité thermique exprimée en unités de chaleur (UC ou HU) [4], [5].

**Diagramme de charge (HU-chart) d'une anode tournante en tungstène-rhénium (W-Re)**  
**Diamètre de l'anode : 125 mm**

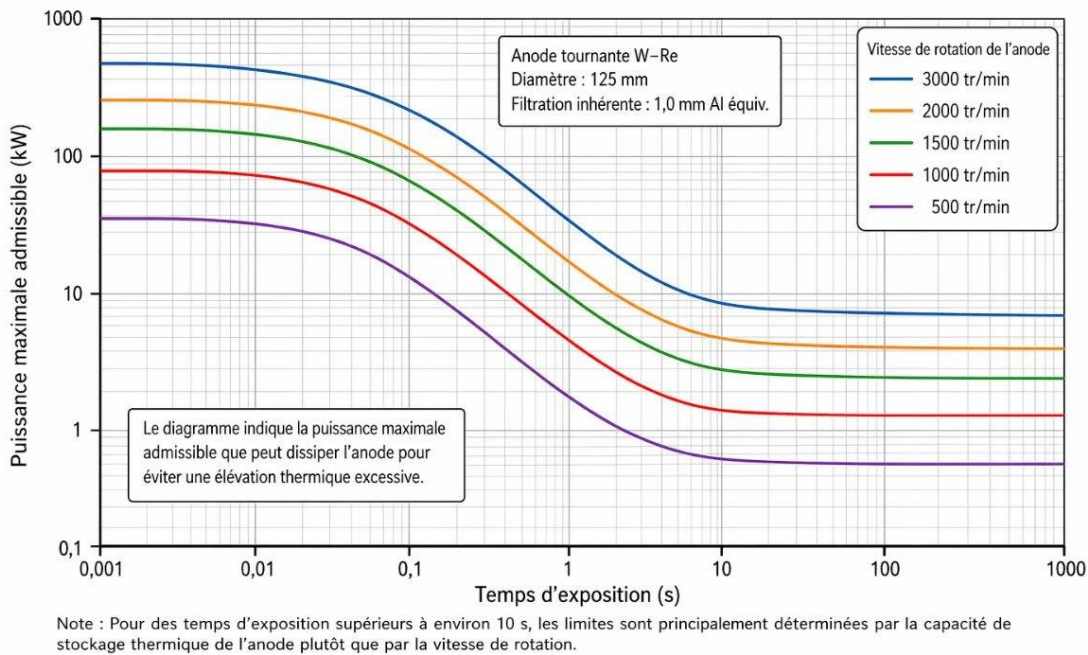


***Diagramme de charge (HU-chart) typique d'une anode tournante en tungstène-rhénium de 125 mm de diamètre, montrant la puissance maximale admissible en fonction du temps d'exposition pour différentes vitesses de rotation + Source académique recommandée : Podgorsak E. B., Radiation Physics for Medical Physicists, 3rd ed., Springer, 2016, Fig. 14.8]***

### 1.1.2 Spectre d'énergie et caractéristiques des faisceaux X en imagerie médicale

Le spectre énergétique émis par un tube radiogène résulte de la superposition de deux contributions physiques distinctes : le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung), continu, et les raies de fluorescence X caractéristiques de l'élément cible, discrètes. La connaissance précise de ce spectre est fondamentale pour estimer la dose patient, la dose diffusée au personnel et, par voie de conséquence, pour dimensionner correctement les écrans et vestes de protection [4], [6].

Le rayonnement de freinage, ou Bremsstrahlung (de l'allemand « bremsen », freiner, et « Strahlung », rayonnement), est produit lorsqu'un électron accéléré, passant à proximité d'un noyau atomique de la cible, subit une décélération brutale due à l'attraction coulombienne exercée par le champ électrique du noyau. Conformément aux équations de Maxwell, toute charge accélérée rayonne un champ électromagnétique ; l'énergie perdue par l'électron lors de cette interaction est alors émise sous forme d'un photon X dont l'énergie  $h\nu$  vérifie :

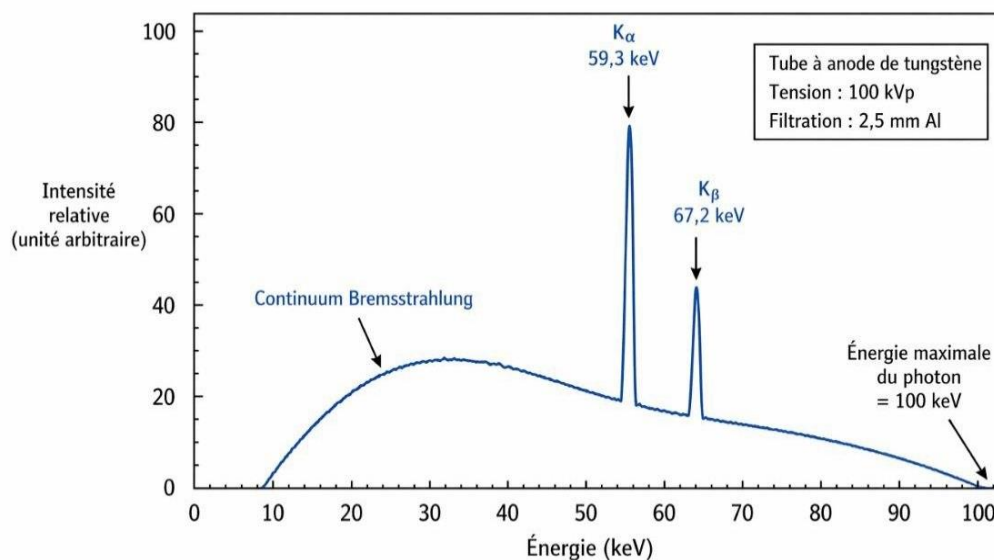
$$h\nu = E_{c,initiale} - E_{c,finale}, \text{ avec } 0 \leq h\nu \leq e \cdot U$$

La probabilité d'émission étant continue en énergie, ce processus engendre un spectre continu s'étendant de 0 à l'énergie cinétique maximale de l'électron ( $e \cdot U$ ). Le spectre non filtré, dit spectre de Kramers, suit approximativement la relation :

$$N(E) \propto Z \cdot (E_{\max} - E)$$

Cependant, la filtration inhérente au tube (fenêtre de verre, huile de refroidissement) et la filtration additionnelle (2 à 3 mm d'aluminium équivalent en radiodiagnostic général) atténuent préférentiellement les photons de basse énergie selon la loi exponentielle d'atténuation, ce qui durcit le faisceau et déplace l'énergie moyenne vers les valeurs élevées. L'énergie moyenne du spectre filtré est typiquement de l'ordre de  $\bar{E} \approx (1/3 \text{ à } 1/2) \cdot E_{\max}$  [4].

**Spectre d'émission typique d'un tube à anode de tungstène à 100 kVp avec filtration 2,5 mm Al, montrant le continuum Bremsstrahlung et les raies caractéristiques  $K_{\alpha}$  (59,3 keV) et  $K_{\beta}$  (67,2 keV)**



***Spectre d'émission typique d'un tube à anode de tungstène à 100 kVp avec filtration 2,5 mm Al, montrant le continuum Bremsstrahlung et les raies caractéristiques  $K_{\alpha}$  (59,3 keV) et  $K_{\beta}$  (67,2 keV)***

***+ Source académique recommandée : IAEA, Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 2014, Fig. 5.4]***

Le rayonnement X caractéristique est produit par un processus atomique distinct. Lorsqu'un électron incident possède une énergie cinétique supérieure à l'énergie de liaison d'un électron d'une couche interne de la cible (par exemple la couche K du tungstène,  $E_K = 69,5 \text{ keV}$ ), il peut éjecter cet électron, laissant une lacune. Un électron d'une couche supérieure (L, M, N) comble alors cette lacune, et l'excédent d'énergie est émis sous forme d'un photon de fluorescence X dont l'énergie correspond à la différence entre les énergies de liaison des deux couches concernées :

$$h\nu = E_j - E_i$$

Pour le tungstène, les raies principales sont  $K\alpha_1$  (59,3 keV),  $K\alpha_2$  (57,9 keV),  $K\beta_1$  (67,2 keV) et  $K\beta_2$  (69,1 keV). Ces raies ne sont émises que si la tension appliquée  $U$  est supérieure à la tension critique  $U_c = EK / e$  (soit 69,5 kV pour le tungstène) [4], [5]. Pour les anodes de molybdène utilisées en mammographie, les raies K caractéristiques (17,5 et 19,6 keV) sont au contraire recherchées car elles optimisent le contraste dans les tissus mous glandulaires.

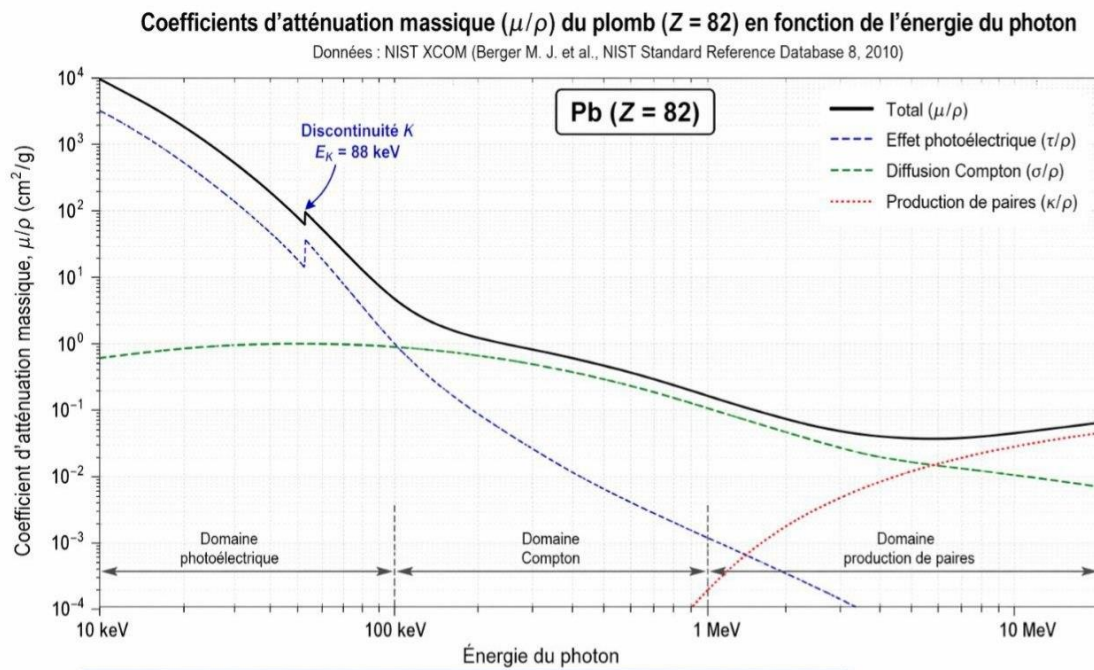
Les principaux paramètres caractérisant un faisceau X en imagerie médicale sont les suivants :

- La tension d'accélération (kVp) : détermine l'énergie maximale et, indirectement, l'énergie moyenne du spectre, donc la pénétration et le contraste.
- L'intensité du courant anodique (mA) et le temps d'exposition (s), dont le produit (mAs) est proportionnel au nombre total de photons émis.
- La filtration totale (mm Al équivalent) : élimine les photons de basse énergie, improductifs pour l'imagerie et responsables d'une irradiation superficielle inutile du patient.
- La couche de demi-atténuation (CDA ou HVL, Half-Value Layer) : épaisseur d'aluminium (ou de cuivre) réduisant de moitié le débit de kerma dans l'air ; paramètre normatif fondamental pour caractériser la qualité du faisceau conformément à la norme IEC 61267.

Ces paramètres influencent directement le rayonnement diffusé, qui constitue la principale source d'exposition du personnel médical et donc la cible prioritaire des vestes plombées. La dose diffusée à 1 m du patient en radiologie interventionnelle est typiquement de l'ordre de 0,1 à 1 mGy/h, selon la technique et la géométrie [6], [7].

### **1.1.3 Interactions des photons X avec la matière**

Lorsqu'un faisceau de photons X pénètre dans un milieu matériel – tissu biologique ou matériau de blindage – il subit une atténuation résultant de multiples processus d'interaction entre les photons et les atomes du milieu. Aux énergies utilisées en imagerie médicale (20–150 keV), trois mécanismes dominant : l'effet photoélectrique, la diffusion Compton (ou diffusion incohérente) et la diffusion Rayleigh (ou diffusion cohérente). Aux énergies plus élevées ( $> 1,022$  MeV), la production de paires devient possible, mais elle reste négligeable en radiodiagnostic [4], [5], [8].



**Graph log-log des coefficients d'atténuation massique ( $\mu/\rho$ ) du plomb ( $Z=82$ ) en fonction de l'énergie du photon (10 keV – 10 MeV), montrant les contributions relatives de l'effet photoélectrique, de la diffusion Compton et de la production de paires, avec la discontinuité K à 88 keV + Source académique recommandée : NIST XCOM Photon Cross Sections Database (Berger M. J. et al., NIST Standard Reference Database 8)]**

L'effet photoélectrique consiste en l'absorption complète d'un photon X par un atome, suivie de l'éjection d'un électron d'une couche liée (le plus souvent K ou L). L'énergie cinétique de l'électron éjecté, dit photoélectron, est donnée par :

$$E_{c,e^-} = h\nu - E_l$$

où  $E_l$  est l'énergie de liaison de la couche concernée. L'atome ionisé retourne ensuite à son état fondamental soit par émission de photons de fluorescence, soit par émission d'électrons Auger. La section efficace de l'effet photoélectrique par atome varie approximativement selon :

$$\sigma_{ph} \propto Z^n / (h\nu)^3, \text{ avec } n \approx 4 \text{ à } 5$$

Cette dépendance très forte en  $Z$  et l'atténuation en  $(h\nu)^{-3}$  expliquent à elles seules pourquoi les matériaux de numéro atomique élevé (plomb  $Z = 82$ , tungstène  $Z = 74$ , bismuth  $Z = 83$ , baryum  $Z = 56$ ) sont préférés pour le blindage des rayons X de basse et moyenne énergie, et pourquoi l'efficacité du blindage décroît rapidement lorsque l'énergie augmente [5], [8]. À 60 keV, environ 90 % de l'atténuation dans le plomb est due à l'effet photoélectrique ; au-delà de 150 keV, la diffusion Compton domine.

La diffusion Compton, ou diffusion incohérente, est l'interaction inélastique entre un photon incident et un électron que l'on peut considérer comme libre et au repos (électron de valence à ces

énergies). Le photon est diffusé d'un angle  $\theta$  avec une énergie  $h\nu'$  inférieure à celle du photon incident  $h\nu$ , et l'électron recule avec une énergie cinétique  $E_c$ . La conservation de l'énergie et de la quantité de mouvement conduit à la relation de Compton :

$$h\nu' = h\nu / [1 + (h\nu / m_0c^2) \cdot (1 - \cos \theta)]$$

où  $m_0c^2 = 511$  keV est l'énergie de masse au repos de l'électron. L'angle maximal de diffusion est de  $180^\circ$  (rétrodiffusion), auquel cas l'énergie perdue par le photon est maximale. Aux énergies diagnostiques, la diffusion Compton est la source principale du rayonnement diffusé autour du patient et donc de l'exposition professionnelle du personnel médical situé à proximité [6], [9]. C'est précisément ce rayonnement diffusé, d'énergie typiquement comprise entre 30 et 90 keV, que les vestes plombées sont conçues pour atténuer.

La section efficace différentielle de la diffusion Compton est décrite par la formule de Klein-Nishina. La section efficace totale par électron dépend faiblement de l'énergie et est indépendante du numéro atomique  $Z$  ; la section efficace par atome est donc approximativement proportionnelle à  $Z$ . Ce point a une conséquence directe sur la conception des vestes : aux énergies où la diffusion Compton est dominante, l'efficacité d'un blindage est fonction principalement de sa densité surfacique ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ), ce qui justifie l'intérêt des composites multicouches utilisant à la fois des éléments à fort  $Z$  (Pb, W, Bi) et une masse surfacique élevée.

La diffusion cohérente (ou diffusion Rayleigh, parfois appelée diffusion Thomson classique) correspond à une interaction élastique entre le photon et l'atome pris dans son ensemble. Le photon est dévié d'un angle généralement faible sans perte d'énergie. Sa section efficace varie approximativement comme  $Z^2/(h\nu)^2$ , et elle ne contribue qu'à quelques pour-cent de l'atténuation totale aux énergies diagnostiques. Elle est néanmoins responsable d'une dégradation de la résolution spatiale des images et participe au rayonnement diffusé de faible angle [4], [8].

L'atténuation globale d'un faisceau monoénergétique de photons traversant une épaisseur  $x$  d'un matériau homogène est décrite par la loi de Beer-Lambert :

$$I(x) = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot x)$$

où  $I_0$  est l'intensité incidente,  $I(x)$  l'intensité transmise après une épaisseur  $x$ , et  $\mu$  le coefficient d'atténuation linéaire ( $\text{cm}^{-1}$ ), qui dépend du matériau et de l'énergie. Le coefficient d'atténuation massique  $\mu/\rho$  ( $\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ ), obtenu en divisant  $\mu$  par la masse volumique  $\rho$ , est intrinsèque au matériau et permet de comparer les capacités atténuantes indépendamment de la densité :

$$\mu/\rho = (N_A / A) \cdot \sum_i \sigma_i$$

où  $N_A$  est le nombre d'Avogadro,  $A$  la masse atomique et  $\sigma_i$  les sections efficaces individuelles des différents processus d'interaction. Pour un faisceau polychromatique, la loi de Beer-

Lambert doit être intégrée sur tout le spectre, ce qui induit un durcissement du faisceau transmis (beam hardening) [5], [8].

Deux grandeurs dérivées, essentielles pour la conception des écrans et vestes de radioprotection, sont la couche de demi-atténuation (CDA) et la couche de dixième atténuation (CDA<sub>10</sub>, ou TVL, Tenth-Value Layer) :

$$CDA = \ln(2) / \mu = 0,693 / \mu \quad ; \quad TVL = \ln(10) / \mu = 2,303 / \mu$$

À 100 keV, la CDA du plomb est d'environ 0,27 mm et sa TVL d'environ 0,88 mm. Les tabliers plombés commerciaux utilisés en radiologie offrent classiquement une équivalence plomb (EqPb) de 0,25, 0,35 ou 0,5 mm Pb, ce qui correspond à une atténuation du rayonnement diffusé à 100 kVp d'environ 90 %, 95 % et 99 % respectivement [9], [10]. Le tableau 1.1 synthétise les CDA typiques de quelques matériaux de blindage usuels aux énergies diagnostiques.

| Matériau                   | $\rho$ (g·cm <sup>-3</sup> ) | CDA à 80 kVp (mm) | CDA à 120 kVp (mm) |
|----------------------------|------------------------------|-------------------|--------------------|
| <b>Plomb (Pb, Z=82)</b>    | 11,34                        | 0,17              | 0,29               |
| <b>Tungstène (W, Z=74)</b> | 19,30                        | 0,14              | 0,23               |
| <b>Bismuth (Bi, Z=83)</b>  | 9,78                         | 0,20              | 0,33               |
| <b>Baryum (Ba, Z=56)</b>   | 3,62                         | 0,63              | 1,05               |
| <b>Béton standard</b>      | 2,35                         | 15,0              | 22,0               |

Tableau 1.1 – Couches de demi-atténuation (CDA) de matériaux de blindage usuels aux énergies diagnostiques. Adapté de NIST XCOM [8] et NCRP 147 [9].

## 1.2 Effets biologiques des rayonnements ionisants

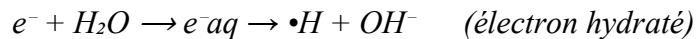
Les rayons X, en raison de leur énergie supérieure à l'énergie de liaison des électrons de valence des atomes du milieu biologique, sont qualifiés de rayonnements ionisants. Leur interaction avec les tissus vivants se traduit par des modifications physico-chimiques et biologiques dont les conséquences peuvent être immédiates ou différées, individuelles ou populationnelles. La

radiobiologie, discipline née au début du XX<sup>e</sup> siècle, a permis de caractériser et de quantifier ces effets, jetant ainsi les bases de la radioprotection moderne [3], [11].

### 1.2.1 Effets déterministes et effets stochastiques

La Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) distingue, dans sa Publication 103 [11], deux grandes catégories d'effets des rayonnements ionisants sur l'organisme : les effets déterministes (ou réactions tissulaires) et les effets stochastiques (ou aléatoires). Cette distinction, fondée sur les mécanismes biologiques sous-jacents et sur la relation dose-effet, conditionne directement la philosophie et les normes de radioprotection.

Au niveau cellulaire, toute interaction d'un rayonnement X avec la matière vivante débute par des événements physiques à l'échelle du picoseconde (ionisations et excitations), suivis d'une phase physico-chimique de l'ordre de la microseconde, puis d'une phase biologique pouvant s'étendre sur des heures, des mois, voire des décennies (cancers, effets héréditaires). Un rôle central est joué par la radiolyse de l'eau, puisque le corps humain en contient environ 70 % en masse [3]. Le mécanisme principal peut se résumer par la séquence suivante :



Les espèces radicalaires produites, en particulier le radical hydroxyle  $\bullet OH$ , extrêmement réactif, diffusent dans le milieu cellulaire et attaquent les macromolécules biologiques. L'ADN est la cible critique : les rayonnements peuvent induire des cassures simple-brin (SSB, ~1 000 par Gy et par cellule), des cassures double-brin (DSB, ~40 par Gy et par cellule), des altérations de bases et des pontages ADN-protéines. Les cassures double-brin sont particulièrement dangereuses car elles sont plus difficiles à réparer correctement ; une réparation infidèle peut conduire à des mutations, des aberrations chromosomiques et, à long terme, à une transformation maligne [11], [12].

## MÉCANISMES D'ACTION DES RAYONNEMENTS IONISANTS SUR L'ADN : LES QUATRE PHASES SÉQUENTIELLES

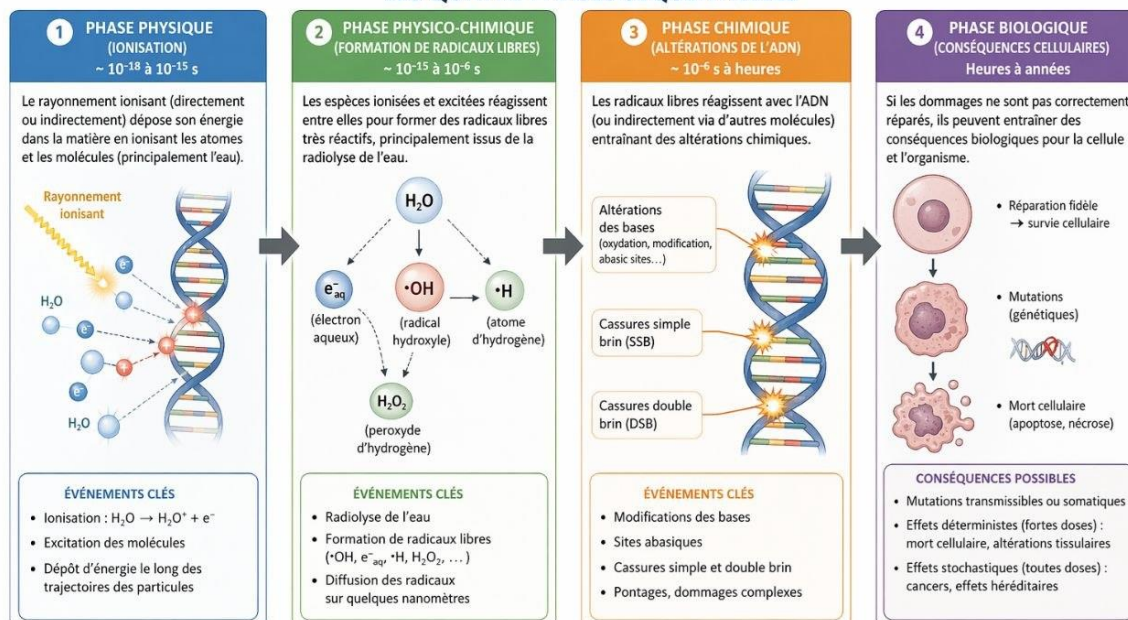


**Schéma séquentiel des quatre phases d'action des rayonnements ionisants sur l'ADN : phase physique (ionisation), physico-chimique (radicaux libres), chimique (altération des bases et cassures) et biologique (mutations, mort cellulaire, cancers) + Source académique recommandée : UNSCEAR 2012 Report, Biological Mechanisms of Radiation Actions at Low Doses, Annex A]**

Les effets déterministes, également appelés réactions tissulaires, résultent de la mort d'un grand nombre de cellules dans un tissu ou un organe. Ils présentent trois caractéristiques fondamentales : (i) ils n'apparaissent qu'au-delà d'un seuil de dose, (ii) leur gravité augmente avec la dose au-delà de ce seuil, et (iii) leur apparition est précoce (heures à mois). Les seuils typiques, pour une exposition aiguë, sont : 0,5 Gy pour l'opacification temporaire du cristallin, 2 à 3 Gy pour l'érythème cutané, 3 à 6 Gy pour une stérilité temporaire chez l'homme, 1 Gy pour une dépression hématologique détectable et 5 Gy pour une létalité à 50 % en absence de soins (DL50/60) [11]. La CIPR a abaissé en 2012 le seuil recommandé pour le cristallin à 0,5 Gy, en raison de nouvelles données épidémiologiques sur des cataractes radio-induites chez les cardiologues interventionnels [13], ce qui renforce la justification du port de lunettes plombées en sus des vestes.

Les effets stochastiques, à l'inverse, résultent de la modification d'une seule cellule (ou d'un très petit nombre) ayant conservé sa capacité de division. Ils sont probabilistes : leur probabilité d'apparition augmente avec la dose, sans seuil identifié (hypothèse de linéarité sans seuil, LNT, retenue par la CIPR à des fins de radioprotection), tandis que leur gravité est indépendante de la dose reçue. Les principaux effets stochastiques sont les cancers radio-induits (leucémies, cancers solides)

et, bien que non démontrés chez l'Homme, les effets héréditaires. Le coefficient de risque nominal ajusté pour le détriment, recommandé par la CIPR 103, est de  $5,5 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$  pour la population générale et de  $4,1 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$  pour les travailleurs adultes [11].

### 1.2.2 Risques professionnels liés à l'exposition chronique aux rayons X diffusés

Le personnel médical exposé aux rayonnements ionisants constitue l'une des plus grandes populations professionnelles exposées au monde, avec plus de 7 millions de travailleurs recensés au niveau international selon l'UNSCEAR [14]. En Algérie comme dans les autres pays, les catégories les plus exposées sont les cardiologues interventionnels, les radiologues interventionnels, les orthopédistes pratiquant la fluoroscopie au bloc opératoire (chirurgie du rachis, ostéosynthèse), les manipulateurs en électroradiologie médicale, les médecins nucléaires et les personnels travaillant au voisinage immédiat du patient pendant les examens fluoroscopiques.

Contrairement au faisceau primaire, très fortement collimaté et qui n'atteint jamais directement l'opérateur, le rayonnement diffusé provient de la diffusion Compton dans le corps du patient et, dans une moindre mesure, dans la table et les accessoires. Son spectre énergétique, bien que dégradé par rapport au faisceau primaire, conserve une composante significative dans la gamme 30–90 keV. À 1 m du patient et pour une irradiation abdominale typique à 80 kVp, le débit de dose au niveau du tronc de l'opérateur est de l'ordre de 0,5 à 2 mSv·h<sup>-1</sup> en l'absence de blindage, ce qui peut représenter sur une année d'activité (1600 h) une dose efficace non protégée de plusieurs dizaines de mSv [6], [7].

Les organes les plus à risque chez le personnel sont :

- Le cristallin, du fait du nouveau seuil CIPR abaissé à 20 mSv·an<sup>-1</sup> (moyennée sur 5 ans, sans dépasser 50 mSv en une année) [11], [13].
- La thyroïde, radiosensible et directement exposée si aucun cache-thyroïde n'est porté.
- Les seins (glandes mammaires), particulièrement chez les femmes, organe radiosensible avec un facteur de pondération tissulaire wT = 0,12 selon la CIPR 103.
- Le thorax et les organes hématopoïétiques (moelle osseuse du sternum et des côtes).
- Les gonades et la partie basse de l'abdomen, notamment en fluoroscopie vasculaire.
- Les extrémités (mains), qui peuvent être dans le faisceau diffusé proche lors de certaines interventions guidées.

Plusieurs études épidémiologiques ont mis en évidence un risque accru de cataracte, de lésions cutanées chroniques et de cancers cérébraux chez les cardiologues interventionnels ayant eu une exposition professionnelle cumulée importante [7], [13]. Ces constats ont conduit à renforcer l'équipement de protection individuelle, et notamment à développer des vestes à recouvrement (wrap-

around) couvrant également le dos – crucial lorsque l'opérateur tourne le dos à la source diffusée pour manipuler la console – ainsi qu'à étendre la couverture vers les bras et les zones hautes du thorax.

### 1.2.3 Grandeurs dosimétriques et unités de mesure

La quantification rigoureuse des effets biologiques des rayonnements nécessite la définition d'un ensemble de grandeurs dosimétriques normalisées. Ces grandeurs, codifiées par la Commission Internationale des Unités et Mesures des Rayonnements (ICRU) et par la CIPR, constituent le langage universel de la radioprotection et de la dosimétrie médicale [11], [15].

Le kerma (Kinetic Energy Released per unit MAAss) est défini comme le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales  $dE_{tr}$  transférées par les photons aux particules chargées secondaires dans un élément de masse  $dm$  :

$$K = dE_{tr} / dm \quad (\text{unité SI : } J \cdot kg^{-1} = \text{Gray, Gy})$$

Le kerma caractérise l'énergie transférée lors de la première interaction, avant que les électrons secondaires n'aient déposé leur énergie dans le milieu. Il est très utilisé pour décrire la sortie d'un tube (kerma dans l'air à 1 m), grandeur directement mesurable par chambre d'ionisation.

La dose absorbée  $D$ , grandeur dosimétrique fondamentale, correspond à l'énergie effectivement déposée par unité de masse dans le milieu :

$$D = d\bar{E} / dm \quad (\text{unité SI : Gray, } 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot kg^{-1})$$

À l'équilibre électronique et en l'absence de pertes par rayonnement de freinage, le kerma de collision et la dose absorbée sont approximativement égaux. En radiodiagnostic, les doses absorbées aux organes sont typiquement de l'ordre du milligray (mGy) ; en radiothérapie, elles atteignent plusieurs dizaines de grays.

La dose équivalente  $H_T$  à un organe ou tissu  $T$  tient compte de la dangerosité biologique relative du type de rayonnement incident, par le biais d'un facteur de pondération radiologique  $w_R$  :

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (\text{unité : Sievert, Sv})$$

Pour les photons  $X$  et  $\gamma$  ainsi que pour les électrons, le facteur  $w_R$  est égal à 1 ; il vaut 2 pour les protons, 20 pour les particules alpha et varie de 5 à 20 pour les neutrons selon leur énergie. Pour les rayons  $X$ ,  $H_T$  s'exprime donc numériquement comme  $D_T$ , mais l'unité utilisée est le Sievert (Sv) afin de signaler qu'il s'agit d'une grandeur de protection.

La dose efficace  $E$ , introduite pour tenir compte de la radiosensibilité inégale des différents organes, est définie par :

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (\text{Sv})$$

où les facteurs de pondération tissulaire  $w_T$ , recommandés par la CIPR 103 [11], reflètent la contribution relative de chaque organe au détriment total. Les valeurs actualisées sont : moelle osseuse, côlon, poumons, estomac, seins : 0,12 chacun (total 0,60) ; gonades : 0,08 ; vessie, foie, œsophage, thyroïde : 0,04 chacun ; peau, surface osseuse, cerveau, glandes salivaires : 0,01 chacun ; autres (reste) : 0,12 ; soit une somme totale de 1,00. La dose efficace permet de comparer des expositions très hétérogènes (par exemple une tomodensitométrie abdominale et une radiographie thoracique) en termes de risque global pour la santé.

Enfin, les grandeurs opérationnelles, utilisées pour la dosimétrie individuelle et d'ambiance, sont définies par l'ICRU : l'équivalent de dose ambiant  $H^*(10)$  pour la dosimétrie de zone, l'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$  pour la dosimétrie individuelle sous 10 mm de tissu mou (exposition profonde), et  $H_p(0,07)$  pour la dosimétrie de la peau et du cristallin (exposition superficielle). Ces grandeurs sont celles qui sont directement lues sur les dosimètres portés par le personnel médical [15].

| Tissu ou organe (T)                                         | Facteur de pondération $w_T$ |
|-------------------------------------------------------------|------------------------------|
| <b>Moelle osseuse rouge, côlon, poumons, estomac, sein</b>  | 0,12 (chacun)                |
| <b>Gonades (ovaires, testicules)</b>                        | 0,08                         |
| <b>Vessie, foie, œsophage, thyroïde</b>                     | 0,04 (chacun)                |
| <b>Surface osseuse, cerveau, glandes salivaires, peau</b>   | 0,01 (chacun)                |
| <b>Reste des tissus (somme)</b>                             | 0,12                         |
| <b>Total</b>                                                | 1,00                         |
| <b>Rayonnement X/<math>\gamma</math> : <math>w_R</math></b> | 1                            |
| <b>Particules <math>\alpha</math> : <math>w_R</math></b>    | 20                           |

Tableau 1.2 – Facteurs de pondération tissulaire  $w_T$  et radiologique  $w_R$  recommandés par la CIPR 103 [11].

### 1.3 Principes fondamentaux de la radioprotection

La radioprotection est l'ensemble des mesures techniques, administratives et médicales visant à prévenir ou à limiter les effets nocifs des rayonnements ionisants sur les personnes, les biens et l'environnement, tout en permettant l'exploitation des bénéfices médicaux et industriels de ces rayonnements. Elle repose sur trois piliers opérationnels indissociables – temps, distance et blindage – complétés par la philosophie ALARA et par les trois principes généraux de justification, d'optimisation et de limitation [11], [16].

#### 1.3.1 Les trois principes : temps, distance et blindage

Le principe du temps exprime que la dose reçue par une personne exposée est directement proportionnelle à la durée de son exposition, à débit de dose constant :

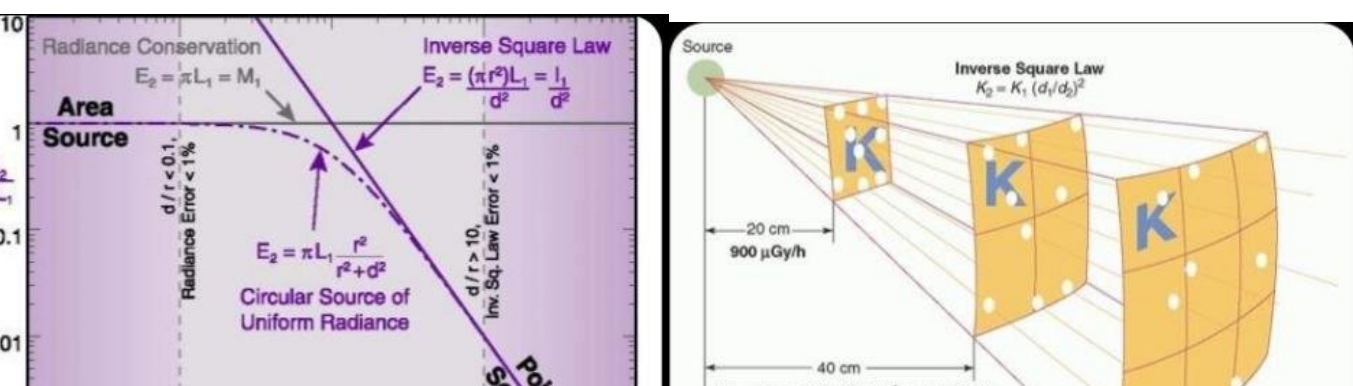
$$D = \dot{D} \cdot t$$

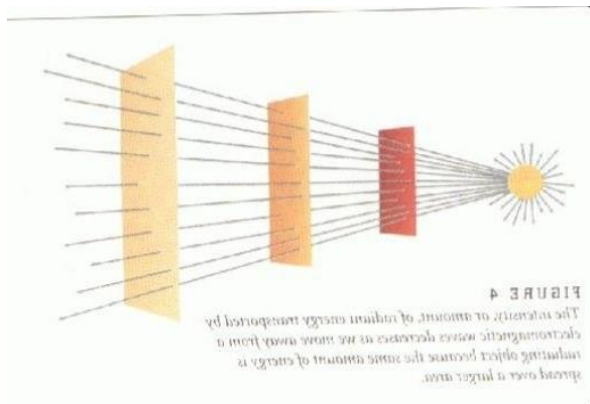
où  $\dot{D}$  est le débit de dose (en  $\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$  ou  $\text{mSv} \cdot \text{h}^{-1}$ ) et  $t$  la durée d'exposition. La réduction du temps d'exposition constitue la mesure la plus simple et la plus universellement applicable : elle passe par la planification rigoureuse des examens, la limitation du temps de scopie en fluoroscopie (fonction « fluoroscopie pulsée »), l'entraînement des opérateurs et le recours à des simulateurs pour les interventions complexes [16].

Le principe de la distance repose sur la loi de l'inverse du carré de la distance, qui régit la décroissance géométrique du débit de dose à partir d'une source ponctuelle dans un milieu non absorbant :

$$\dot{D}(r) = \dot{D}_0 \cdot (r_0 / r)^2$$

où  $\dot{D}_0$  est le débit de dose à la distance de référence  $r_0$  et  $\dot{D}(r)$  le débit à la distance  $r$ . Cette loi résulte de la conservation du flux de photons émis de façon isotrope par une source ponctuelle : le nombre de photons par unité de surface décroît comme l'inverse de la surface de la sphère considérée ( $4\pi r^2$ ). Ainsi, doubler la distance entre l'opérateur et la source revient à diviser par quatre le débit de dose reçu, effet extrêmement favorable qui justifie pleinement l'existence et l'utilisation de paravents plombés mobiles, de tables télécommandées et d'automates d'injection [16]. Cette loi n'est rigoureusement valable que pour une source quasi-ponctuelle en milieu non diffusant ; elle doit être corrigée en pratique pour tenir compte du rayonnement diffusé, dont la distribution spatiale est plus complexe et décroît moins rapidement avec la distance.





L'intensité, ou la quantité, d'énergie rayonnée transportée par les ondes électromagnétiques diminue à mesure que l'on s'éloigne d'un objet en mouvement, car la même quantité d'énergie est répartie sur une plus grande surface.

***[INSERER FIGURE ICI : Illustration géométrique de la loi de l'inverse du carré de la distance pour une source ponctuelle isotrope de rayonnement X : diminution du flux photonique avec r, comparaison des flux à 1 m, 2 m et 4 m + Source académique recommandée : Cember H. & Johnson T. E., Introduction to Health Physics, 4th ed., McGraw-Hill, 2009, Fig. 6-3]***

Le principe du blindage, ou écran absorbant, est la troisième composante fondamentale. Lorsque le temps et la distance ne permettent pas à eux seuls de ramener la dose à un niveau acceptable, l'interposition d'un matériau atténuant entre la source et l'opérateur devient nécessaire. En radiodiagnostic, ce blindage prend trois formes principales : le blindage structural (plomb dans les murs, portes et hublots de la salle), le blindage collectif (paravents plombés mobiles, suspensions plafonniers en verre plombé) et le blindage individuel (tabliers, vestes, jupes, caches-thyroïde, lunettes et gants plombés) [9], [10].

Le dimensionnement du blindage repose sur la loi d'atténuation de Beer-Lambert, étendue au cas polychromatique par l'introduction d'un facteur d'accumulation  $B(E, x)$  (build-up factor) prenant en compte les photons diffusés ayant contribué à la dose après atténuation :

$$\dot{D}_{transmis} = B(E, x) \cdot \dot{D}_0 \cdot \exp(-\mu(E) \cdot x)$$

Pour un blindage personnel (veste plombée), le facteur d'accumulation à considérer vis-à-vis du rayonnement diffusé à 80–100 kVp est typiquement compris entre 1,2 et 2,0 selon la géométrie et l'épaisseur, ce qui nécessite de le prendre explicitement en compte lors du choix de l'équivalence plomb [9].

### 1.3.2 Principe ALARA et optimisation de la radioprotection (ALARA+)

Le principe ALARA – acronyme de « As Low As Reasonably Achievable » (aussi bas que raisonnablement possible) – constitue le cœur philosophique de la radioprotection moderne. Introduit par la CIPR dès les années 1970 [11], ce principe stipule que les doses individuelles et collectives reçues doivent être maintenues aussi basses que raisonnablement possible, compte tenu des facteurs économiques et sociétaux. Il s'agit donc d'une optimisation et non d'une minimisation absolue : on recherche le meilleur compromis entre la réduction des doses, la qualité de l'acte médical et les ressources mobilisées.

En pratique clinique, l'application d'ALARA se traduit par de nombreuses mesures concrètes : utilisation d'appareils performants (détecteurs numériques à faible dose, générateurs haute-fréquence, boucles de régulation de brillance automatiques), optimisation des paramètres d'exposition (kVp, mAs, collimation, filtration additionnelle en cuivre), recours à la fluoroscopie pulsée à faible cadence (3,75 à 7,5 images/s au lieu de 30 i/s en continu), gestion des images de référence (Last Image Hold pour éviter les scopies supplémentaires), formation continue du personnel et surveillance dosimétrique individuelle.

Le concept ALARA+ (ou « ALARA renforcé »), popularisé dans les années 2010 et particulièrement adapté à la radiologie interventionnelle [17], insiste sur la prise en compte simultanée : (i) de la dose patient ; (ii) de la dose opérateur ; (iii) de la qualité diagnostique ; (iv) de l'ergonomie et de la sécurité globale du geste. Il promeut l'usage de technologies avancées (robots de radiologie interventionnelle, systèmes de réduction de dose en temps réel de type CARE ou ClarityIQ) et l'intégration de dispositifs innovants d'EPI, tels que des vestes plombées allégées à matrice composite, des vêtements ergonomiques avec répartition de charge sur les hanches, ou des systèmes suspendus au plafond (ceiling-mounted shielding systems) [10], [17].

### 1.3.3 Justification, optimisation et limitation des doses

La CIPR structure la radioprotection autour de trois principes généraux, repris dans l'ensemble des législations nationales, y compris dans les Normes Fondamentales Internationales de Sûreté (NFIS) de l'AIEA (GSR Part 3) [16] :

1) Principe de justification : toute activité impliquant une exposition aux rayonnements ionisants doit produire un bénéfice net suffisant pour la personne exposée et pour la société, supérieur aux préjudices radiologiques qu'elle pourrait engendrer. En imagerie médicale, cela implique que chaque examen soit médicalement justifié au regard de la situation clinique du patient.

2) Principe d'optimisation : la protection doit être optimisée de manière à maintenir l'amplitude des doses individuelles, la probabilité des expositions et le nombre de personnes exposées aussi bas que raisonnablement possible (ALARA), en tenant compte des facteurs économiques et sociétaux [11].

3) Principe de limitation des doses : des limites individuelles de dose sont fixées pour les travailleurs et pour le public, afin de garantir qu'aucun individu n'est soumis à un risque inacceptable du fait des expositions planifiées.

Pour les travailleurs exposés (catégorie A), les limites actuelles recommandées par la CIPR 103 et reprises par les NFIS de l'AIEA et par l'Euratom 2013/59 sont les suivantes : dose efficace de  $20 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$  en moyenne sur 5 années consécutives, avec un maximum de  $50 \text{ mSv}$  sur une année civile ; dose équivalente au cristallin de  $20 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$  en moyenne sur 5 années, avec un maximum de  $50 \text{ mSv}$  sur une année (limite abaissée en 2011 par rapport à la valeur antérieure de  $150 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$ ) ; dose équivalente aux extrémités et à la peau de  $500 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$  [11], [13]. Pour le public, la limite de dose efficace est fixée à  $1 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$ .

| Grandeur                           | Travailleurs exposés                                                              | Public                              |
|------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|
| <b>Dose efficace E</b>             | $20 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$ (moy. 5 ans, max $50 \text{ mSv}/\text{an}$ ) | $1 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$  |
| <b>Dose équivalente cristallin</b> | $20 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$ (moy. 5 ans)                                  | $15 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$ |
| <b>Dose équivalente peau</b>       | $500 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$                                              | $50 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$ |
| <b>Dose équivalente extrémités</b> | $500 \text{ mSv}\cdot\text{an}^{-1}$                                              | —                                   |
| <b>Femmes enceintes (fœtus)</b>    | $1 \text{ mSv}$ sur la durée de la grossesse                                      | —                                   |

Tableau 1.3 – Limites réglementaires de dose recommandées par la CIPR 103 [11] et retenues par la directive Euratom 2013/59 et l'AIEA GSR Part 3 [16].

Ces limites constituent un plafond absolu ; elles ne doivent en aucun cas être interprétées comme une cible ou un objectif. Toute exposition doit au contraire être optimisée au-dessous de ces limites conformément au principe ALARA. Pour les apprentis et les étudiants de 16 à 18 ans, les limites sont réduites ; pour les femmes enceintes, une limite spécifique de  $1 \text{ mSv}$  à l'abdomen pour l'ensemble de la grossesse est appliquée dès la déclaration de la grossesse à l'employeur [11], [16].

## 1.4 Cadre normatif et réglementaire

La radioprotection s'inscrit dans un cadre normatif international et national strictement codifié. Au niveau international, les recommandations de la CIPR servent de référence scientifique, tandis que l'AIEA, par ses normes de sûreté, en assure la transposition opérationnelle ; les normes IEC régissent les exigences techniques applicables aux équipements. Au niveau algérien, le dispositif législatif repose sur la Loi n°19-05 relative aux activités nucléaires et sur ses textes d'application, l'Autorité nationale de sûreté nucléaire et de radioprotection (ANRSN) et le Commissariat à l'Énergie Atomique (COMENA) assurant respectivement les fonctions de régulation et de recherche-appui [18], [19].

### 1.4.1 Normes internationales : CIPR et IEC 61331-1:2014

La Commission Internationale de Protection Radiologique (ICRP/CIPR), organisme indépendant fondé en 1928, élabore et publie des recommandations qui constituent la base scientifique de la radioprotection mondiale. Les publications les plus structurantes pour la pratique médicale sont :

- CIPR 103 (2007) : Recommandations de 2007 de la Commission internationale de protection radiologique – cadre conceptuel général, facteurs de pondération  $w_R$  et  $w_T$ , limites de dose [11].
- CIPR 118 (2012) : Déclaration sur les réactions tissulaires / effets précoces et tardifs des rayonnements – abaissement du seuil pour le cristallin à 0,5 Gy [13].
- CIPR 120 (2013) : Protection contre les rayonnements en radiologie cardiologique.
- CIPR 139 (2018) : Protection contre les rayonnements en radiologie interventionnelle guidée.

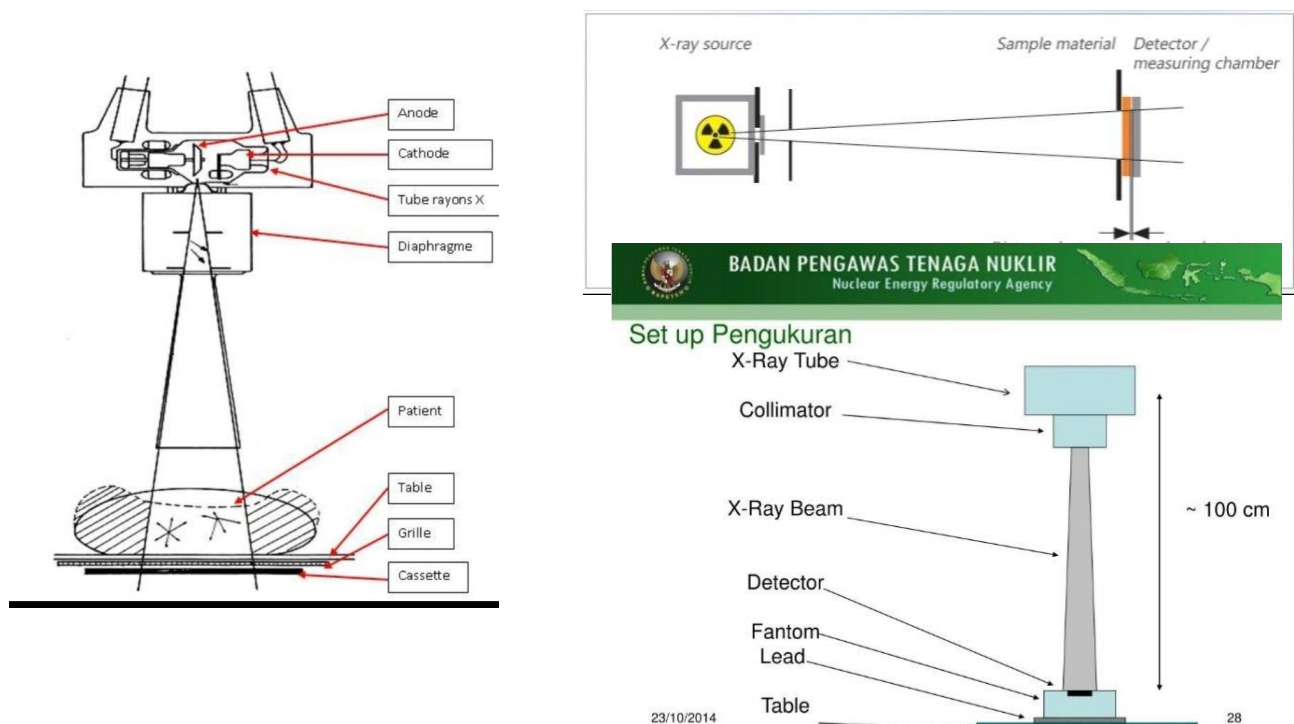
Les normes techniques de la Commission Électrotechnique Internationale (IEC) traduisent ces recommandations en exigences mesurables applicables aux équipements. La norme IEC 61331, intitulée « Dispositifs de protection contre les rayonnements X pour diagnostic médical » (Protective devices against diagnostic medical X-radiation), est structurée en trois parties :

- IEC 61331-1:2014 – Méthodes de détermination des propriétés d'atténuation des matériaux [20].
- IEC 61331-2 – Panneaux de protection transparents.
- IEC 61331-3 – Vêtements de protection, dispositifs de protection des gonades et autres protections spécifiques pour patients.

La norme IEC 61331-1:2014 définit deux méthodes principales d'essai pour la détermination de l'équivalent de plomb (Pb-equivalent) des matériaux de protection : la méthode en géométrie étroite (narrow beam geometry) et la méthode en géométrie inverse large (inverse broad beam geometry),

chacune avec des qualités de faisceau normalisées (RQR/RQA conformes à IEC 61267) couvrant la gamme des tensions de 50 à 150 kVp. L'équivalent de plomb d'un matériau est défini comme l'épaisseur de plomb qui, dans les mêmes conditions de mesure, offre la même atténuation ; il s'exprime en mm Pb et est la référence normative pour toutes les spécifications de vestes plombées [20].

La norme IEC 61331-3, applicable aux vêtements de protection, définit par ailleurs les exigences de conception (couverture minimale des organes cibles, systèmes de fermeture, recouvrement), les essais mécaniques (résistance à la déchirure, vieillissement, flexibilité) et les exigences de marquage. Elle distingue les catégories de vêtements « lourds » (équivalence typique de 0,35 à 0,50 mm Pb) et « légers » (0,25 mm Pb), en laissant au fabricant la liberté d'utiliser des matériaux plombés ou des composites sans plomb (plomb-free ou lead-composite) à condition que les performances mesurées selon IEC 61331-1 soient conformes aux exigences [10], [20].



***[INSERER FIGURE ICI : Schéma du dispositif expérimental de géométrie étroite (narrow beam) défini par IEC 61331-1:2014 pour la mesure de l'équivalent plomb, avec tube RX, filtre de qualité RQR, diaphragmes, échantillon testé et chambre d'ionisation étalonnée + Source académique recommandée : IEC 61331-1:2014, Figure 1 – Narrow beam geometry test setup]***

## 1.4.2 Réglementation algérienne en radioprotection

L'Algérie dispose, depuis 2019, d'un cadre législatif moderne et aligné sur les standards internationaux en matière de sûreté nucléaire et de radioprotection. Le texte fondateur est la Loi n°19-05 du 13 Dhou El Hidja 1440 correspondant au 14 juillet 2019, relative aux activités nucléaires, publiée au Journal Officiel de la République Algérienne (JORA) n°44 du 15 juillet 2019 [18]. Cette loi abroge et remplace le décret n°86-132 antérieur et transpose dans le droit algérien les principes fondamentaux de la CIPR et les Normes Fondamentales Internationales de Sûreté de l'AIEA (GSR Part 3) [16].

La Loi n°19-05 est structurée en onze (11) titres et couvre l'ensemble des aspects des activités nucléaires et radiologiques. Ses dispositions les plus marquantes pour le domaine médical sont :

- Titre I : Dispositions générales – définitions, champ d'application, principes fondamentaux (justification, optimisation, limitation, sûreté, responsabilité du titulaire de l'autorisation).
- Titre II : Régime des autorisations – obligation d'autorisation préalable pour toute activité impliquant des rayonnements ionisants (détention, utilisation, importation, exportation, transport), procédures de déclaration, d'autorisation et de notification.
- Titre III : Protection contre les rayonnements ionisants – limites de dose pour les travailleurs ( $20 \text{ mSv} \cdot \text{an}^{-1}$  en moyenne sur 5 ans) et pour le public ( $1 \text{ mSv} \cdot \text{an}^{-1}$ ), exigences de surveillance médicale et dosimétrique, formation obligatoire du personnel.
- Titre IV : Exposition médicale – principes de justification et d'optimisation appliqués spécifiquement aux examens médicaux, exigences de niveaux de référence diagnostiques (NRD), obligations de formation des médecins prescripteurs et des manipulateurs.
- Titre VI : Sûreté et sécurité des sources radioactives et des installations nucléaires.
- Titre X : Régime des infractions et sanctions pénales – amendes et peines d'emprisonnement en cas de non-respect des prescriptions.

La mise en œuvre opérationnelle de la Loi n°19-05 s'appuie sur deux structures institutionnelles principales. L'Autorité Nationale de Sûreté Nucléaire et de Radioprotection (ANRSN), créée par l'article 127 de la Loi n°19-05, est l'autorité de régulation indépendante en matière de sûreté nucléaire et de radioprotection. Ses missions comprennent : la délivrance des autorisations d'exploitation des installations et des sources radioactives ; le contrôle et l'inspection des établissements utilisateurs (hôpitaux, cliniques, services de radiologie, de médecine nucléaire et de radiothérapie) ; l'élaboration des prescriptions techniques et réglementaires complémentaires ; la participation à la gestion des situations d'urgence radiologique ; la représentation de l'Algérie auprès de l'AIEA et dans les instances internationales [18], [19].

Le Commissariat à l'Énergie Atomique (COMENA), créé par le décret présidentiel n°96-436 du 1<sup>er</sup> décembre 1996, est l'organisme public chargé de la mise en œuvre de la politique nationale de développement et d'utilisation de l'énergie atomique à des fins pacifiques. Il regroupe notamment le Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), le Centre de Recherche Nucléaire de Birine (CRNB) et le Centre de Recherche Nucléaire de Draria (CRND). Le COMENA joue un rôle central dans la formation spécialisée, la recherche appliquée (dosimétrie, métrologie des rayonnements, radiochimie), l'appui technique aux établissements de santé et la gestion des déchets radioactifs. Il collabore étroitement avec l'ANRSN, bien que les deux entités soient juridiquement distinctes [19].

En matière d'équipements de protection individuelle, la réglementation algérienne renvoie aux normes internationales IEC, et notamment à la série IEC 61331 pour les vêtements de radioprotection. Les établissements hospitaliers sont tenus, au titre de l'article 37 de la Loi n°19-05, de mettre à disposition de leurs travailleurs les EPI appropriés, de veiller à leur contrôle périodique (recherche de fissures, mesure de l'équivalent de plomb résiduel) et à leur remplacement à échéance. Le contrôle qualité périodique des vestes plombées – par fluoroscopie ou radiographie – est recommandé à une fréquence au moins annuelle, conformément aux bonnes pratiques AIEA [16].

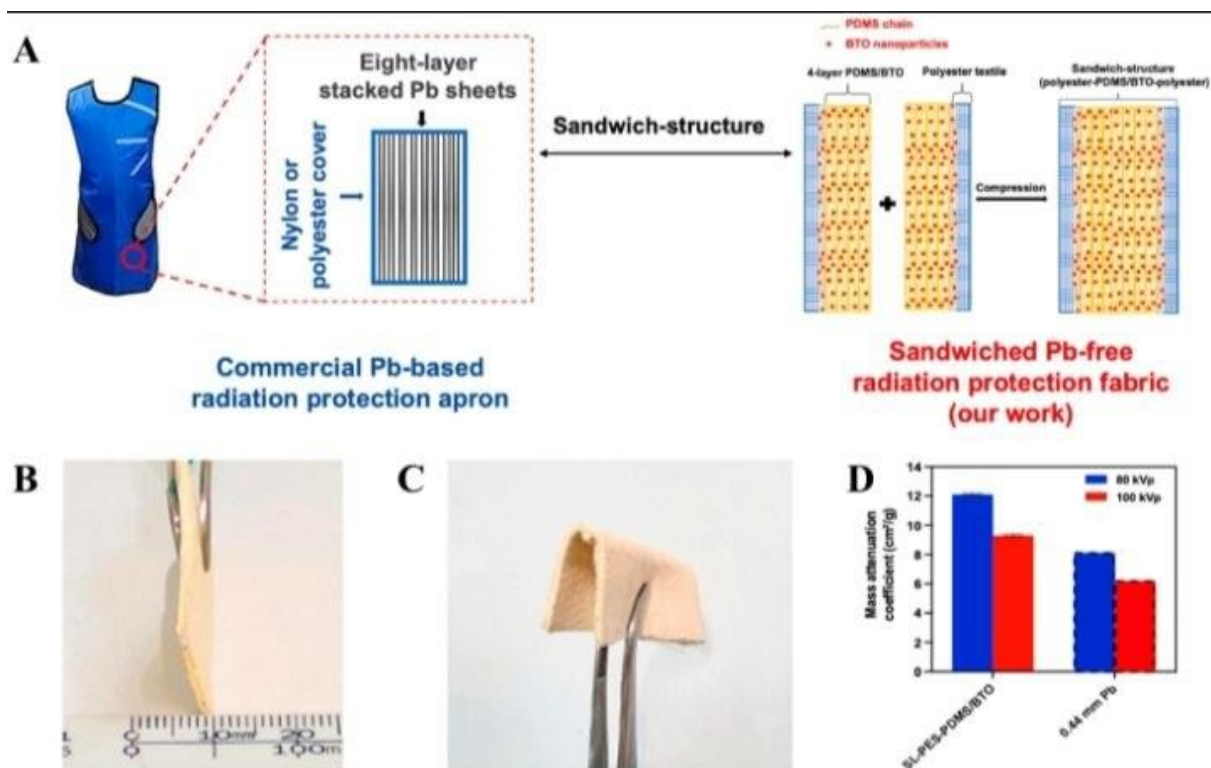
#### **1.4.3 Exigences techniques relatives aux EPI de radioprotection**

Les équipements de protection individuelle (EPI) en radiologie médicale doivent satisfaire simultanément à trois catégories d'exigences : exigences de performance radiologique (atténuation), exigences ergonomiques (confort, liberté de mouvement, répartition de la charge) et exigences de durabilité (résistance mécanique, vieillissement, entretien). Ces trois dimensions sont largement interdépendantes et constituent le cahier des charges de toute conception innovante de veste plombée [10], [20].

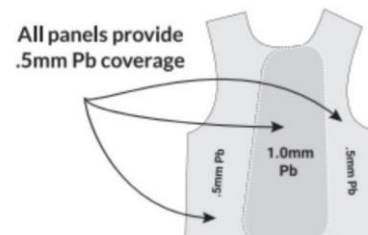
L'exigence fondamentale est l'équivalence plomb (Pb-equivalent, EqPb), paramètre normatif mesuré selon IEC 61331-1:2014. Les valeurs les plus fréquemment rencontrées pour les vestes et tabliers commerciaux sont :

- 0,25 mm Pb : vestes « légères », destinées au personnel en radiologie conventionnelle à faible niveau d'exposition ; atténuation d'environ 90 % à 80 kVp.
- 0,35 mm Pb : standard de référence en radiologie interventionnelle ; atténuation supérieure à 95 % à 100 kVp.
- 0,50 mm Pb : exigé pour les procédures lourdes (cardiologie interventionnelle complexe, neuroradiologie) ; atténuation supérieure à 99 % à 100 kVp.
- Configurations bicouches (par exemple 0,25 mm Pb avant + 0,25 mm Pb arrière, wrap-around avec équivalence totale en surimpression à l'avant de 0,50 mm Pb).

Outre l'équivalence plomb, l'ergonomie constitue un critère de plus en plus central. Une veste standard en plomb pur pèse typiquement 5 à 8 kg ; portée plusieurs heures par jour, elle est associée à une prévalence élevée de troubles musculo-squelettiques (lombalgies chroniques, cervicalgies) chez les opérateurs, qui peuvent atteindre 40 à 60 % de la population concernée selon certaines études [7], [17]. Les voies d'amélioration ergonomique explorées portent sur : (i) la substitution du plomb par des composites à base d'éléments de numéros atomiques complémentaires (bismuth Bi, antimoine Sb, baryum Ba, étain Sn, tungstène W), permettant une réduction de masse de 15 à 25 % à équivalence plomb équivalente ; (ii) les vestes deux pièces (jupe + gilet) répartissant la charge entre les hanches et les épaules ; (iii) les coupes anatomiques et les matériaux souples respirants ; (iv) les dispositifs complémentaires suspendus au plafond soulageant le poids porté.

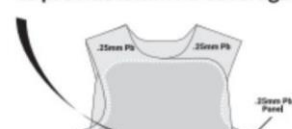


#### TYPE 1: Protects Even Without Overlap



#### TYPE 2: Must be Overlapped to Protect

Front panels must overlap to provide .5mm Pb coverage



***[INSERER FIGURE ICI : Comparaison structurelle de trois configurations de vestes de radioprotection : (a) veste monocouche plomb pur 0,35 mm Pb, (b) veste composite sans plomb (bismuth + antimoine + étain), (c) veste bicouche composite wrap-around 0,25/0,25 mm Pb + Source académique recommandée : McCaffrey J. P. et al., Med. Phys. 34 (2007) 530–537, Fig. 2]***

Les exigences de durabilité imposent que l'équivalence plomb mesurée en sortie d'usine soit conservée tout au long de la durée de vie de la veste (typiquement 5 à 10 ans). Les phénomènes de dégradation les plus fréquemment observés sont : l'apparition de craquelures dans la matrice polymère au niveau des plis, la migration des particules métalliques, la perte de flexibilité sous l'effet de la fatigue mécanique et de l'exposition aux produits de nettoyage. Le contrôle qualité périodique par radiographie ou fluoroscopie, recherchant des défauts de surface supérieure à 15 mm<sup>2</sup> pour les organes critiques (thyroïde, sein, gonades) et 670 mm<sup>2</sup> pour les autres zones [10], [16], est donc une exigence réglementaire indispensable à la conception.

La prise en compte simultanée de ces trois axes – performance atténuante, ergonomie et durabilité – constitue précisément le défi central du présent mémoire, qui se propose de concevoir une veste innovante optimisant le compromis entre radioprotection efficace, confort prolongé et tenue dans le temps, dans le contexte spécifique des services de radiologie et de radiologie interventionnelle algériens.

## Conclusion du chapitre

Ce premier chapitre a présenté, de manière structurée et progressive, l'ensemble des connaissances fondamentales nécessaires à la conception d'une veste innovante de radioprotection. Nous avons d'abord décrit la production des rayons X dans les tubes radiogènes, en détaillant le rôle de la cathode, de l'anode, de la tension accélératrice et du problème thermique ; nous avons analysé la structure du spectre énergétique (Bremsstrahlung continu et raies caractéristiques) et les mécanismes d'interaction des photons avec la matière, à travers les effets photoélectrique et Compton ainsi que la diffusion cohérente, avec les lois d'atténuation associées.

Nous avons ensuite abordé les effets biologiques des rayonnements ionisants, en distinguant les effets déterministes, à seuil, des effets stochastiques probabilistes, et en mettant en évidence les risques professionnels particuliers encourus par le personnel médical exposé au rayonnement diffusé. Les grandeurs dosimétriques – kerma, dose absorbée en Gray, doses équivalente et efficace en Sievert – ont été définies rigoureusement, ainsi que les facteurs de pondération radiologique et tissulaire recommandés par la CIPR 103.

Les principes fondamentaux de la radioprotection (temps, distance, blindage), la philosophie ALARA et ALARA+, ainsi que les trois principes de justification, d'optimisation et de limitation des doses ont été présentés. Enfin, le cadre normatif international (CIPR, IEC 61331-1:2014) et national (Loi n°19-05, ANRSN, COMENA) a été détaillé, aboutissant aux exigences techniques spécifiques relatives aux EPI : équivalence plomb, ergonomie et durabilité. Les chapitres suivants s'appuieront sur ces fondements pour développer la modélisation physique, le choix des matériaux et la conception géométrique de la veste innovante proposée.

# **CHAPITRE 2:**

**Matériaux de blindage radiologique – état  
de l’art et alternatives sans plomb**

### Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons présenter certains matériaux utilisés pour la protection contre les rayons X en les absorbant et en réduisant leur danger. Nous allons présenter certaines études ayant mené des expériences sur des matériaux capables d’absorber les rayons X, notamment à travers la fabrication de combinaisons ou de blindages de protection, ainsi que la comparaison entre différents matériaux afin d’identifier ceux qui absorbent le mieux le rayonnement et qui sont les plus efficaces.

### 2.1 Matériaux traditionnels à base de plomb:

Le plomb est un matériau traditionnel largement utilisé en radioprotection grâce à sa densité élevée et à son numéro atomique important, lui permettant d’absorber efficacement les rayonnements X et gamma . [1]

#### 2.1.1 Propriétés d'atténuation du plomb :

Le plomb atténue efficacement les rayons gamma et les rayons X par absorption et diffusion d'énergie. Les coefficients d'atténuation linéaire et massique augmentent avec la concentration en plomb, offrant une protection supérieure aux niveaux d'énergie faibles et moyens, où la longueur d'atténuation est inférieure à un millimètre. Propriétés d'atténuation clés du plomb est :

- 1\_ Densité élevée et numéro atomique élevé : La densité élevée du plomb ( $11,34 \text{ g/cm}^3$ ) augmente la probabilité d'interaction des photons avec les atomes, ce qui entraîne une atténuation très efficace. [2]
- 2\_ Coefficient d'atténuation linéaire et massique élevé : Le plomb présente des valeurs élevées pour son coefficient d'atténuation linéaire total ( $\mu$ ), ce qui en fait un excellent matériau de protection contre les rayonnements par rapport à d'autres matériaux.
- 3\_ Efficacité aux basses et moyennes énergies : Le plomb atténue très efficacement les rayons X et les photons gamma, en particulier aux basses énergies où la distance d'atténuation est très courte.
- 4\_ Faible demi-atténuation (CDA) : Une faible épaisseur de plomb (faible CDA) est nécessaire pour réduire de moitié l'intensité du rayonnement par rapport à des matériaux moins denses.
- 5\_ Propriétés remarquables : Outre ses propriétés nucléaires, le plomb est facile à mettre en forme, ce qui le rend adapté à la création de barrières de protection.[2]

Fig 2.1 : Le tableau périodique des éléments .[1]

### 2.1.2 Limites physiques, toxicologiques et ergonomiques :

Le rôle biologique du plomb n'est pas établi et il n'existe aucun seuil d'exposition sans danger. Une étude de 2009 a conclu que « l'exposition à des niveaux de plomb généralement considérés comme sûrs peut avoir des effets néfastes sur la santé mentale ». Le corps humain adulte contient en moyenne environ 120 milligrammes de plomb, et les métaux lourds les plus abondants dans le corps humain sont le zinc (2 500 milligrammes) et le fer (4 000 milligrammes). Les sels de plomb sont également fortement absorbés par l'organisme. Un faible pourcentage de plomb (environ 1 %) est stocké dans les os ; le reste est éliminé dans l'urine et les selles quelques semaines après l'ingestion. Une exposition continue entraîne une bioaccumulation du plomb.



Fig2.2 : le plomb .[2]

Le plomb est un métal hautement toxique (par inhalation ou ingestion), affectant pratiquement tous les organes et systèmes du corps humain. Des concentrations atmosphériques de plomb allant jusqu'à 100 mg/m<sup>3</sup> sont considérées comme immédiatement mortelles ou potentiellement mortelles. La majeure partie du plomb ingéré est absorbée dans la circulation sanguine. Sa toxicité est principalement due à sa capacité à altérer l'activité enzymatique. Il se lie aux thiols

de nombreuses enzymes, ou imite d'autres métaux qui agissent comme cofacteurs dans diverses réactions enzymatiques. Parmi les principaux métaux avec lesquels le plomb réagit figurent le fer, le calcium et le zinc. Des taux élevés de calcium et de fer tendent à offrir une certaine protection contre l'intoxication au plomb. Cependant, même de faibles concentrations de plomb et de fer augmentent le risque de toxicité du plomb. Le plomb peut provoquer de graves lésions cérébrales et rénales, pouvant entraîner la mort. Il peut traverser la barrière hémato-encéphalique en imitant l'action du calcium. Le plomb endommage les gaines de myéline des neurones, réduisant leur nombre, et perturbe les voies de neurotransmission, limitant ainsi la croissance neuronale. Dans l'organisme humain, le plomb inhibe la porphobilinogène synthase et la ferroglycatase, empêchant la formation de porphobilinogène et l'incorporation du fer dans la protoporphyrine 9, dernière étape de la synthèse de l'hème. Il en résulte une synthèse d'hème inefficace et une anémie partielle. [2]

## 2.2 Matériaux alternatifs sans plomb (lead-free shielding materials) :

Les matériaux alternatifs au plomb ont généralement un numéro atomique Z similaire.

### 2.2.1 Éléments à haut numéro atomique (high-Z) : tungstène, bismuth, antimoine et baryum :

A\_ **tungstène** : Le tungstène est un métal gris, lourd et semblable à l'acier, de symbole chimique W et de numéro atomique 74. .[3]



Fig 2.3: Le tungstène.[3]

B\_ **Bismuth** : Le bismuth est un élément chimique métallique, de symbole Bi, appartenant au groupe 15 (ou VA) du tableau périodique, avec un numéro atomique de 83. . [3]



Fig2.4 : Le bismuth[3]

C\_ **Antimoine** : L'antimoine (également appelé Sb) est un élément chimique de numéro atomique 51. Il se situe dans la 5e période et le groupe 15 du tableau périodique, également appelé groupe de l'azote. Chimiquement, l'antimoine est classé comme métalloïde.

L'antimoine (également appelé Sb) est un élément chimique de numéro atomique 51. Il se situe dans la 5e période et le groupe 15 du tableau périodique, également appelé groupe de l'azote. Chimiquement, l'antimoine est classé comme métalloïde. [3]



Fig2.5 : L'antimoine[1]

D\_ **Baryum** : Le baryum est un élément chimique de symbole Ba et de numéro atomique 56 dans le tableau périodique. C'est un métal mou, blanc argenté, appartenant à la famille des métaux alcalino-terreux. [3]



Fig2.6 : Le baryum[3]

#### 2.2.2 état de l'art :

\_ Dans ce paragraphe, nous présenterons certaines études précédentes ainsi que leurs résultats :

- 1)\_ 1) Boonsri Kusuktham, Chavaboot Wichayasri et Somchai Udon: Dans cette étude intitulée « X-Ray Attenuation of Cotton Fabric Coated with Barium Sulphate », les chercheurs ont développé un tissu de coton recouvert de sulfate de baryum ( $\text{BaSO}_4$ ). La méthode expérimentale consiste à appliquer différentes concentrations de  $\text{BaSO}_4$  et plusieurs couches de revêtement sur le tissu, puis à exposer les échantillons aux rayons X à différentes énergies afin de mesurer leur capacité d'atténuation. Les résultats montrent que l'augmentation de la concentration en sulfate de baryum ainsi que du nombre de couches appliquées améliore l'atténuation des rayons X. Les tissus traités présentent une meilleure efficacité que le coton non traité tout en conservant une bonne légèreté et flexibilité

- 2)\_ Zefeng Li et collaborateurs: Dans leur étude intitulée « High-efficiency, flexibility and lead-free X-ray shielding multilayered polymer composites: layered structure design and shielding mechanism », les auteurs ont conçu des composites polymères multicouches contenant des oxydes métalliques afin d'améliorer la protection contre les rayons X. La méthode utilisée consiste à fabriquer des composites multicouches, puis à évaluer leur efficacité de blindage par des mesures de transmission des rayons X et l'analyse de leurs propriétés de protection. Les résultats montrent que la structure multicouche améliore considérablement l'efficacité du blindage par rapport à une couche unique. Ces matériaux présentent une bonne flexibilité et légèreté, avec des performances proches de celles des matériaux à base de plomb tout en évitant sa toxicité.
- 3)\_ Elif Pinar Yozgatlı, Caner Taşkopru et Fatma Yurt: Dans leur étude intitulée « A Review of X-ray Shielding Coatings Using Mineral Materials », les chercheurs ont étudié l'utilisation de matériaux minéraux pour la conception de revêtements de protection contre les rayons X. La méthode consiste à préparer des revêtements contenant des charges minérales telles que le baryum ou le tungstène, puis à les appliquer sur des tissus ou des polymères avant d'évaluer leur efficacité par la mesure du coefficient d'atténuation ou du taux de transmission des rayons X. Les résultats montrent que les revêtements minéraux réduisent efficacement la pénétration des rayons X. L'efficacité augmente avec la concentration des charges minérales et les structures multicouches, avec de meilleures performances obtenues avec les composés à base de tungstène.
- 4)\_ Olivieri et al. (2024): High filler content acrylonitrile-butadiene-styrene composites containing tungsten and bismuth oxides for effective lead-free X-ray radiation shielding. Les chercheurs ont développé des matériaux composites à base d'ABS (acrylonitrile-butadiène-styrène) renforcés par des oxydes de tungstène ( $\text{WO}_3$ ) et de bismuth ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ). Les propriétés mécaniques et la capacité d'atténuation des rayons X ont été étudiées expérimentalement et par des simulations numériques. Les composites obtenus présentent une bonne capacité d'absorption des rayons X. Les fortes concentrations en charges de tungstène et de bismuth permettent d'obtenir une protection comparable au plomb, avec un matériau plus léger et sans toxicité liée au plomb.
- 5)\_ Alabsy et Abd Elzaher (2023): Radiation shielding performance of metal oxides/EPDM rubber composites using Geant4 simulation and computational study. Les auteurs ont étudié des composites à base de caoutchouc EPDM contenant différents oxydes métalliques comme  $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ,  $\text{CuO}$  et  $\text{Gd}_2\text{O}_3$ . Une simulation avec le logiciel Geant4 a été réalisée afin de calculer les paramètres de protection radiologique, notamment les coefficients d'atténuation. Les résultats montrent que l'ajout d'oxydes métalliques améliore considérablement les performances de blindage. Le composite contenant l'oxyde de bismuth présente une meilleure efficacité grâce à sa densité élevée et son numéro atomique important.
- 6)\_ Akhdar (2022): Theoretical Investigation of Fast Neutron and Gamma Radiation Properties of Polycarbonate-Bismuth Oxide Composites Using Geant4. Cette étude porte sur des composites à base de polycarbonate (PC) et d'oxyde de bismuth ( $\text{Bi}_2\text{O}_3$ ). Les propriétés de protection ont été évaluées à l'aide du simulateur Geant4, en calculant le coefficient d'atténuation massique, le coefficient d'atténuation linéaire et l'épaisseur de demi-atténuation (HVL). L'augmentation de la concentration en oxyde de bismuth améliore l'efficacité d'atténuation des rayonnements. Le composite PC/ $\text{Bi}_2\text{O}_3$  représente donc une alternative intéressante aux matériaux classiques à base de plomb.

7)\_ Aral, Nergis et Candan :The X-ray attenuation and the flexural properties of lead-free coated fabrics.Les chercheurs ont élaboré des tissus flexibles recouverts de poudres métalliques telles que le tungstène, le bismuth, l'étain et le cuivre. Les propriétés mécaniques ainsi que la capacité d'atténuation des rayons X ont ensuite été évaluées.Le tungstène a montré la meilleure efficacité d'atténuation parmi les matériaux étudiés. L'augmentation de sa concentration améliore la protection contre les rayons X tout en conservant la flexibilité du matériau.

### **Conclusion générale de l'état de l'art :**

Ces travaux montrent l'intérêt des matériaux composites sans plomb pour la conception de protections radiologiques innovantes. L'utilisation de matériaux à numéro atomique élevé comme le tungstène et le bismuth, combinée aux simulations Geant4, permet d'obtenir des solutions légères, efficaces et adaptées aux applications médicales contre les rayonnements.

# **CHAPITRE 3:**

## **Modélisation, simulation numérique et analyse des performances**

### 3.1 Modélisation théorique de l'atténuation des rayons X:

La protection contre les rayonnements ionisants constitue un enjeu majeur dans les environnements médicaux utilisant les rayons X, notamment les services de radiologie, de cardiologie interventionnelle et de médecine nucléaire. Afin de concevoir une veste de radioprotection performante et légère, il est indispensable de comprendre les mécanismes physiques d'interaction des photons X avec la matière ainsi que les paramètres influençant l'atténuation du rayonnement.

Dans ce chapitre, une modélisation théorique et numérique de l'atténuation des rayons X est présentée afin d'évaluer les performances du composite proposé à base de tungstène et de bismuth. Les résultats obtenus serviront à optimiser la conception de la veste X-Light Protect Vest et à comparer son efficacité aux protections conventionnelles à base de plomb.

#### 3.1.1 Loi de Beer-Lambert:

L'atténuation des rayons X lors de leur traversée d'un matériau absorbant est décrite par la loi de Beer-Lambert. Cette loi exprime la diminution exponentielle de l'intensité du faisceau incident en fonction de l'épaisseur du matériau traversé.

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Ces travaux ouvrent la voie vers une nouvelle génération d'équipements de radioprotection plus légers, plus sûrs et mieux adaptés aux besoins du personnel médical moderne.

Où :

- $I_0$  représente l'intensité initiale du faisceau incident ;
- $I$  représente l'intensité transmise après traversée du matériau ;
- $\mu$  est le coefficient d'atténuation linéaire ( $\text{cm}^{-1}$ ) ;
- $x$  est l'épaisseur du matériau absorbant (cm).

Cette relation montre que l'atténuation dépend fortement :

- de l'énergie des photons incidents ;
- de la densité du matériau ;
- du numéro atomique effectif du matériau.

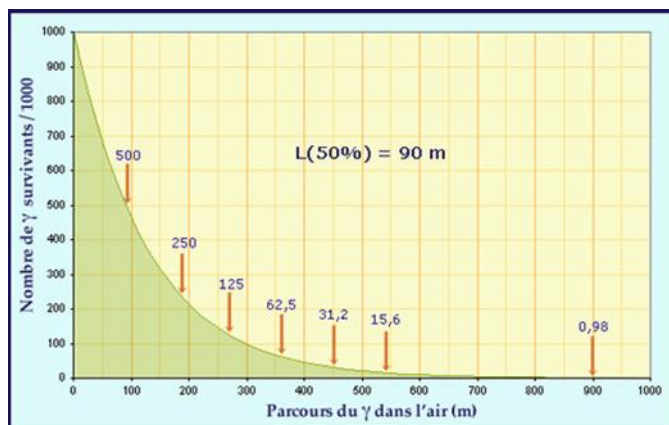


**Figure 3.1:** Atténuation exponentielle des gamma dans l'air

La courbe représente pour 1000 gamma de 1 MeV d'énergie le nombre de gamma qui traversent une certaine épaisseur d'air sans interagir. Tous les 90 m – une distance appelée longueur d'atténuation, le nombre des gamma est divisé par 2. Il est divisé par 4, 8, 16, au bout de 2, 3, 4 fois cette distance. Cette loi de décroissance exponentielle ressemble à la loi de décroissance de l'activité d'un isotope radioactif, l'épaisseur remplaçant le temps et la longueur d'atténuation la période. La valeur de 90 m est propre aux gamma de 1 MeV. Pour des énergies inférieures la décroissance est plus rapide.

Les matériaux à numéro atomique élevé, comme le plomb, le tungstène et le bismuth, présentent une forte capacité d'absorption des rayons X grâce à l'effet photoélectrique dominant aux faibles et moyennes énergies.

### 3.1.2 Coefficients d'atténuation linéaire et massique:

Le coefficient d'atténuation linéaire  $\mu$  caractérise la capacité d'un matériau à absorber ou diffuser les photons X par unité d'épaisseur.

Le coefficient d'atténuation massique est donné par :

$$\mu/\rho \text{ or } \mu_{en}/\rho$$

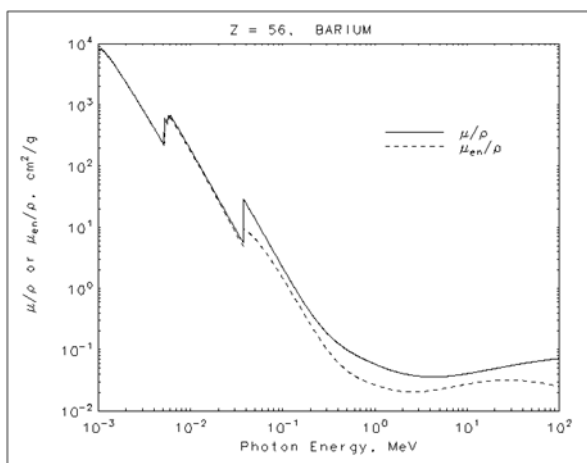
où  $\rho$  représente la densité du matériau.

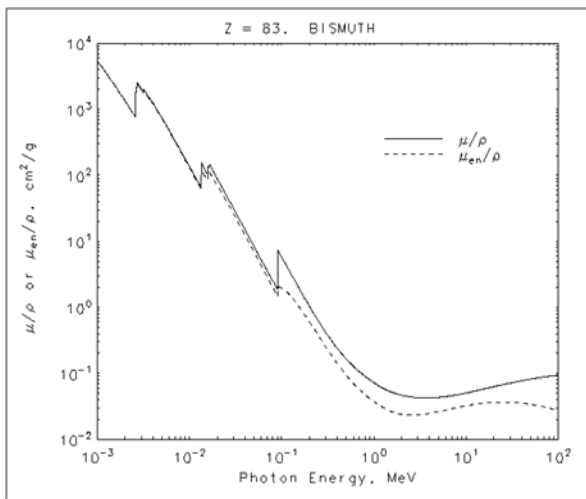
Ce paramètre permet de comparer différents matériaux indépendamment de leur densité physique.

Les interactions responsables de l'atténuation des rayons X sont principalement :

- l'effet photoélectrique ;
- la diffusion Compton ;
- la création de paires (aux très hautes énergies).

Dans le domaine diagnostique (60–150 kVp), l'effet photoélectrique domine pour les matériaux à haut numéro atomique, ce qui explique l'utilisation du tungstène ( $Z=74$ ) et du bismuth ( $Z=83$ ) comme alternatives au plomb.





Le coefficient d'atténuation dépend également de l'énergie du rayonnement. Lorsque l'énergie augmente, l'atténuation diminue généralement, nécessitant des épaisseurs plus importantes pour maintenir le même niveau de protection.

### 3.1.3 Paramètres de blindage : HVL, TVL, MFP et Zeff

L'évaluation des performances d'un matériau de radioprotection nécessite l'utilisation de plusieurs paramètres physiques.

Couche de demi-atténuation (HVL)

La Half Value Layer (HVL) correspond à l'épaisseur nécessaire pour réduire l'intensité du faisceau à 50 % de sa valeur initiale.

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad HVL = \frac{0.693}{\mu}$$

Une faible HVL indique une meilleure capacité de blindage.

Couche de dixième atténuation (TVL)

La Tenth Value Layer (TVL) représente l'épaisseur réduisant l'intensité à 10 %.

$$TVL = \frac{\ln(10)}{\mu} \quad TVL = \frac{2.303}{\mu}$$

Libre parcours moyen (MFP)

Le Mean Free Path (MFP) correspond à la distance moyenne parcourue par un photon avant interaction.

$$MFP = \frac{1}{\mu} \quad MFP = \frac{1}{\mu}$$

Numéro atomique effectif  $Z_{eff}$

Le numéro atomique effectif permet d'évaluer l'efficacité globale d'un matériau composite face aux rayonnements X. Une valeur élevée de  $Z_{eff}$  améliore généralement l'absorption photoélectrique.

Le composite tungstène–bismuth présente un  $Z_{eff}$  élevé tout en évitant les inconvénients toxicologiques du plomb.  $Z_{eff}(\text{tungstène–bismuth}) = 74 + 83 = 157$

## 3.2 Simulation numérique de l'atténuation:

### 3.2.1 Méthodologie et outils de simulation (Méthode Monte Carlo avec Geant4):

La simulation numérique constitue une étape essentielle dans l'évaluation des performances des matériaux de radioprotection avant la réalisation expérimentale. Dans cette étude, la méthode de Monte Carlo a été utilisée afin de modéliser avec précision l'interaction des photons X avec les matériaux constituant la veste de protection X-Light Protect Vest.

La méthode Monte Carlo repose sur une approche statistique basée sur la génération aléatoire d'un grand nombre de particules. Chaque photon simulé suit une trajectoire déterminée par les lois probabilistes des interactions physiques dans la matière. Cette technique permet de reproduire fidèlement les phénomènes physiques réels tels que :

- l'absorption photoélectrique ;
- la diffusion Compton ;
- la diffusion cohérente ;
- la transmission du rayonnement ;
- la production éventuelle de rayonnement secondaire.

Principe général de la méthode Monte Carlo

La méthode Monte Carlo permettant de décrire les interactions des photons avec la matière. Chaque photon généré possède :

- une énergie ;
- une direction de propagation ;
- une position initiale ;
- une probabilité d'interaction.

Lorsqu'un photon traverse un matériau, plusieurs phénomènes peuvent se produire :

- absorption totale par effet photoélectrique ;
- diffusion Compton ;
- diffusion cohérente (Rayleigh) ;
- transmission sans interaction ;
- production de photons secondaires.

Le devenir de chaque photon est déterminé à l'aide de nombres aléatoires suivant les sections efficaces d'interaction propres au matériau et à l'énergie considérée.

La répétition de millions d'histoires de particules permet d'obtenir des résultats statistiquement représentatifs du comportement réel du rayonnement.

La méthode Monte Carlo offre plusieurs avantages majeurs :

- haute précision physique ;
- prise en compte détaillée des interactions ;
- flexibilité géométrique ;
- possibilité de simuler des matériaux multicouches ;
- adaptation aux faibles énergies médicales.

Dans le cadre de cette étude, cette méthode permet :

- d'évaluer précisément l'atténuation des rayons X ;
- de comparer différents matériaux de blindage ;
- d'optimiser la composition du composite ;
- de réduire les coûts expérimentaux ;
- de limiter les essais physiques préliminaires.

#### Choix du logiciel Geant4

Les simulations ont été réalisées à l'aide du logiciel Geant4, développé initialement par le CERN pour les applications en physique des particules et aujourd'hui largement utilisé dans :

- la physique médicale ;
- la dosimétrie ;
- la radiothérapie ;
- la radioprotection ;
- l'imagerie médicale.



Geant4 présente plusieurs avantages importants :

- simulation précise des interactions photon-matière ;
- possibilité de définir des géométries complexes ;
- large bibliothèque de matériaux ;
- prise en charge des faibles énergies utilisées en radiologie diagnostique ;
- flexibilité dans la définition des détecteurs et des sources.

Le langage de programmation utilisé est le C++, conformément à l'architecture native de Geant4.

#### Architecture générale de la simulation

La simulation a été organisée en plusieurs modules principaux :

##### **a) Génération de la source de rayons X:**

Une source de photons X a été définie afin de reproduire les conditions réelles des équipements de radiologie médicale. Le faisceau est caractérisé par :

- une tension comprise entre 60 et 150 kVp ;
- une distribution spectrale polychromatique ;
- une émission directionnelle ;

- un faisceau collimaté.

Le générateur primaire (Primary Generator Action) permet de créer les photons incidents avec leurs caractéristiques énergétiques.

#### **b) Définition de la géométrie:**

Le système simulé comprend :

- un monde virtuel (World Volume) ;
- la source de rayons X ;
- l'échantillon du matériau absorbant ;
- le détecteur de photons transmis.

La géométrie est construite à l'aide des classes :

- G4Box
- G4LogicalVolume
- G4PVPlacement

Les dimensions du blindage ont été choisies afin de couvrir totalement le faisceau incident et d'éviter les effets de bord.

#### **c) Définition des matériaux:**

Les matériaux utilisés dans la simulation incluent :

- le plomb ;
- le tungstène ;
- le bismuth ;
- la matrice polymère.

Les propriétés physiques définies sont :

- la densité ;
- la composition élémentaire ;
- le numéro atomique ;
- la masse molaire.

Le composite développé est obtenu par mélange pondéral du tungstène et du bismuth dans une matrice flexible.

#### **d) Choix des modèles physiques:**

Le choix des modèles physiques constitue une étape cruciale pour garantir la précision des résultats.

Dans cette étude, les processus électromagnétiques basse énergie ont été activés afin de reproduire correctement les interactions des photons X dans le domaine diagnostique.

Les modèles utilisés incluent :

- photoelectric effect ;
- Compton scattering ;

- Rayleigh scattering ;
- gamma conversion.

La liste physique utilisée basée sur :

- G4EmLivermorePhysics

ou

- G4EmPenelopePhysics.

Ces modèles sont particulièrement adaptés aux photons de faibles énergies médicales.

Méthodologie de calcul de l'atténuation

Pour chaque énergie simulée :

1. Un grand nombre de photons est généré ;
2. Les photons traversent le matériau ;
3. Les interactions sont calculées individuellement ;
4. Les photons transmis sont comptabilisés au niveau du détecteur ;
5. Le coefficient d'atténuation est calculé.

Le taux de transmission est obtenu par :

$$T = \frac{I}{I_0}$$

Le pourcentage d'atténuation est donné par :

$$A(\%) = (1 - T) \times 100 = \left(1 - \frac{I}{I_0}\right) \times 100$$

Les simulations ont été répétées pour différentes :

- énergies ;
- épaisseurs ;
- compositions du composite.

Paramètres numériques de simulation

Afin d'obtenir une bonne précision statistique, un nombre élevé de particules a été utilisé dans chaque simulation.

Les principaux paramètres sont :

- nombre de photons simulés :  $10^6$  à  $10^7$  photons ;
- gamme énergétique : 60–150 kVp ;
- épaisseur du blindage : variable ;
- géométrie plane ;
- incidence normale du faisceau.

L'augmentation du nombre de particules permet de réduire l'incertitude statistique des résultats.

Exploitation des résultats

Les données obtenues à partir de Geant4 permettent de tracer :

- les courbes d'atténuation ;
- les coefficients d'absorption ;
- les courbes de transmission ;
- les valeurs de HVL et TVL ;
- la comparaison entre matériaux.

#### Structure générale du projet Geant4

Le projet est organisé comme suit :

XRayShieldSimulation/

```

|
|— include/
|   |— DetectorConstruction.hh
|   |— PhysicsList.hh
|   |— PrimaryGeneratorAction.hh
|   |— RunAction.hh
|   |— SteppingAction.hh
|
|— src/
|   |— DetectorConstruction.cc
|   |— PhysicsList.cc
|   |— PrimaryGeneratorAction.cc
|   |— RunAction.cc
|   |— SteppingAction.cc
|   |— main.cc
|
|— CMakeLists.txt
|— vis.mac

```

#### Conditions de simulation

Les simulations ont été réalisées dans des conditions standardisées :

- incidence normale du faisceau ;
- distance fixe source–blindage ;
- distance fixe blindage–détecteur ;
- absence de diffusion externe ;
- température ambiante standard.

Ces conditions permettent de garantir :

- la reproductibilité ;
- la comparaison avec les matériaux conventionnels ;
- la conformité avec les protocoles expérimentaux.

Paramètres géométriques étudiés

Plusieurs paramètres ont été variés pendant les simulations :

- épaisseur du blindage ;
- concentration en tungstène ;
- concentration en bismuth ;
- énergie du faisceau ;
- densité du composite.

L'objectif principal est d'identifier la configuration offrant :

- la meilleure atténuation ;
- le poids minimal ;
- le meilleur confort ergonomique.

Sorties de simulation

Les principales données extraites des simulations sont :

- nombre de photons incidents ;
- nombre de photons transmis ;
- énergie absorbée ;
- coefficient d'atténuation ;
- équivalence plomb ;
- courbes de transmission.

Ces résultats seront utilisés dans les sections suivantes afin de comparer les performances du composite proposé avec celles du plomb conventionnel.

### **3.2.3 Propriétés du composite tungstène–bismuth:**

Le matériau proposé est un composite flexible constitué :

- de particules de tungstène ;
- de particules de bismuth ;
- d'une matrice polymère textile.

Le tungstène apporte :

- une densité élevée ;
- une excellente absorption des rayons X ;
- une bonne résistance mécanique.

Le bismuth permet :

- d'augmenter l'atténuation aux faibles énergies ;
- de réduire la toxicité ;
- d'améliorer la flexibilité du composite.

Les propriétés physiques considérées dans la simulation incluent :

- la densité ;
- la composition massique ;
- le numéro atomique effectif ;
- l'épaisseur du blindage.

L'objectif est d'obtenir une protection équivalente au plomb tout en réduisant significativement le poids de la veste.

### 3.2.4 Résultats : courbes d'atténuation et comparaison avec le plomb

Les résultats de simulation montrent que le composite tungstène–bismuth présente une forte capacité d'atténuation dans la plage diagnostique étudiée.

Les courbes obtenues mettent en évidence :

- une diminution exponentielle de la transmission ;
- une amélioration de l'atténuation avec l'augmentation de l'épaisseur ;
- des performances proches du plomb pour certaines configurations.

Le matériau proposé présente plusieurs avantages :

- réduction du poids ;
- diminution de la toxicité ;
- meilleure flexibilité ;
- amélioration du confort utilisateur.

Les résultats indiquent également que l'association tungstène–bismuth permet une distribution plus homogène de l'absorption énergétique.

## 3.3 Conception et prototypage de la veste:

### 3.3.1 Design ergonomique et modulaire (veste + jupe amovible)

La conception de la X-Light Protect Vest vise à améliorer la protection radiologique tout en réduisant les contraintes ergonomiques associées aux tabliers plombés conventionnels.

Le système proposé comprend :

- une veste principale ;
- une jupe amovible ;
- des éléments de fixation ajustables.

Cette architecture modulaire permet :

- une meilleure répartition du poids ;

- une diminution des douleurs lombaires ;
- une adaptation aux différentes morphologies.

Des zones de flexion ont été intégrées afin d'améliorer la mobilité du personnel médical pendant les interventions prolongées.

### 3.5.2 Avantages par rapport aux solutions conventionnelles:

Comparativement aux tabliers plombés classiques, la solution proposée présente :

- une masse réduite ;
- une toxicité plus faible ;
- une meilleure ergonomie ;
- une compatibilité avec les technologies intelligentes.

Ces caractéristiques peuvent contribuer à améliorer les conditions de travail du personnel exposé aux rayonnements ionisants.

### 3.5.3 Limites techniques, économiques et réglementaires:

Malgré ses avantages, plusieurs contraintes subsistent :

- coût élevé du tungstène ;
- complexité de fabrication ;
- nécessité de certification réglementaire ;
- validation clinique encore limitée.

Des essais complémentaires sont nécessaires avant une industrialisation à grande échelle.

**Fichier principal : main.cc**

```
// =====
```

```
// main.cc
```

```
// =====
```

```
#include "G4RunManager.hh"
```

```
#include "G4UImanager.hh"
```

```
#include "G4VisExecutive.hh"
```

```
#include "G4UIExecutive.hh"
```

```
#include "DetectorConstruction.hh"
```

```
#include "PhysicsList.hh"
```

```
#include "PrimaryGeneratorAction.hh"
```

```
#include "SteppingAction.hh"
```

```
#include "RunAction.hh"
```

```

int main(int argc,char** argv)
{
    G4RunManager* runManager = new G4RunManager();

    runManager->SetUserInitialization(
        new DetectorConstruction());

    runManager->SetUserInitialization(
        new PhysicsList());

    runManager->SetUserAction(
        new PrimaryGeneratorAction());

    runManager->SetUserAction(
        new RunAction());

    runManager->SetUserAction(
        new SteppingAction());

    runManager->Initialize();

    G4UIExecutive* ui =
        new G4UIExecutive(argc, argv);

    G4VisManager* visManager =
        new G4VisExecutive();

    visManager->Initialize();

    G4UIManager::GetUIpointer()
        ->ApplyCommand("/control/execute vis.mac");

    ui->SessionStart();

```

```

delete visManager;
delete runManager;

return 0;
}

```

Définition de la géométrie : DetectorConstruction.hh

```

// =====
// DetectorConstruction.hh
// =====

#ifndef DetectorConstruction_h
#define DetectorConstruction_h

#include "G4VUserDetectorConstruction.hh"

class DetectorConstruction : public G4VUserDetectorConstruction
{
public:
    DetectorConstruction();
    virtual ~DetectorConstruction();

    virtual G4VPhysicalVolume* Construct();
};

#endif

```

DetectorConstruction.cc

```

// =====
// DetectorConstruction.cc
// =====

#include "DetectorConstruction.hh"

#include "G4Box.hh"
#include "G4LogicalVolume.hh"

```

```

#include "G4PVPlacement.hh"
#include "G4NistManager.hh"
#include "G4SystemOfUnits.hh"

DetectorConstruction::DetectorConstruction() {}
DetectorConstruction::~~DetectorConstruction() {}

G4VPhysicalVolume* DetectorConstruction::Construct()
{
    G4NistManager* nist = G4NistManager::Instance();

    // =====
    // World
    // =====

    G4Material* air =
        nist->FindOrBuildMaterial("G4_AIR");

    G4double world_size = 1.0*m;

    G4Box* solidWorld = new G4Box(
        "World",
        world_size/2,
        world_size/2,
        world_size/2);

    G4LogicalVolume* logicWorld =
        new G4LogicalVolume(
            solidWorld,
            air,
            "World");

    G4VPhysicalVolume* physWorld =
        new G4PVPlacement(

```

```

    0,
    G4ThreeVector(),
    logicWorld,
    "World",
    0,
    false,
    0,
    true);

// =====
// Composite Material
// =====

G4Element* W =
    nist->FindOrBuildElement("W");

G4Element* Bi =
    nist->FindOrBuildElement("Bi");

G4Element* C =
    nist->FindOrBuildElement("C");

G4Element* H =
    nist->FindOrBuildElement("H");

G4Material* polymer =
    new G4Material(
        "Polymer",
        1.0*g/cm3,
        2);

polymer->AddElement(C, 0.5);
polymer->AddElement(H, 0.5);

```

```

G4Material* composite =
    new G4Material(
        "WBiComposite",
        8.5*g/cm3,
        3);

composite->AddElement(W, 0.45);
composite->AddElement(Bi, 0.35);
composite->AddMaterial(polymer, 0.20);

// =====
// Shield
// =====

G4double shieldXY = 20*cm;
G4double shieldThickness = 2*mm;

G4Box* solidShield =
    new G4Box(
        "Shield",
        shieldXY/2,
        shieldXY/2,
        shieldThickness/2);

G4LogicalVolume* logicShield =
    new G4LogicalVolume(
        solidShield,
        composite,
        "Shield");

new G4PVPlacement(
    0,
    G4ThreeVector(0,0,0),
    logicShield,

```

```

    "Shield",
    logicWorld,
    false,
    0,
    true);

// =====
// Detector
// =====

G4Material* silicon =
    nist->FindOrBuildMaterial("G4_Si");

G4Box* solidDetector =
    new G4Box(
        "Detector",
        5*cm,
        5*cm,
        1*mm);

G4LogicalVolume* logicDetector =
    new G4LogicalVolume(
        solidDetector,
        silicon,
        "Detector");

new G4PVPlacement(
    0,
    G4ThreeVector(0,0,5*cm),
    logicDetector,
    "Detector",
    logicWorld,
    false,
    0,

```

```

    true);

    return physWorld;
}

Génération des photons X : PrimaryGeneratorAction.hh

// =====
// PrimaryGeneratorAction.hh
// =====

#ifndef PrimaryGeneratorAction_h
#define PrimaryGeneratorAction_h

#include "G4VUserPrimaryGeneratorAction.hh"

class G4ParticleGun;
class G4Event;

class PrimaryGeneratorAction
: public G4VUserPrimaryGeneratorAction
{
public:
    PrimaryGeneratorAction();
    virtual ~PrimaryGeneratorAction();

    virtual void GeneratePrimaries(G4Event*);

private:
    G4ParticleGun* fParticleGun;
};

#endif

PrimaryGeneratorAction.cc

// =====
// PrimaryGeneratorAction.cc

```

```
// =====
```

```
#include "PrimaryGeneratorAction.hh"
```

```
#include "RunAction.hh"
```

```
#include "G4ParticleGun.hh"
```

```
#include "G4Gamma.hh"
```

```
#include "G4SystemOfUnits.hh"
```

```
PrimaryGeneratorAction::PrimaryGeneratorAction()
```

```
{
```

```
    fParticleGun = new G4ParticleGun(1);
```

```
    G4ParticleDefinition* particle =
```

```
        G4Gamma::Definition();
```

```
    fParticleGun->SetParticleDefinition(
```

```
        particle);
```

```
    fParticleGun->SetParticleEnergy(
```

```
        100*keV);
```

```
    fParticleGun->SetParticlePosition(
```

```
        G4ThreeVector(0,0,-20*cm));
```

```
    fParticleGun->SetParticleMomentumDirection(
```

```
        G4ThreeVector(0,0,1));
```

```
}
```

```
PrimaryGeneratorAction::~~PrimaryGeneratorAction()
```

```
{
```

```
    delete fParticleGun;
```

```
}
```

```

void PrimaryGeneratorAction::GeneratePrimaries(
    G4Event* anEvent)
{
    RunAction::incidentPhotons++;

    fParticleGun->GeneratePrimaryVertex(
        anEvent);
}

```

Liste physique :

PhysicsList.hh

```
// =====
```

```
// PhysicsList.hh
```

```
// =====
```

```
#ifndef PhysicsList_h
```

```
#define PhysicsList_h
```

```
#include "G4VModularPhysicsList.hh"
```

```
class PhysicsList :
```

```
    public G4VModularPhysicsList
```

```
{
```

```
public:
```

```
    PhysicsList();
```

```
    virtual ~PhysicsList();
```

```
};
```

```
#endif
```

PhysicsList.cc

```
// =====
```

```
// PhysicsList.cc
```

```
// =====
```

```
#include "PhysicsList.hh"
```

```
#include "G4EmLivermorePhysics.hh"
```

```
PhysicsList::PhysicsList()
```

```
{  
    RegisterPhysics(  
        new G4EmLivermorePhysics());  
}
```

```
PhysicsList::~~PhysicsList() {}
```

```
Run action
```

```
// =====  
// RunAction.hh  
// =====
```

```
#ifndef RunAction_h
```

```
#define RunAction_h
```

```
#include "G4UserRunAction.hh"
```

```
#include <fstream>
```

```
class G4Run;
```

```
class RunAction :
```

```
    public G4UserRunAction  
{
```

```
public:
```

```
    RunAction();
```

```
    virtual ~RunAction();
```

```
    virtual void BeginOfRunAction(  
        const G4Run*);
```

```

virtual void EndOfRunAction(
    const G4Run*);

static std::ofstream outFile;

static G4int incidentPhotons;
static G4int detectedPhotons;
};

#endif

Runqction.cc
// =====
// RunAction.cc
// =====

#include "RunAction.hh"

#include "G4Run.hh"
#include "G4AnalysisManager.hh"

std::ofstream RunAction::outFile;

G4int RunAction::incidentPhotons = 0;
G4int RunAction::detectedPhotons = 0;

RunAction::RunAction()
{
    auto analysisManager =
        G4AnalysisManager::Instance();

    analysisManager->SetVerboseLevel(1);

```

```

analysisManager->CreateH1(
    "EnergySpectrum",
    "Detected Photon Energy",
    200,
    0,
    200);
}

RunAction::~RunAction()
{
    delete G4AnalysisManager::Instance();
}

void RunAction::BeginOfRunAction(
    const G4Run*)
{
    auto analysisManager =
        G4AnalysisManager::Instance();

    analysisManager->OpenFile(
        "output.root");

    outFile.open("results.csv");

    outFile << "DetectedEnergy_keV\n";

    incidentPhotons = 0;
    detectedPhotons = 0;
}

void RunAction::EndOfRunAction(
    const G4Run*)
{
    G4double transmission =

```

```

(G4double)detectedPhotons /
(G4double)incidentPhotons;

G4double attenuation =
    (1.0 - transmission) * 100.0;

outFile << "\n";
outFile << "Transmission,"
    << transmission << "\n";

outFile << "Attenuation(%),"
    << attenuation << "\n";

outFile.close();

auto analysisManager =
    G4AnalysisManager::Instance();

analysisManager->Write();
analysisManager->CloseFile();

G4cout << "\n===== RESULTS =====\n";

G4cout << "Incident photons : "
    << incidentPhotons
    << G4endl;

G4cout << "Detected photons : "
    << detectedPhotons
    << G4endl;

G4cout << "Transmission : "
    << transmission
    << G4endl;

```

```

G4cout << "Attenuation (%) : "
    << attenuation
    << G4endl;

G4cout << "=====\n";
}

Comptage des photons transmis : SteppingAction.hh
// =====
// SteppingAction.hh
// =====

#ifndef SteppingAction_h
#define SteppingAction_h

#include "G4UserSteppingAction.hh"

class SteppingAction :
    public G4UserSteppingAction
{
public:
    SteppingAction();
    virtual ~SteppingAction();

    virtual void UserSteppingAction(
        const G4Step*);
};

#endif

SteppingAction.cc
// =====
// SteppingAction.cc
// =====

```

```

#include "SteppingAction.hh"
#include "RunAction.hh"

#include "G4Step.hh"
#include "G4Track.hh"
#include "G4LogicalVolume.hh"
#include "G4AnalysisManager.hh"
#include "G4SystemOfUnits.hh"

SteppingAction::SteppingAction() {}
SteppingAction::~~SteppingAction() {}

void SteppingAction::UserSteppingAction(
    const G4Step* step)
{
    G4LogicalVolume* volume =
        step->GetPreStepPoint()
        ->GetTouchableHandle()
        ->GetVolume()
        ->GetLogicalVolume();

    if(volume->GetName() == "Detector")
    {
        G4double energy =
            step->GetTrack()
            ->GetKineticEnergy();

        RunAction::detectedPhotons++;

        RunAction::outFile
            << energy/keV
            << "\n";
    }
}

```

```
auto analysisManager =
    G4AnalysisManager::Instance();
```

```
analysisManager->FillH1(
    0,
    energy/keV);
```

```
step->GetTrack()
    ->SetTrackStatus(fStopAndKill);
}
```

```
}
```

Fichier de visualisation :

vis.mac

```
# =====
```

```
# vis.mac
```

```
# =====
```

```
/run/initialize
```

```
/vis/open OGL
```

```
/vis/drawVolume
```

```
/vis/viewer/setAutoRefresh true
```

```
/vis/scene/add/axes 0 0 0 20 cm
```

```
/tracking/storeTrajectory 1
```

```
/run/beamOn 100000
```

Fichier CMakeLists.txt

```
# =====
```

```
# CMakeLists.txt
```

```
# =====
```

```
cmake_minimum_required(VERSION 3.10)
```

```
project(XRayShieldSimulation)
```

```
find_package(Geant4 REQUIRED ui_all vis_all)
```

```
include(${Geant4_USE_FILE})
```

```
include_directories(include)
```

```
file(GLOB sources src/*.cc)
```

```
file(GLOB headers include/*.hh)
```

```
add_executable(
```

```
    simulation
```

```
    main.cc
```

```
    ${sources}
```

```
    ${headers}
```

```
)
```

```
target_link_libraries(
```

```
    simulation
```

```
    ${Geant4_LIBRARIES}
```

```
)
```

Compilation du projet

Sous Ubuntu Linux :

```
mkdir build
```

```
cd build
```

```
cmake ..
```

```
make
```

14. Exécution de la simulation

```
./simulation
```

Calcul de l'atténuation

Le coefficient de transmission est donné par :

$$T = I / I_0$$

Le pourcentage d'atténuation :

$$A(\%) = (1 - I/I_0) \times 100$$

Exemple Python pour tracer les courbes :

```
import matplotlib.pyplot as plt
```

```
thickness = [0.5,1,1.5,2,2.5]
```

```
attenuation = [45,62,75,84,91]
```

```
plt.plot(thickness, attenuation, marker='o')
```

```
plt.xlabel('Epaisseur (mm)')
```

```
plt.ylabel('Attenuation (%)')
```

```
plt.title('Attenuation des rayons X')
```

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

```
plt.show()
```

Comparaison avec le plomb

Pour comparer avec le plomb, remplacer :

composite

par :

```
nist->FindOrBuildMaterial("G4_Pb")
```

puis relancer la simulation.

Paramètres recommandés pour votre étude

Energie des photons

60 keV

80 keV

100 keV

120 keV

150 keV

Epaisseur du blindage

0.5 mm

1 mm

1.5 mm

2 mm

2.5 mm

Nombre de photons

1000000 photons

Résultats attendus:

Les simulations permettront d'obtenir :

Les courbes d'atténuation

La HVL

La TVL

Extensions possibles

Le projet peut être amélioré par :

ajout d'un spectre réel de tube X ;

calcul de dose absorbée ;

simulation d'une géométrie anatomique ;

intégration d'un fantôme humain ;

ajout d'une interface graphique ;

export automatique vers Excel ;

génération automatique des courbes.

## \_ schématique de l'expérience :

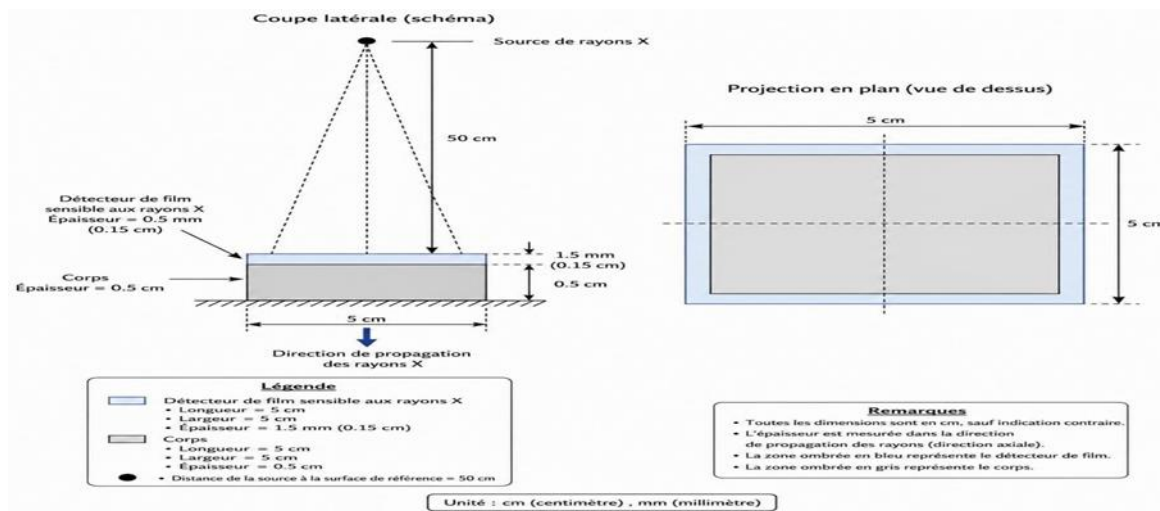


**Fig3.2** :schéma de l'expérience

## Analyse et résultats :

Les résultats de simulation ont été obtenus pour un niveau d'énergie de 30 .50 et 70 kev :

### 1\_au niveau de 30kev :

À un niveau d'énergie de 30, les résultats et les graphiques montrent un taux d'interaction atteignant 94,30 %.C'est-à-dire que : 5,7 % seulement des photons ont traversé sans interaction.cela signifie que le matériau (la combinaison de protection + le corps) est très efficace à une énergie de 30 keV.

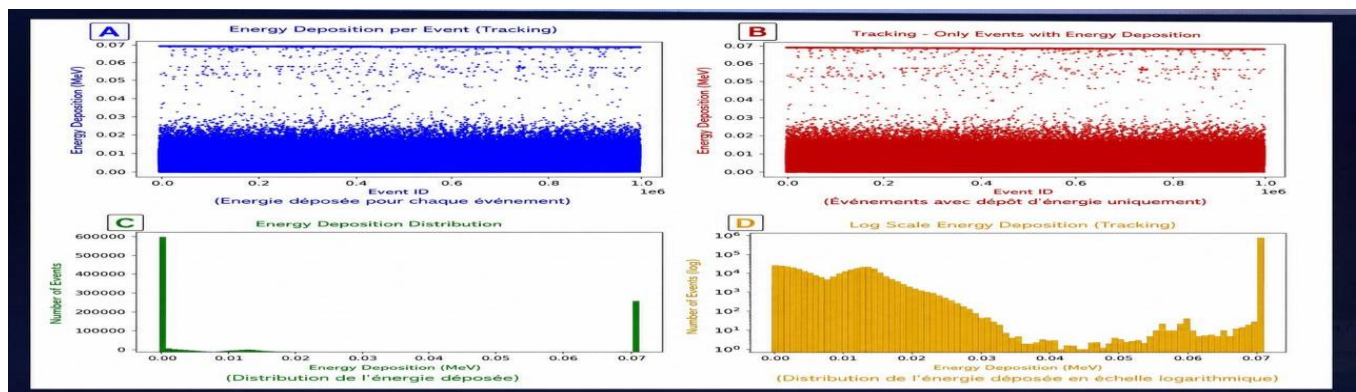


**Fig 3.3** :diagrammes de 30 kev(Distribution de l'énergie déposée dans le matériau simulé par Geant4 : (A) énergie déposée par événement, (B) événements avec dépôt d'énergie uniquement, (C) distribution de l'énergie déposée, (D) distribution logarithmique de l'énergie déposée)

## TRACKING ANALYSIS

Total Events : 1000000

```

Events with Energy Deposit : 942987
Interaction Rate           : 94.299%
Mean Energy per Interaction : 0.029390 MeV
Maximum Single Deposit    : 0.030000 MeV
=====

```

## 2\_ au niveau de 50kev :

À un niveau d'énergie de 50kev, les résultats et les graphiques montrent un taux d'interaction atteignant 59.69%. Cela signifie qu'environ 60 % des photons incidents ont interagi avec le matériau et ont déposé une partie ou la totalité de leur énergie à l'intérieur du détecteur ou du corps. En revanche, environ :

40,30 %.des photons ont traversé le matériau sans aucun dépôt d'énergie.cela indique que l'épaisseur du matériau n'est pas suffisante pour absorber tous les photons des rayons X .

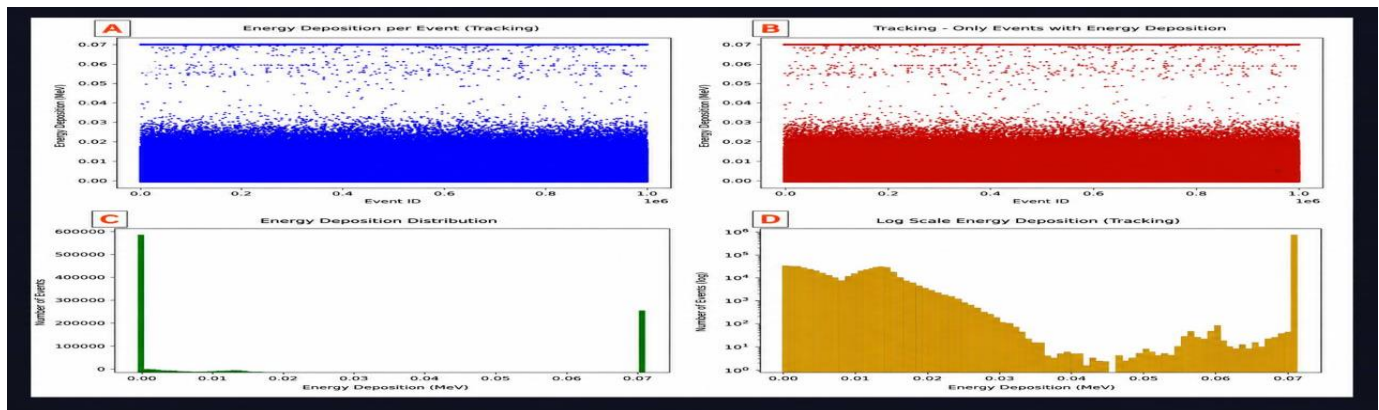


**Fig3.4 :** diagrammes de 50 kev(Distribution de l'énergie déposée dans le matériau simulé par Geant4 : (A) énergie déposée par événement, (B) événements avec dépôt d'énergie uniquement, (C) distribution de l'énergie déposée, (D) distribution logarithmique de l'énergie déposée)

## TRACKING ANALYSIS

```

=====
Total Events           : 1000000
Events with Energy Deposit : 596926
Interaction Rate       : 59.693%
Mean Energy per Interaction : 0.041496 MeV
Maximum Single Deposit : 0.050000 MeV
=====

```

## 3\_ au niveau de 70kev :

À un niveau d'énergie de 70keV, les résultats et les graphiques montrent un taux d'interaction atteignant 41.51 %. Lorsque l'énergie du photon augmente de 50 keV à 70 keV, le taux d'interaction diminue de 59,7 % à 41,5 %. Ce comportement est attendu en physique des rayons X, car le coefficient d'atténuation total du matériau diminue lorsque l'énergie du photon augmente. autrement dit, les photons de plus haute énergie deviennent plus capables de pénétrer le matériau.

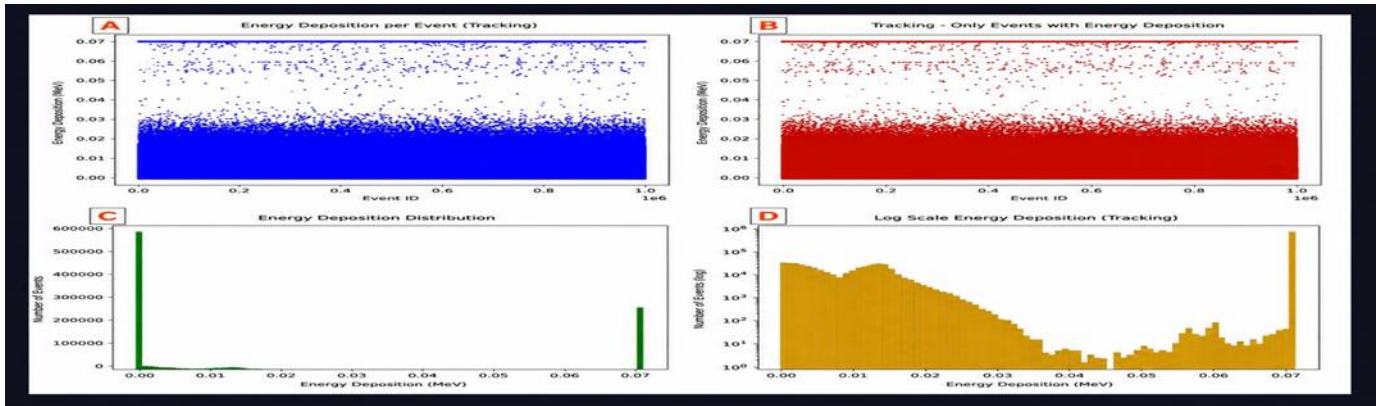


**Fig3.5:** diagrammes de 70 keV((Distribution de l'énergie déposée dans le matériau simulé par Geant4 : (A) énergie déposée par événement, (B) événements avec dépôt d'énergie uniquement, (C) distribution de l'énergie déposée, (D) distribution logarithmique de l'énergie déposée)

|                             |                |
|-----------------------------|----------------|
| =====                       |                |
| TRACKING ANALYSIS           |                |
| =====                       |                |
| Total Events                | : 1000000      |
| Events with Energy Deposit  | : 415180       |
| Interaction Rate            | : 41.518%      |
| Mean Energy per Interaction | : 0.042431 MeV |
| Maximum Single Deposit      | : 0.070000 MeV |
| =====                       |                |

## Résultats :

Les résultats de la simulation à une énergie de 30 keV ont montré que le taux d'interaction atteignait 94,30 %, soit la valeur la plus élevée parmi toutes les énergies étudiées. L'énergie moyenne déposée a été de 0,02939 MeV, ce qui correspond à environ 98 % de l'énergie initiale du photon. La distribution de l'énergie déposée a présenté un pic marqué à 0,03 MeV, indiquant que la majorité des photons ont subi une absorption complète à l'intérieur du matériau. Ces résultats mettent en évidence la prédominance de l'effet photoélectrique à cette énergie, ce qui entraîne une faible capacité de pénétration et une efficacité élevée du blindage radiologique. En comparaison avec les énergies de 50 et 70 keV, il apparaît que l'efficacité du matériau de protection augmente de manière significative aux faibles énergies, où sont obtenus le taux d'interaction le plus élevé ainsi que la plus grande proportion d'énergie absorbée. L'ensemble de ces résultats (30, 50 et 70 keV) met en évidence un comportement physique tout à fait

attendu : à mesure que l'énergie des rayons X augmente, l'efficacité du blindage diminue et la capacité des photons à traverser les vêtements de protection augmente .

### **Conclusion :**

D'après les résultats de simulation ci-dessus, nous concluons que l'absorption optimale des rayons X pour la conception de la combinaison de protection est de 30 kEv. Ceci s'explique par son taux d'absorption élevé, supérieur aux autres taux, représentant ainsi l'état optimal pour le composé.

### **Conclusion générale :**

Au terme de ce travail, une étude complète consacrée à la conception d'une veste innovante de protection contre les rayonnements X a été réalisée. L'analyse des principes physiques des rayons X, des mécanismes d'interaction photon-matière ainsi que des effets biologiques des rayonnements ionisants a permis de mettre en évidence l'importance de la radioprotection dans les environnements médicaux. L'étude bibliographique a montré que le plomb demeure un excellent matériau de blindage grâce à son fort pouvoir d'atténuation. Néanmoins, son poids important, sa toxicité et les contraintes ergonomiques qu'il engendre justifient la recherche de solutions alternatives plus adaptées aux exigences actuelles du personnel médical. Les travaux de modélisation et de simulation numérique réalisés à l'aide de Geant4 ont permis d'évaluer les performances d'un composite innovant à base de tungstène et de bismuth. Les résultats obtenus ont confirmé la capacité de ce matériau à assurer une atténuation efficace des rayons X dans la gamme énergétique utilisée en radiologie diagnostique, tout en offrant une réduction significative du poids et une amélioration du confort d'utilisation. Sur la base de ces résultats, une veste de radioprotection innovante, dénommée X-Light Protect Vest, a été proposée. Son architecture modulaire vise à améliorer simultanément la protection radiologique, l'ergonomie et la liberté de mouvement des utilisateurs, répondant ainsi aux besoins des professionnels exposés quotidiennement aux rayonnements diffusés. Les perspectives de ce travail concernent la fabrication d'un prototype réel, la validation expérimentale des résultats de simulation conformément aux normes internationales IEC 61331, ainsi que l'optimisation de la composition du composite afin d'obtenir le meilleur compromis entre efficacité de blindage, légèreté, flexibilité et durabilité. Ainsi, cette étude démontre que les composites tungstène-bismuth représentent une alternative crédible et prometteuse aux protections plombées conventionnelles et constituent une voie de développement pertinente pour les futurs équipements de radioprotection médicale.

# Bibliography :

- [1] W. C. Röntgen, "Über eine neue Art von Strahlen (Vorläufige Mittheilung)," Sitzungsberichte der Würzburger Physikalisch-Medicinischen Gesellschaft, pp. 132-141, 1895.
- [2] D. J. Brenner and E. J. Hall, "Computed tomography — An increasing source of radiation exposure," *New England Journal of Medicine*, vol. 357, no. 22, pp. 2277-2284, Nov. 2007, doi: 10.1056/NEJMra072149.
- [3] E. J. Hall and A. J. Giaccia, *Radiobiology for the Radiologist*, 8th ed. Philadelphia, PA, USA: Wolters Kluwer / Lippincott Williams & Wilkins, 2019.
- [4] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams & Wilkins / Wolters Kluwer, 2012.
- [5] E. B. Podgorsak, *Radiation Physics for Medical Physicists*, 3rd ed. (Graduate Texts in Physics). Cham, Switzerland: Springer International Publishing, 2016, doi: 10.1007/978-3-319-25382-4.
- [6] National Council on Radiation Protection and Measurements, *Radiation Dose Management for Fluoroscopically Guided Interventional Medical Procedures*, NCRP Report No. 168. Bethesda, MD, USA: NCRP, 2010.
- [7] L. K. Wagner, D. G. Eifel, and R. A. Geise, "Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures," *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, vol. 5, no. 1, pp. 71-84, Jan. 1994, doi: 10.1016/S1051-0443(94)71456-1.
- [8] M. J. Berger, J. H. Hubbell, S. M. Seltzer, J. Chang, J. S. Coursey, R. Sukumar, D. S. Zucker, and K. Olsen, "XCOM: Photon Cross Sections Database," NIST Standard Reference Database 8 (XGAM), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, USA, 2010. [Online]. Available: <https://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>
- [9] National Council on Radiation Protection and Measurements, *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*, NCRP Report No. 147. Bethesda, MD, USA: NCRP, 2004.
- [10] J. P. McCaffrey, H. Shen, B. Downton, and E. Mainegra-Hing, "Radiation attenuation by lead and nonlead materials used in radiation shielding garments," *Medical Physics*, vol. 34, no. 2, pp. 530-537, Feb. 2007, doi: 10.1118/1.2426404.
- [11] International Commission on Radiological Protection, "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," ICRP Publication 103, *Annals of the ICRP*, vol. 37, no. 2-4, 2007.
- [12] UNSCEAR, *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation: UNSCEAR 2012 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes*. New York, NY, USA: United Nations, 2015.
- [13] ICRP, "ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs — Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context," ICRP Publication 118, *Annals of the ICRP*, vol. 41, no. 1-2, 2012.

- [14] UNSCEAR, Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation: UNSCEAR 2008 Report, Annex B: Exposures of the Public and Workers from Various Sources of Radiation. New York, NY, USA: United Nations, 2010.
- [15] International Commission on Radiation Units and Measurements, "Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised)," ICRU Report 85, Journal of the ICRU, vol. 11, no. 1, 2011.
- [16] International Atomic Energy Agency, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3. Vienna, Austria: IAEA, 2014.
- [17] S. Balter, J. W. Hopewell, D. L. Miller, L. K. Wagner, and M. J. Zelefsky, "Fluoroscopically guided interventional procedures: A review of radiation effects on patients' skin and hair," Radiology, vol. 254, no. 2, pp. 326-341, Feb. 2010, doi: 10.1148/radiol.2542082312.
- [18] République Algérienne Démocratique et Populaire, "Loi n°19-05 du 13 Dhou El Hidja 1440 correspondant au 14 juillet 2019 relative aux activités nucléaires," Journal Officiel de la République Algérienne, n°44, 15 juillet 2019.
- [19] Autorité Nationale de Sûreté Nucléaire et de Radioprotection (ANRSN), "Missions et organisation," Alger, Algérie, 2020. [En ligne]. Disponible: <https://www.anrsn.dz>
- [20] International Electrotechnical Commission, Protective Devices Against Diagnostic Medical X-Radiation — Part 1: Determination of Attenuation Properties of Materials, IEC 61331-1:2014, 2nd ed. Geneva, Switzerland: IEC, 2014.