

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT PHYSIQUE
N° :PH/MED/09/2024

DOMAINE : Sciences de la matière
FILIERE : Physique
OPTION : Physique Médicale

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnel

Par: Mokrane Souhila

Soutenu le 11 / 06 /2024 devant le jury composé de:

Dr. Nehaoua Samra	Université de M'SILA	Rapporteur
Pr. MezragFadila	Université de M'SILA	Président
Dr. Bouchelaghem Fouzia	Université de M'SILA	Examineur

Année universitaire : 2024/2023

Dédicace

À ceux qui ont éclairé mon chemin et m'ont soutenu dans mon voyage :

Je conclus en remerciant ma famille leur soutien continu et leur amour sincère, qui ont eu un grand impact sur mon parcours éducatif et mon succès.

*À ma mère, **Halima**, source de tendresse et d'amour infini :*

Merci pour ta patience et tes sacrifices énormes. Tu as été ma lumière qui a éclairé mon chemin dans les moments les plus sombres. Je te dédie mon travail en signe de gratitude et d'appréciation pour tout ce que tu as fait pour moi.

*À mon père, **Mbarek**, symbole de générosité et de courage :*

Merci d'être toujours avec moi, de me pousser constamment et de croire fermement en mes capacités. Tu as été le meilleur soutien dans mon voyage et aux défis et difficultés rencontrés.

*À ma grand-mère bien-aimée, **Fatima**:*

Toi qui as semé les graines de la connaissance dans mon cœur et les as arrosées avec l'eau de l'amour et de la tendresse,

Toi qui as cru en moi et en mes capacités, et m'as encouragée à poursuivre mes rêves,

Tu as été ma lumière dans l'obscurité et ma boussole guidant vers le succès.

*À mon professeur **Nehaoua Samra** :*

Merci pour ta patience et tes conseils avisés. Tu m'as beaucoup appris et m'as aidé à devenir une étudiante exceptionnelle. Je te dédie ce mot en signe d'appréciation pour tout ce que tu as fait pour moi.

*À mes chères sœurs : **Faiza, Nawel, Hayet, Yasmin, Aya**, et à mes chers frères : **Hicham, Oussama**, merci pour votre soutien et votre amour infini. Vous avez été mon soutien dans mon parcours scolaire.*

*À toutes mes précieuses amies, en particulier **Amani, Khouloud, Wiam, Nahid**:*

Merci d'être toujours présentes à mes côtés. Vous avez été des amies et des sœurs soutenant à chaque étape de mon parcours.

À tous ceux qui m'ont soutenu dans mon parcours éducatif:

Merci à vous tous pour votre soutien et vos encouragements. Vous m'avez aidé à surmonter les obstacles et à atteindre mes objectifs.

Cette note est le fruit de mes efforts et de mes sacrifices, mais elle n'aurait pas été complète sans votre soutien et votre amour pour moi. Je vous la dédie avec fierté et reconnaissance, merci du fond du cœur.

SOUHILA MOKRANE

Remerciement

Je remercie Allah Tout-Puissant de m'avoir permis de terminer ce mémoire et de m'avoir donné la capacité de poursuivre mes études avec succès. Je prie pour que tous ceux qui ont contribué à mon parcours éducatif soient en bonne santé, heureux et prospères.

Je souhaite exprimer ma plus sincère gratitude à mon enseignante bien-aimée, **Dr. Nehaoua Samra**, mon conseiller pédagogique, pour sa patience inlassable et son soutien continu tout au long de mes années d'études. Elle a été un enseignant exemplaire et un modèle d'engagement et de dévouement à sa profession.

Je remercie **Pr. Mezrag Fadila**, président de jury, d'avoir accepté de juger ce travail. Je tiens aussi à remercier **Dr. Fouzia Boucheleguem** d'avoir accepté de juger ce travail.

Je suis reconnaissant envers mon université, l'Université Mohammed Boudiaf de M'sila, pour son excellent enseignement et les précieuses opportunités qu'elle m'a offertes.

Je remercie également le doyen de la faculté et les membres du corps professoral pour leur soutien et leurs précieux conseils qui ont enrichi nos connaissances et développé nos compétences scientifiques.

Je tiens également à remercier le département de science des matériaux pour leur soutien et leurs conseils tout au long de mon parcours d'études.

Et au chef du département de physique, **Pr. Mohammed Salmi**, pour sa gestion efficace et la création d'un excellent environnement d'apprentissage.

Je ne peux pas oublier l'aide précieuse du **Dr Bounab Sabrina**, chef de l'option : physique médicale, pour son soutien continu et son encouragement constant. Elle a été d'une grande aide dans mon parcours éducatif.

Je remercie également l'Institut Pasteur de M'sila en particulier le directeur **Dr. BenAzzi Nabil** pour nous avoir fourni un environnement d'apprentissage, de recherche et de créativité, ainsi pour son orientation et son soutien illimités. Je me considère chanceux d'avoir acquis beaucoup de connaissances et d'expérience pendant mon séjour là-bas.

Un grand merci à toute l'équipe de la clinique en particulier **Dr. Chaker Belkacem**, qui m'a ouvert grand les portes de leur clinique avec générosité et m'a offert un environnement idéal pour ma formation pratique et l'acquisition d'expériences professionnelles. Je tiens à les remercier pour leur patience, leur coopération et pour nous avoir fourni tout ce dont j'avais besoin pour accomplir ma mission de formation avec succès.

Je n'oublie pas tous les enseignants respectés qui m'ont enseigné depuis ma première année universitaire jusqu'à ma dernière année. Ils ont contribué pour ma formation académique.

Je remercie également tout le personnel du Centre Anti-Cancer à Sétif, en particulier **Dr. Khoudri Saad** et le physicien médical **Mr. Benkahila Karim**, pour m'avoir donné l'opportunité de faire un stage à l'hôpital et d'acquérir des compétences pratiques précieuses.

J'ai beaucoup appris d'eux, ce qui m'a aidé à développer mes compétences et à améliorer mes capacités.

Sommaire

Introduction général	12
 Chapitre I : Simulation et modélisation en physique médical	
I.1. Simulation.....	15
I.1.1. Historique	15
I.1.2. Types de modèle de simulation	16
I.2. La modélisation.....	16
I.3. Méthode de Monte Carlo	17
I.3.1. Définition de méthode de Monte Carlo.....	17
I.3.2. Historique de la méthode Monte Carlo	18
I.4. Technique de physique médicale	19
I.4.1. L'imagerie médicale.....	19
1) L'histoire de l'imagerie médicale.....	19
2) Techniques d'imagerie médicale	20
2.1. Radiologie.....	21
2.2. La tomодensitométrie CT.....	21
2.3. L'échographie	22
2.4. L'imagerie par résonance magnétique	22
2.5. La scintigraphie	23
2.6. Médecine nucléaire.....	23
I.4.2. La radiothérapie	23
1) Historique de la radiothérapie	23
2) Principe de la radiothérapie.....	24
3) Types de la radiothérapie	25
3.1. La radiothérapie externe	25
3.2. La curiethérapie	25

3.3. La radiothérapie métabolique.....	26
---	-----------

Chapitre II : Code de simulation Monte Carlo GEANT 4 et la plateforme GATE

II.1.Interaction des rayonnements avec la matière	28
II.1.1.Interaction des particules chargée légère avec la matière	28
1) Interaction des électrons avec la matière.....	28
2) Interaction des positrons avec la matière	30
3) Interaction des rayonnements électromagnétiques (X, γ) avec la matière	31
3.1.Effet photoélectrique.....	31
3.2.Effet Compton	32
3.3. Effet de production de paires	32
4) Interaction des particules chargées lourds avec la matière	33
5) Interaction des particules non chargées avec la matière (neutrons)	33
II.2. Codes de simulation en physique médicale.....	34
II.3. Geant4	36
II.3.1. Utilisation de GEANT4.....	36
II.3.2.Architecture globale du code Geant4	38
II.3.3.Fonctionnement générale du code Geant4.....	41
II.3.4.Processus physiques et applications dans GEANT4	41
II.3.5.Description de la géométrie	43
II.4.La plateforme GATE	45
II.4.1. Architecture de GATE.....	45
II.4.2.La gestion du temps et du mouvement.....	46
II.4.3. Installation GATE.....	47
II.4.4.Validation de l'installation	49
II.4.5.Construction d'une simulation dans GATE	49
1) Définition de la géométrie dans GATE	49
2).Définition de la source	50
3).Processus de physique électromagnétique et suivi des particules	50
4) Sources de géométrie et de voxélisation GEANT4.....	51
5) Stockage des données de simulation.....	51

Chapitre III : Simulation d'une imagerie médicale SPECT, PET et CT et de la radiothérapie externe	
III.1.La tomographie d'émission monophotonique SPECT.....	53
III.1.1. Le dispositif de détection.....	54
III.2 .Tomographie par émission de positons(PET)	55
III.3. La tomodensitométrie CT	57
III.4.Simulation Imagerie par SPECT	58
III.5.Simulation de l'imagerie médicale PET	60
III.6.Simulation de l'imagerie médicale CT.....	61
III.7.Simulation de la radiothérapie externe avec un accélérateur des électrons	61
Chapitre IV : Résultats et discussion	
IV.1.Resultat de simulation SPECT	63
IV.2.Resultat de simulation PET	65
IV.3.Resultat de simulation CT.....	65
IV.4.Resultat de simulation d'une radiothérapie externe	66
Conclusion générale	70
Bibliographie.....	72

Listes des figures

Figure I.1: ENIAC.....	15
Figure I.2 : Modèles de Bohr.....	17
Figure I.3 : les différentes coupes de l'image médicale.....	20
Figure I.4 : Métastase osseuse	21
Figure I.5 : IRM abdominale	22
Figure I.6 : Accélérateur linéaire pour centre anti cancer (CAC) de Sétif.....	25
Figure II.1 : Phénomène d'ionisation	29
Figure II.2 : Phénomène d'excitation.....	29
Figure II.3: Phénomène de freinage	30
Figure II.4: phénomène de matérialisation.....	30
Figure II.5 : Effet photoélectrique	31
Figure II.6: Effet Compton.....	32
Figure II.7: Création de paires.....	33
Figure II.8 : Exemple d'une géométrie modélisée avec le code GEANT4 : projet ESA de navette spatiale LISA	37
Figure II.9 : Structure globale du code Geant4 : catégories de classes C++ de Geant4 et leurs relations (Collaboration GEANT4 2012b).....	40
Figure II.10: les processus physiques de la classe de base G4VProcess	42
Figure II.11 : Quelques exemples de solides dans Geant4.....	44
Figure III.1 : imagerie par SPECT	53
Figure III.2: Schéma de principe d'un gamma caméra	54
Figure III. 3: Caméras multi-têtes	55
Figure III.4: Principe du PET	56

Figure III.5: Technique du TEP	56
Figure III.6: Principe du CT Scan.....	58
Figure III.7 :Cylindre remplie d'eau qui contient une source radioactive	58
Figure III.8 : exemple d'un fichier macro.....	59
Figure III.9: Fichier macro pour l'imagerie SPECT	60
Figure III.10 : L'accélérateur émis des électrons d'énergie 12 MeV	61
Figure IV.1: Configuration des têtes de SPECT et du fantôme avec la source intégré	63
Figure IV.2: Configuration du Gamma camera dans SPECT.....	64
Figure IV.3 : Spectre d'e la source 131I obtenue par un gamma camera avec GATE.	64
Figure IV.4 : configuration de la source émettrice de positron à l'intérieur du fantôme cylindrique dans un PET	65
Figure IV.5 : configuration du scanner CT	66
Figure IV.6 ; La simulation du rayonnement produit par l'accélérateur des électrons	67
Figure IV.7 : La simulation avec Gate nous permet de déterminer la distribution de la dose absorbe par le fantôme	68
Figure IV.8 : Simulation de l'accélérateur et le fantôme de l'eau et le faisceau des électrons.....	69
Figure IV.9 : Simulation da la distribution de la dose au sein du fantôme	69

Liste des tableaux

Tableau II.2 : les formes modélisées en Geant4.....	37
Tableau II.3 : catégories de classes du code Geant4	39
Tableau III.1 : Les données de l'accélérateur	61

Abréviations

SONAR : Sound Navigation Ranging

IRM : imagerie par résonance magnétique

HDD : haut débit de dose

BDD: bas débit de dose

EGS:Electron Gamma Shower

SLAC: Stanford Linear Accelerator Center

MCNP: Monte Carlo N Particles

PENELOPE:PENetration and EnergyLOSS of Positrons and
Electrons

EGSPP:Electron Gamma Shower System for Personal Protection

EGSNRC: Electron Gamma Shower System, National Research Council

Geant4:GEometry And Tracking

CSG:Constructed Solid Geometry

BREPS: Boundary Represented Solids

GATE: Geant4 Application for Tomographic Emission

R.D.M:Radioactive Decay Module

PET: Positrons Emission Tomography

ASCII: American Standard Code for Information Interchange

SPECT: SinglePhotonEmissionComputedTomography

CT : Computed Tomography

Introduction générale

L'imagerie médicale et la radiothérapie sont parmi les outils les plus importants de la médecine moderne, contribuant grandement au diagnostic et au traitement des maladies, ainsi qu'à l'amélioration de la santé publique. L'imagerie médicale est utilisée pour créer des images précises des organes et des tissus internes du corps, ce qui aide les médecins à diagnostiquer facilement les maladies et les conditions internes. Quant à la radiothérapie, c'est une technique efficace pour traiter le cancer, en utilisant les radiations pour détruire les cellules cancéreuses sans endommager les tissus sains. Les techniques d'imagerie médicale comprennent les rayons X, les ultrasons, la tomographie par ordinateur, l'imagerie par résonance magnétique et la médecine nucléaire. La radiothérapie est utilisée dans ses différentes formes, telles que la radiothérapie externe, interne et systémique. Ces technologies sont révolutionnaires dans le domaine médical, contribuant grandement à sauver des vies et à améliorer la qualité de vie des patients.

La simulation de Monte Carlo est une technique utilisée dans divers domaines, de la physique nucléaire et l'énergie à la médecine nucléaire, en passant par l'astronomie, la paléontologie et la prévision météorologique. On l'utilise pour résoudre des problèmes complexes impliquant des éléments collisionnels multiples ou des réactions non linéaires. En médecine nucléaire, la simulation de Monte Carlo est utilisée pour améliorer le diagnostic et le traitement des maladies en analysant l'interaction des particules radioactives avec les tissus humains. **Géant** est un outil de simulation puissant des interactions des particules traversant un environnement mort ou vivant, ce code se caractérise par sa capacité à analyser avec précision les effets multiples des particules en traversant la matière. **Géant4** est utilisé dans de nombreuses applications telles que la conception des réacteurs nucléaires, la radioprotection, l'évaluation de l'impact des radiations sur l'environnement et la santé publique, ainsi que l'étude des réactions nucléaires au laboratoire. La plateforme **Gate** est un environnement de simulation numérique de réactions nucléaires et de particules en utilisant des modèles physiques, il analyse leurs effets sur les systèmes vivants et les dispositifs médicaux. **Gate** est utilisée dans la recherche médicale pour développer des techniques de traitement par radiation ionisante, comprendre les effets des radiations sur les tissus et les cellules vivantes, et évaluer l'efficacité et la sécurité des nouvelles technologies médicales.

Ce mémoire se compose de quatre chapitres. Dans le premier chapitre, nous avons mis en lumière le concept de simulation et de modélisation, en mentionnant le modèle de Bohr comme exemple de modélisation, et nous avons donné un aperçu de leur historique et de leur

évolution, ainsi qu'une analyse des avantages et des inconvénients qui y sont associés, ensuite on présente les diverses techniques d'imagerie médicales et de radiothérapie. Au deuxième chapitre, nous présentons les interactions des particules lourdes et légères, chargées et neutres et des photons avec la matière. Ensuite on décrit les codes de Monte Carlo les plus utilisés en physique médicale, en mettant l'accent sur le code **Géant4**, son architecture, ses codes constituants, ainsi que la plateforme **GATE**, qui fournit une large gamme d'outils et de fonctionnalités facilitant la recherche et le développement dans le domaine médical.

Dans le troisième chapitre on présente 4 exemples pour explorer les différentes capacités de la plateforme GATE de décrire les techniques d'imagerie médicale SPECT, PET et CT et de radiothérapie. Au quatrième chapitre on présente les résultats de simulation obtenus par la plateforme GATE concernant les quatre exemples choisis au troisième chapitre. On termine ce travail par une conclusion en déterminant les capacités de la plateforme **GATE** à simuler et de reproduire les techniques médicales (imagerie médicale ou radiothérapie) sur micro et en mode dynamique contrôlable.

Chapitre I :

Simulation et modélisation en physique médicale

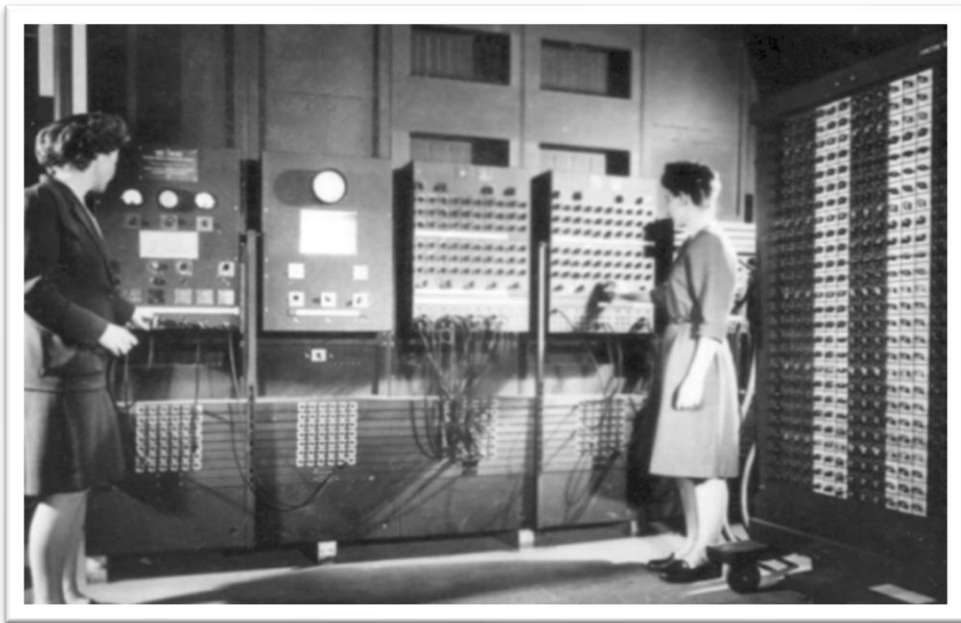
I.1. Simulation

La simulation est une méthode numérique permettant de réaliser des expériences sur un ordinateur. Elle peut incorporer des aspects aléatoires à l'échelle microscopique ou macroscopique et requiert l'utilisation de modèles mathématiques décrivant le fonctionnement d'un système ou d'un phénomène physique sur de longues périodes de temps réel [1].

On simule lorsque les mathématiques ne sont pas applicables en raison des échelles temporelles et spatiales ou de la complexité de la situation et lorsqu'elles fournissent un résultat statique alors qu'il devrait être dynamique. Le problème est avec clarté et précision quant ses facteurs et ses limites temporelles et spatiales sont bien définies.

I.1.1. Historique

L'histoire de la simulation en physique et en physique médicale est un voyage qui a commencé dans les années 1940 avec John von Neumann et Stanislaw Ulam. Von Neumann et Ulam ont utilisé des ordinateurs pour étudier le comportement des réacteurs nucléaires (**figure I.1**), ils ont utilisé l'ENIAC qui est un appareil pour résoudre une large gamme de problèmes en physiques complexes. De plus, Ulam a développé plusieurs algorithmes fondamentaux utilisés dans la simulation physique, tels que l'algorithme de Monte Carlo. Les décennies suivantes ont vu d'énormes progrès dans les modèles de simulation grâce aux avancées technologiques des ordinateurs. Cela a élargi ses domaines d'application pour inclure d'autres domaines tels que l'ingénierie, l'économie et les sciences sociales.



La figure I.1 : ENIAC

I.1.2. Types de modèle de simulation

1) Temps

Il existe deux principaux types de modèles : **continu** (changement d'état continu avec des stimuli continus) ou **discret** (la succession d'états change brusquement d'un instant à l'autre). Les modèles discrets peuvent être **discrets dans le temps** où le temps est divisé en intervalles de longueur constante, et les calculs sont effectués pour chaque intervalle. Ou **discrets dans les événements** où le temps est divisé entre deux événements connus. Ce type de modélisation permet de gagner du temps de calcul, il est conseillé pour les changements dans l'état de la circulation sont minimales ou lorsque la taille du système étudié reste relativement petite.

2) Espace

Les modèles peuvent également être classés en fonction du niveau de détail qu'ils offrent. Ainsi, on trouve :

a. Modèles microscopiques (MI) : Ils décrivent en détail élevé les objets du système et leurs interactions.

b. Modèles mésoscopiques (ME) : Ils représentent la plupart des objets à un niveau de détail élevé mais leurs interactions à un niveau de détail relativement moindre.

C. Modèles macroscopiques (MA) : Ils représentent les objets et leurs interactions à un niveau de détail faible.

3) Détermination:

Une autre classification permet de distinguer les modèles de simulation selon le type des variables utilisées :

a. Modèles déterministes : Ils ne contiennent aucune variable aléatoire ; les relations sont de type mathématique, statistique ou logique.

b. Modèles stochastiques : Ils incluent des fonctions de probabilités ; les relations peuvent être basées sur des probabilités [1].

I.2. Modélisation

La modélisation est le processus mathématique de représentation d'un système, qu'il soit mécanique, électronique ou autre, afin de résoudre un problème spécifique en utilisant des techniques mathématiques et informatiques appropriées.

Les modèles peuvent être utilisés dans divers domaines, tels que la science, l'ingénierie, l'économie, la médecine et bien d'autres, pour explorer des situations complexes, prendre des décisions informées ou tester des hypothèses. Les modèles peuvent varier en complexité, depuis des représentations simples jusqu'à des simulations informatiques sophistiquées, et ils peuvent être basés sur des principes physiques, statistiques, mathématiques ou conceptuels.

L'histoire de la modélisation remonte à des milliers d'années, mais ses débuts peuvent être retracés jusqu'aux civilisations antiques. Les civilisations anciennes telles que les Babyloniens, les Égyptiens et les Grecs utilisaient des modèles pour comprendre et simplifier les phénomènes naturels. À l'époque moderne, avec l'avènement de la technologie, la modélisation est devenue plus complexe et précise, utilisée dans une gamme étendue de domaines tels que la physique, l'ingénierie, la médecine et les sciences biologiques. Un exemple de modèles physiques est le modèle de Bohr, il est proposé en 1913 par le scientifique Niels Bohr (**figure I.2**).

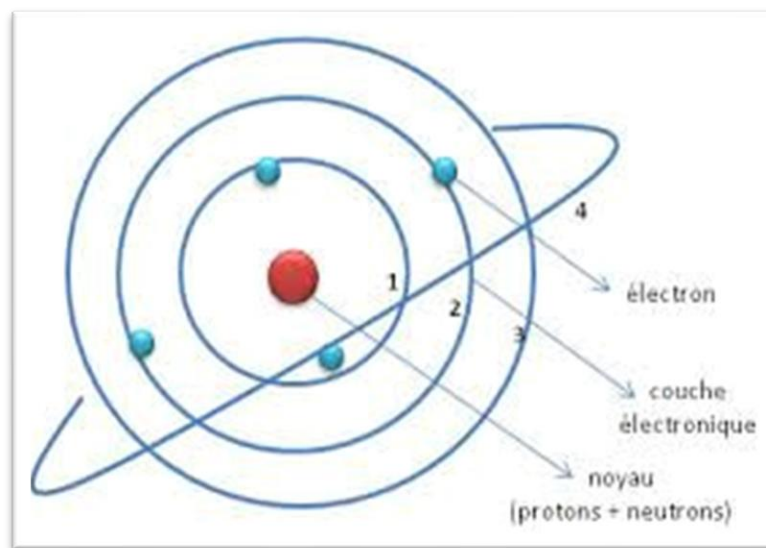


Figure I.2 : modèle de Bohr

I.3. Méthode de Monte Carlo

I.3.1. Définition de méthode de Monte Carlo

La méthode informatique la plus avancée pour reproduire une distribution de dose dans un corps humain est la simulation Monte Carlo. Cette approche nécessite une modélisation réaliste des interactions entre les radiations, les matériaux et les tissus, en utilisant les principes de la physique des rayonnements. De plus, elle permet d'analyser minutieusement les effets spécifiques des radiations au niveau des particules individuelles, ce qui favorise une compréhension approfondie des impacts des radiations sur les tissus et les organes.

I.3.2. Historique de la méthode Monte Carlo

La première utilisation connue d'une méthode basée sur l'échantillonnage aléatoire remonte au 18ème siècle. L'émergence de la méthode Monte Carlo est attribuée à STANISLAW ULAM, un mathématicien d'origine polonaise qui a travaillé avec John Von Neumann sur le projet Manhattan, concernant la fabrication de la bombe atomique nucléaire pendant la Deuxième Guerre mondiale [2]. Les travaux de ce projet consistaient à modéliser les trajectoires des neutrons et des rayons gamma dus à une explosion nucléaire. En 1946 ULAM a proposé la méthode Monte Carlo, il a développé des algorithmes de Monte Carlo incroyablement complexes, dont l'exécution rend le problème non aléatoire sous une forme stochastique pouvant être facilement traitée par un échantillonnage statique. METROPOLIS a donné le nom de Monte Carlo à ces méthodes par analogie avec le caractère aléatoire de la roulette du Casino de Monte-Carlo. En 1976, RAESIDE introduisit la méthode de Monte Carlo en physique médicale, en décomposant l'approche en trois éléments essentiels : les méthodes d'échantillonnage pour garantir l'égalité des fonctions de dispersion, la génération de nombres aléatoires pour échantillonner les fonctions de probabilité, et enfin la réduction de la variance pour optimiser les calculs.

Les premières applications de cette méthode en physique médicale ont concerné l'évaluation des performances des capteurs gamma et le calcul de la distribution des doses pour les patients subissant des examens en médecine nucléaire. Par la suite, ANDERO a élargi les études de RESIDE en intégrant l'approche Monte Carlo dans les secteurs de la radioprotection, de la radiothérapie et de la dosimétrie des électrons [3-6].

De nos jours, le terme Monte-Carlo est utilisé pour décrire toute méthode mathématique impliquant l'observation de nombres aléatoires sélectionnés afin de simuler un problème aléatoire et d'obtenir la solution recherchée en analysant ces nombres. Les versions récentes des logiciels de simulation du transport des particules tels que EGS4, ETRAN, MCNP PENELOPE, EGSNRC ,et GEANT d'autres, sont capables d'atteindre les niveaux de précision requis en radiothérapie[7].

La méthode Monte Carlo est reconnue pour sa capacité à résoudre efficacement les problèmes de propagation en géométrie tridimensionnelle (3D) et à fournir une description aussi précise que possible de l'interaction rayonnement-matière, généralement l'interaction particule-matière. C'est une méthode de référence pour comparer les méthodes déterministes et pour valider leurs hypothèses, approximations et modèles. Son principal avantage réside dans sa

capacité à modéliser fidèlement la réalité du transport des particules et de la répartition d'énergie dans le milieu traversé [8].

I.4. Technique de physique médicale

I.4.1. L'imagerie médicale

L'imagerie médicale regroupe un ensemble de techniques employées par la médecine pour le dépistage et le traitement d'un vaste éventail de maladies. Elle a révolutionné le domaine médical en offrant un accès immédiat et précis à des informations en diagnostic clinique, telles que les structures anatomiques et même certains aspects du métabolisme (imagerie fonctionnelle) des organes [9]. L'image médicale est une représentation des variations spatiales et temporelles des propriétés physiques d'un individu sous investigation, pouvant être soit statique soit dynamique. Les images sont soit des projections planaires du sujet soit des coupes tomographiques à travers lui.

1) L'histoire de l'imagerie médicale

L'imagerie médicale remonte à la fin du XIXe siècle avec les travaux de Wilhelm Conrad Röntgen, qui a découvert la technique des rayons X après avoir observé les os de sa main dans son laboratoire. Cette découverte a conduit au développement de la radiographie, qui permet de visualiser l'intérieur du corps humain sans chirurgie. Plus tard, en 1972, les radiologues britanniques Allan Mc CORNACK et GODFREY N. Hounsfield ont introduit une avancée majeure dans le domaine en inventant le scanner, une innovation qui leur a valu le prix Nobel en 1979. D'autres principes physiques ont été découverts tout au long du XXe siècle, Par exemple, la propagation des ultrasons était utilisée par les SONAR (SOUND NAVIGATION RANGING) dès 1915 (pour détecter les icebergs après le naufrage du Titanic) ; c'est un demi-siècle plus tard, en 1955, qu'Inge EDLER, un cardiologue suédois, a eu l'idée de développer l'échographie pour diagnostiquer les sténoses mitrales. La résonance des noyaux des atomes (résonance nucléaire) soumis à un champ magnétique a été découverte en 1945 par les physiciens américains Edward Purcell et FELIX Bloch ; en 1973, le chimiste américain Paul C. LAUTERBUR a obtenu, chez un animal, la première image par résonance magnétique. De cette découverte de la résonance des noyaux des atomes a également découlé la spectroscopie par résonance magnétique, disponible depuis les années 1980. Enfin, la découverte de la radioactivité naturelle par Henri Becquerel, Pierre et Marie Curie en 1898, puis de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie en 1934, ont conduit au développement de la médecine nucléaire, avec la scintigraphie dans les années puis la

tomographie par émission de positons TEP [10]. La coupe peut être transversale, sagittale ou coronale en fonction de son orientation par rapport au sujet, comme illustré dans la **figure (I.3)** [11].

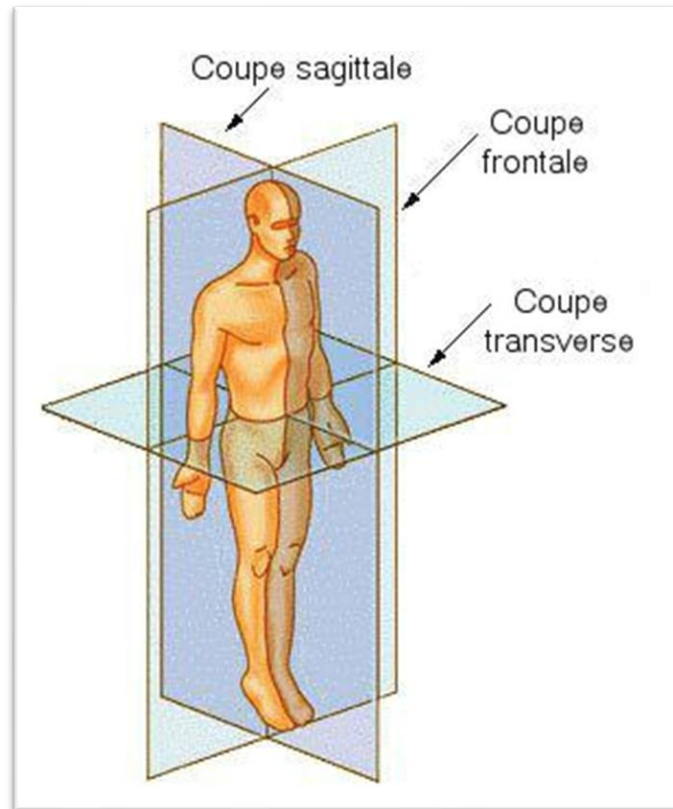


Figure I.3 : les différentes coupes de l'image médicale

2) Techniques d'imagerie médicale

Les examens d'imagerie médicale fournissent des informations sur l'anatomie (taille, volume, localisation) ou le fonctionnement des organes (physiologie, métabolisme). Les méthodes structurales incluent la radiologie (rayons X, CT-scan, angiographie), l'IRM, l'échographie (ultra-sons) et les méthodes optiques (rayons lumineux). Les méthodes d'imagerie fonctionnelle couvrent un large éventail de techniques, notamment la tomographie par émission Mono Photonique (TEMP), la tomographie par émission de positons (TEP) les techniques électro physiologiques pour mesurer les changements électrochimiques tissulaires liés à l'activité nerveuse, les dérivés de l'IRM fonctionnelle, ainsi que la thermographie et la spectroscopie infrarouge [9].

2.1 Radiologie

Dans le domaine de la radiologie, des images diagnostiques sont obtenues à l'aide de rayons X pour fournir des images internes de haute résolution, ainsi que l'utilisation d'ultrasons et de champs magnétiques comme moyens de diagnostic alternatifs permettant de détecter différentes conditions médicales.

2.2. La tomодensitométrie CT

La tomодensitométrie CT est une procédure diagnostique utilisant des rayons X pour créer des images détaillées en coupe des tissus et des organes du corps. L'appareil repose sur la technologie informatique pour analyser les données et produire des images tridimensionnelles. Le médecin peut voir une structure interne spécifique avec une grande précision et explorer les changements et les problèmes de santé avec précision. Cependant, le patient est exposé à une dose de rayonnement relativement élevée par rapport à la radiographie traditionnelle, mais les avantages diagnostiques justifient souvent ces risques. La TDM est plus sensible et plus spécifique. Elle caractérise morphologiquement les lésions, en particulier dans les zones corticales (**figure (I.4)**).



Figure I.4 : Métastase osseuse

2.3. L'échographie

C'est une technique non invasive utilisée en médecine pour diagnostiquer des conditions médicales. Elle repose sur l'émission d'ondes sonores haute fréquence et la réception des vibrations renvoyées par les tissus à l'intérieur du corps. Ces vibrations permettent de créer des images précises des organes et des vaisseaux sanguins sans utiliser de rayonnement. Les appareils à ultrasons sont utilisés pour fournir des images tridimensionnelles des tissus internes et vérifier l'état de santé du fœtus pendant la grossesse.

2.4. L'imagerie par résonance magnétique IRM

L'IRM utilise un champ magnétique et des ondes radio pour créer des images internes du corps sans recourir à des rayonnements ionisants, offrant ainsi une alternative au scanner CT pour certaines indications médicales [12]. L'IRM détecte les lésions ostéolytiques plus précocement que la scintigraphie osseuse. En effet, l'infiltration médullaire des métastases osseuses spongieuses est détectée plus précocement que la réaction ostéoblastique associée à cette métastase [13].

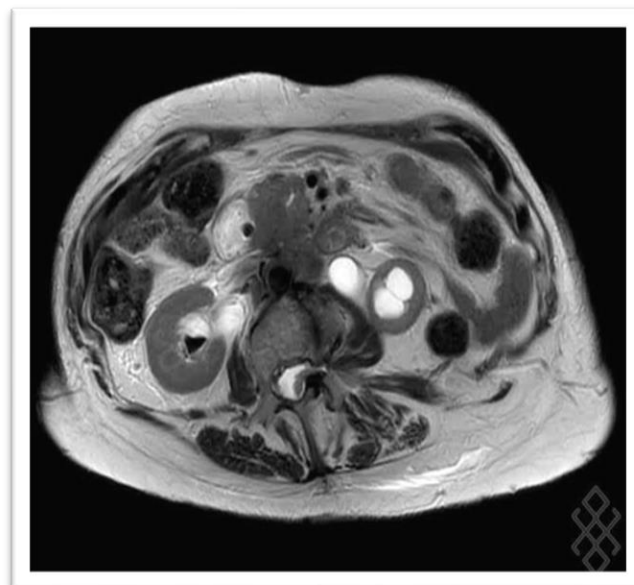


Figure I.5 : IRM abdominale

2.5. La scintigraphie

La scintigraphie utilise une petite quantité de radioactivité pour réaliser des images (d'où le nom de médecine nucléaire). Elle permet de visualiser le fonctionnement d'un organe (cœur, poumons, reins, vessie, organes digestifs) ou de tout un système (système ostéo-articulaire, système endocrinien, système immunitaire...). Elle permet en procédant au « marquage » de certaines molécules de l'organisme, d'en étudier la circulation dans le corps (scintigraphie des globules blancs par exemple). Ces cellules "marquées" peuvent être détectées par la caméra car elles émettent des signaux lumineux.

2.6. Médecine nucléaire

La médecine nucléaire emploie des radio traceurs pour créer des images diagnostiques. Ces traceurs sont administrés au patient et absorbés par une zone spécifique du corps, tel que les os, émettant des radiations. Les émissions de radiation sont ensuite détectées à l'extérieur du corps et transformées en images diagnostiques, comme une scintigraphie osseuse. Le corps élimine rapidement le radio traceur, principalement par l'urine. Durant cet examen, le patient est exposé à une dose de radiation similaire à celle d'une tomographie par ordinateur CT.

I.4.2.La radiothérapie

La radiothérapie est un traitement qui utilise des radiations à haute énergie pour détruire les cellules cancéreuses ou réduire la taille des tumeurs cancéreuses. Les radiations sont dirigées avec précision vers la zone cible du traitement, en essayant de minimiser l'impact sur les tissus sains environnants autant que possible. La radiothérapie peut être utilisée seule ou en combinaison avec d'autres types de traitement tels que la chirurgie ou la chimiothérapie pour améliorer les chances de guérison ou soulager les symptômes. La radiothérapie fait partie intégrante d'un projet thérapeutique. Les protocoles de radiothérapie sont principalement définis en fonction du type de tumeur, de sa localisation, de sa taille, de son extension et de son grade [14].

1) Historique de la radiothérapie

L'histoire de la radiothérapie remonte à la découverte des rayons X par le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen en 1895. Trois ans plus tard, Marie Curie et Pierre Curie ont découvert le radium, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives dans le domaine de la radiothérapie. En 1903, les chercheurs ont commencé à utiliser le radium pour traiter les

tumeurs cancéreuses, marquant ainsi le début de la radiothérapie telle que nous la connaissons aujourd'hui.

Dans les années 1930, de nouvelles techniques ont été développées, telles que le fractionnement des doses pour réduire les effets secondaires et augmenter l'efficacité du traitement. L'utilisation de doses élevées de rayonnement pour détruire les cellules cancéreuses a également augmenté. Dans les années 1950 et 1960 la radiothérapie par rayons X conventionnels et l'utilisation d'accélérateurs linéaires ont commencé à émerger, permettant de diriger le rayonnement avec précision vers la région de la tumeur sans endommager les tissus sains.

2) principe de la radiothérapie

Le principe de fonctionnement de la radiothérapie repose sur la capacité des radiations ionisantes à détruire les cellules cancéreuses en inhibant leur capacité de multiplication. La dose nécessaire de radiation est déterminée en fonction de plusieurs facteurs tels que le type, l'emplacement et la taille de la tumeur, ainsi que l'état de santé et la tolérance du patient au traitement. Les radiations sont dirigées avec précision vers la tumeur à l'aide de techniques telles que la tomographie par ordinateur, garantissant ainsi l'administration sûre et efficace du traitement. Les séances de traitement sont réparties sur une période définie pour permettre aux tissus sains de récupérer et pour réduire les effets secondaires du traitement. De plus, l'efficacité de la radiothérapie peut être améliorée grâce à l'utilisation de techniques modernes telles que la radiothérapie volumétrique modulée qui cible les tumeurs avec une précision accrue et des effets secondaires réduits.

En général, la dose n'est pas administrée en une seule fois mais est divisée en plusieurs sessions (ou fractions) de traitement. Cependant, si les dommages causés par l'irradiation dans les tissus sains ne sont pas réparés ou le sont insuffisamment, des cellules anormales ainsi créées peuvent proliférer et induire ultérieurement un second cancer [15]. Actuellement, les radiations utilisées, principalement des photons de rayons X de haute énergie (plusieurs Méga volts), sont produites par des accélérateurs de particules, qui percutent, après accélération, une cible en tungstène et dégagent de l'énergie sous forme de rayons X. Le faisceau de rayons X est ensuite réduit (à l'aide d'un collimateur constitué de lames juxtaposées et actionnées par des moteurs indépendants : collimateur multi-lames) pour lui donner une forme épousant le volume anatomique de la tumeur irradiée, en tenant compte de ses variations (d'où le terme de radiothérapie de conformation).[16] L'accélérateur peut tourner à 360 degrés autour du patient allongé sur une table de traitement, afin de donner au faisceau de rayons X l'orientation appropriée. La radiothérapie est un traitement très efficace, réalisé soit dans un but curatif

pour guérir, soit dans un but palliatif pour soulager lorsque l'espoir de guérison n'est plus, soit dans un but symptomatique pour supprimer un symptôme.

3) Types de radiothérapie

3.1. La radiothérapie externe

La radiothérapie externe est un traitement visant à détruire les cellules cancéreuses ou à ralentir leur croissance, les rayonnements ionisants utilisés peuvent être:

- 1) **Des photons** : ils sont capables de pénétrer profondément dans le corps tout en épargnant la peau, utilisés pour les tumeurs profondes (cancer du côlon).
- 2) **Des électrons** : qu'il faut administrer en doses élevées jusqu'à quelques centimètres de la surface de la peau et une petite dose au-delà, utilisé pour les traitements superficiels, par exemple les cancers de la peau.
- 3) **Des protons** : l'énergie de dépôt nécessite une extrême précision, ce qui limite donc la dose non désirée. Ils sont utilisés pour les cancers pédiatriques, les cancers du crâne et certaines tumeurs de la colonne vertébrale [17].



Figure I.6 : Accélérateur linéaire pour centre anti cancer (CAC) de Sétif

3.2. La curiethérapie

La curiethérapie est une forme de traitement de radiothérapie local où une source radioactive est placée en contact direct avec la tumeur à l'intérieur du patient. Deux types de traitements sont disponibles : les traitements à haut débit de dose HDD, où la source est en contact restreint et surveillée avec la tumeur, et les traitements à bas débit de dose BDD, où la ou les

sources restent en contact permanent ou semi-permanent avec la tumeur [18]. Les traitements par HDD utilisent principalement des sources d'Iridium 192, émetteur d'électrons et de photons gamma, par exemple dans le traitement du cancer du col de l'utérus, tandis que les traitements à BDD utilisent des sources d'Iode 125, émetteur gamma, comme dans le traitement du cancer de la prostate, ou des sources bêta comme le Ruthénium 106, par exemple dans le traitement du cancer de l'œil.

3.3. La radiothérapie métabolique

La radiothérapie métabolique repose sur l'administration par voie orale ou intraveineuse d'éléments radio-pharmaceutiques qui vont se fixer sur les cellules cancéreuses et les détruire. Elle est utilisée dans le cancer de la thyroïde ou les métastases osseuses [19]. Cette méthode permet de cibler spécifiquement les cellules cancéreuses tout en préservant les tissus sains environnants.

Chapitre II

Code de simulation Monte Carlo GEANT 4 et la plateforme GATE

II.1. Interaction des rayonnements avec la matière

Les interactions des particules avec la matière représentent une relation complexe impliquant des réactions entre les particules subatomiques telles que les électrons, les protons et les neutrons, et la matière avec laquelle elles interagissent. Le type de ces interactions varie de simple diffusion à une réaction nucléaire. Ces interactions entraînent des changements dans les propriétés des particules et de la matière, tels que des changements d'énergie, de quantité de mouvement et de masse. La compréhension de ces interactions est essentielle pour développer la technologie dans divers domaines.

II.1.1. Interaction des particules chargée légère avec la matière

1) Interaction des électrons avec la matière

Les électrons sont des particules légères qui portent une charge basique, Les électrons négatifs sont négatifs et les positrons sont positifs. Les électrons se déplacent dans un milieu matériel perd de l'énergie cinétique lors de l'interaction avec les atomes. L'électron incident peut interagir avec les électrons des atomes qui composent le milieu ou avec leurs noyaux. Nous discuterons des collisions interactions électron-électron. Il en existe deux types :

Ionisation et excitation ; dans le cas d'électrons interagissant avec le noyau, on dirait frein.

1.1. Interactions électron-électron

Deux situations peuvent se produire :

•L'ionisation

L'énergie transférée par l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron atome, ces derniers sont ainsi expulsés de l'atome. Durant le processus d'ionisation, l'énergie libérée. L'électron incident est généralement petit par rapport à son énergie cinétique totale. On en déduit qu'un grand nombre d'interactions sont nécessaires avant que l'électron n'épuise toute son énergie. L'énergie cinétique, et elle reste dans la matière (**figureII.1**). Dans le cas où l'électron incident est un électron négatif, il est impossible de Contrairement aux électrons atomiques éjectés. Par convention, c'est la personne qui possède le plus Considéré comme la grande énergie cinétique de l'électron incident [20].

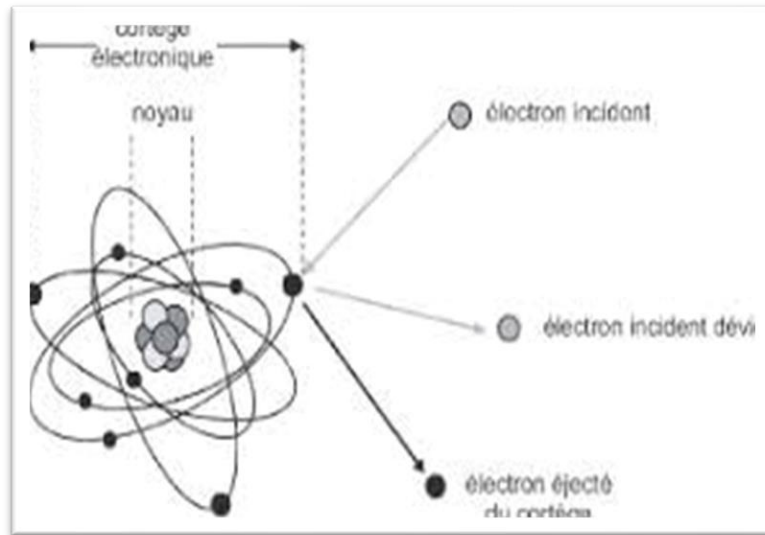


Figure II.1:Phénomène d'ionisation

•Excitation

Dans ce cas, l'énergie transférée est exactement égale à Liaison de deux couches électroniques. Les électrons atomiques sautent sur les orbites correspondantes une couche d'électrons moins liés est dite dans un état excité (**figureII.2**).Cet électron cherche à restaurer son niveau d'énergie d'origine, quand il est retourné au lit Initialement, l'énergie est libérée sous forme de photons, dont la valeur énergétique dépend de la différence entre les deux niveaux d'énergie. Ce phénomène a également été observé dans le cas de l'ionisation entraîne généralement des émissions en cascade de rayonnements électromagnétiques et/ou produits électroniques à faible consommation d'énergie [20].

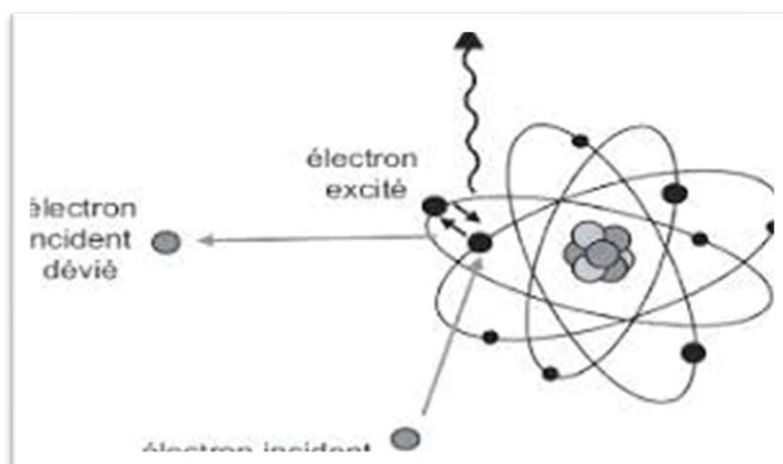


Figure II.2 : Phénomène d'excitation

b. Interaction électron-noyau

Plus rarement encore, l'électron incident peut interagir avec le noyau. Un croisement de matériaux. Ils sont affectés par le champ coulombien du noyau : il dévie et donne une partie de son énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement de l'économie ou freiner. L'énergie perdue est émise sous forme de rayons X appelés rayonnements de freinage. Ce phénomène se produit uniquement lorsque des électrons de haute énergie traversent une substance composée d'atomes lourds (Z élevé) [21].

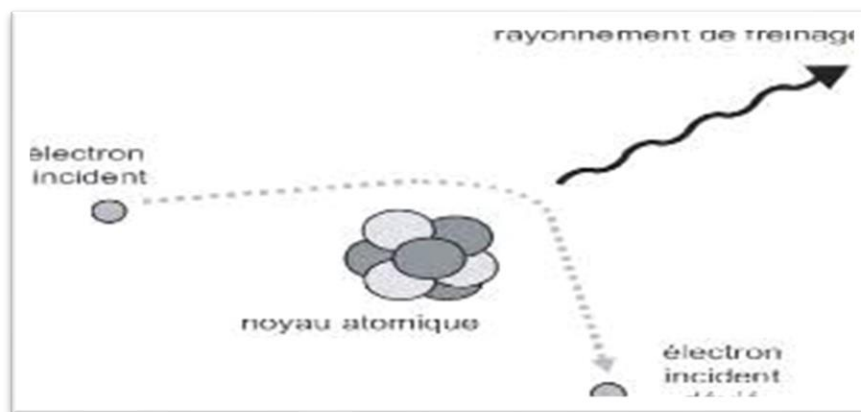


Figure II.3 : Phénomène de freinage

2) Interaction des positrons avec la matière

Les positrons sont des particules positivement chargées. L'interaction entre les positons et la matière conduit au phénomène d'annihilation de la matière. Positons et électrons négatifs, deux types de rayonnements produits lors de la dématérialisation L'électromagnétisme sera émis sous forme de photons d'énergie 511 KeV (direction opposée 180°).

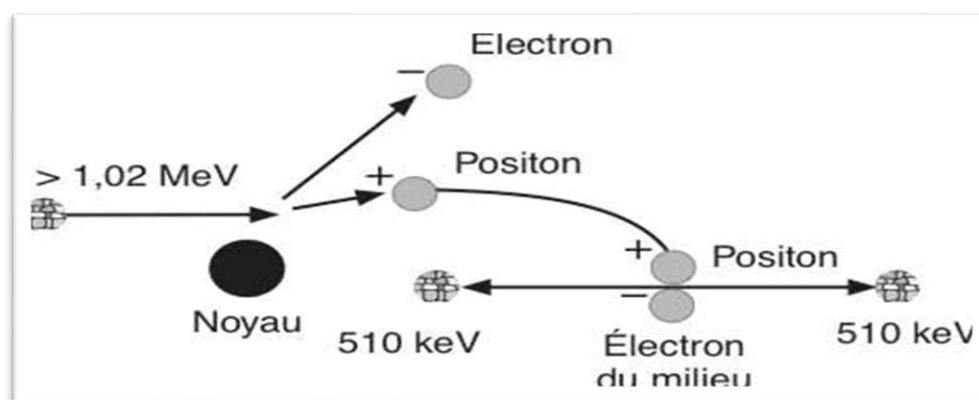


Figure II.4 : phénomène de matérialisation

3) Interaction des rayonnements électromagnétiques (X, γ) avec la matière

Les rayonnements électromagnétiques (REM) sont très pénétrants dans la matière. Leurs interactions avec la matière ont un caractère rare ou aléatoire par rapport à celles des particules chargées que l'on qualifie souvent d'interactions obligatoires. De ce fait, leur parcours sera très important : de l'ordre de plusieurs centaines de mètres dans l'air. Les REM en mouvement des électrons, lesquels vont ioniser la matière selon les phénomènes d'ionisation et d'excitation. Dans la gamme d'énergie de 0 à quelques MeV nous nous limiterons aux 3 processus d'interactions suivants entre les REM et la matière :

- L'effet photoélectrique.
- L'effet Compton.
- L'effet de production de paires

3.1.Effet photoélectrique

Le rayonnement incident transfère toute son énergie aux électrons atomiques de la substance voyageant à travers ; puis expulsez-le de l'atome avec une certaine énergie cinétique l'effet photoélectrique correspond donc à l'ionisation de la couche électronique étroitement liés (K ou L) qui se réorganisent en émettant un rayonnement secondaire électromagnétique X ou électron (Figure II.5).

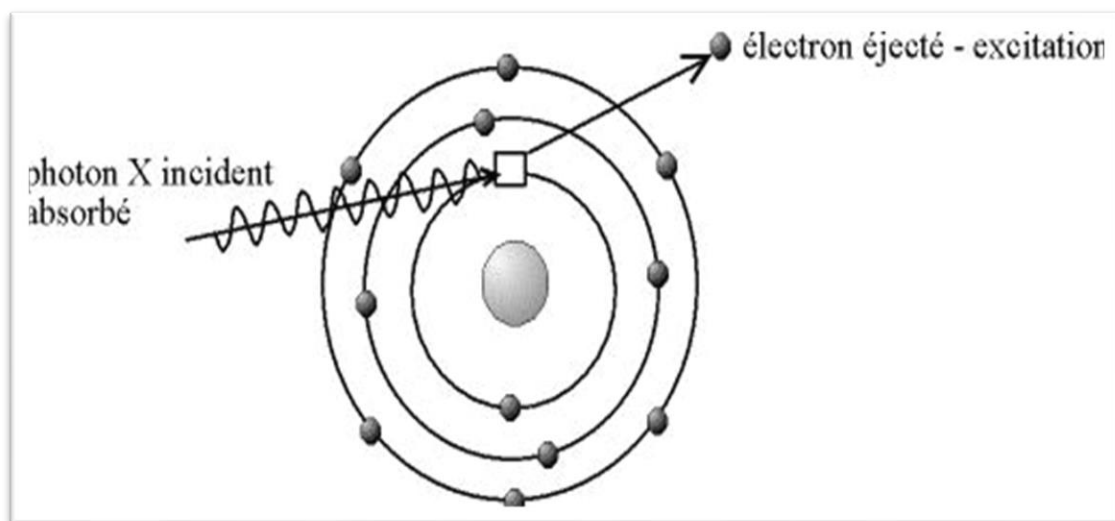


Figure II.5 : Effet photoélectrique

3.2.Effet Compton

L'énergie du REM incident est partagée entre les électrons atomiques, le rayonnement est partagé avec les électrons atomiques Interaction et diffusion du rayonnement électromagnétique. Ce phénomène est plus susceptible de se produire avec une augmentation de l'énergie de liaison qu'avec une diffusion. Les électrons atomiques sont très faibles ; contrairement à l'effet photoélectrique, l'effet Compton (**figure II.6**) impliquant des électrons atomiques appartenant à la couche électronique, il n'y a presque pas lié [20].

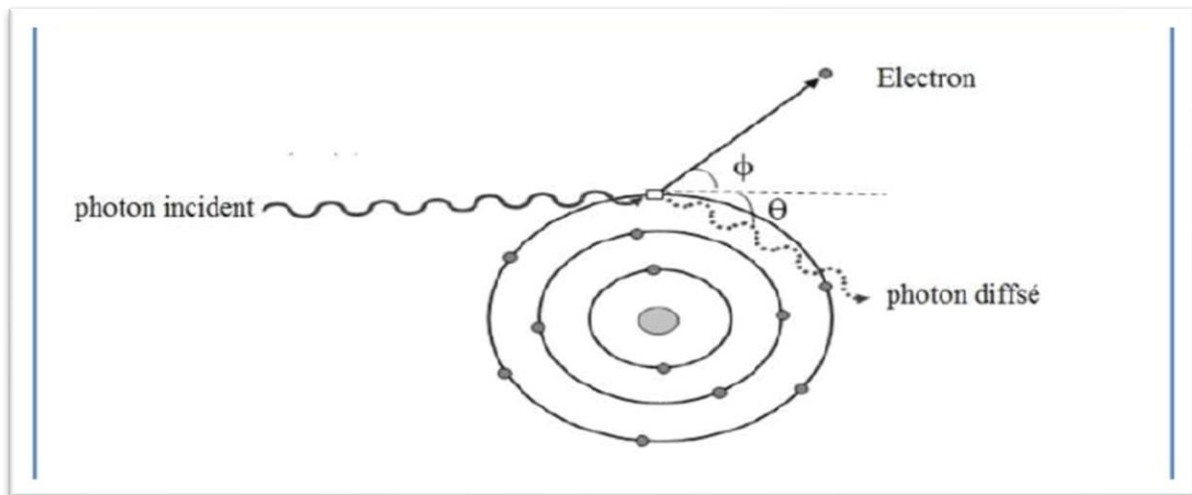


Figure II.6 : Effet Compton

3.3. Effet de production de paires

Cet effet apparaît lorsque le rayonnement électromagnétique atteint les noyaux atomiques. Les atomes de la matière se croisent. Le rayonnement incident disparaît et crée des positrons et des électrons (**figure II.7**). L'énergie nécessaire pour se matérialiser Ce couple est égal à 1,022 MeV ; en dessous de cette valeur, l'effet est Énergétiquement impossible, l'excès d'énergie ($E_{\gamma} - 1,022\text{MeV}$) apparaît dans les formes d'énergie cinétique des positrons et des électrons négatifs. Il semble donc que le rayonnement L'électromagnétisme, du fait des trois effets que nous venons de décrire, crée (paires de positrons) ou met en mouvement (photoélectrons, électrons Compton) des électrons qui Ioniser les substances.

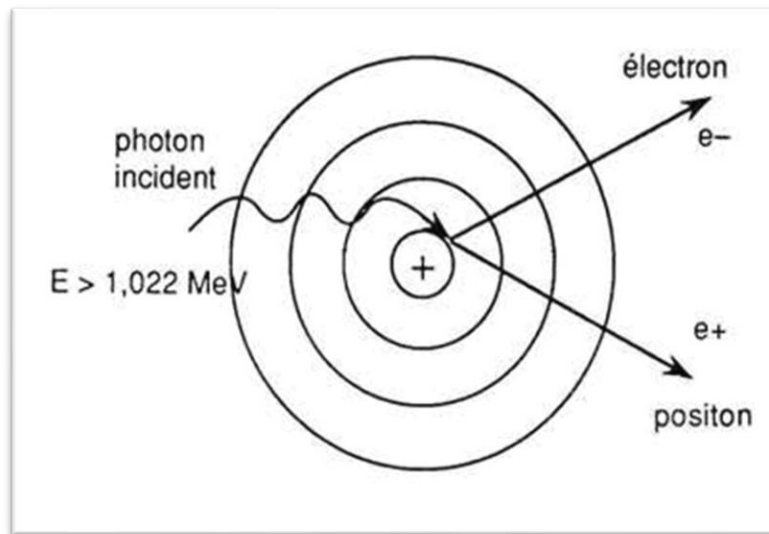


Figure II.7 : Création de paires

1.4. Interaction des particules chargées lourds avec la matière

Les particules lourdes chargées (protons, deutons, particules α) ont une énergie de plusieurs MeV, émis par les réactions nucléaires et la désintégration radioactive Réactions spontanées ou réactions provoquées par le bombardement de particules de noyaux atomiques Accélérer, ou utiliser un cyclotron pour accélérer artificiellement (des dizaines de fois plus d'énergie) MeV). Les particules lourdes chargées traversant la matière traversent principalement Ionisation et excitation des atomes. Les particules fortement chargées ne peuvent transférer qu'une petite fraction de leur énergie lorsque : Collision électronique simple. L'ampleur de la déformation lors de la collision est négligeable. Toutes les particules lourdes voyagent essentiellement selon des trajectoires directes Les choses [22]. Les particules lourdes chargées ($m \gg m_e$), telles que les particules alpha, les protons ou les noyaux atomiques Les atomes ionisés interagissent principalement par la force coulombienne entre eux absorbe les charges positives et négatives des électrons orbitaux des atomes du matériau. Une interaction directe de ces particules avec les noyaux atomiques (diffusion de Rutherford) est possible[23-24].

1.5. Interaction des particules non chargées avec la matière (neutrons)

Les interactions les plus courantes des neutrons sont l'impact inélastique, la capture Neutrons (ou activation) et fission. Dans tous les cas, il s'agit d'interactions avec le noyau. Après l'impact inélastique du neutron, le noyau passe à un niveau d'énergie plus élevé. Cette énergie est libérée par l'émission de rayonnement gamma, de particule bêta ou des deux. Dans le cas

de capture de neutrons, le noyau atomique affecté peut absorber le neutron entrant et libérer de l'énergie sous forme de rayons X ou gamma, de particules bêta ou les deux. En cas de fission, les noyaux lourds absorbent un neutron entrant puis se divise en deux noyaux plus légers. Les neutrons sont généralement classés en fonction de leur énergie [25].

II.2. Codes de simulation en physique médicale

Les techniques de Monte Carlo (MC) sont des méthodes de simulation probabilistes qui reposent sur l'utilisation de nombres aléatoires pour résoudre des problèmes dans divers domaines appliqués. Leur principe fondamental s'appuie sur le théorème central limite : un paramètre, exprimé comme l'espérance d'une variable aléatoire, peut être estimé par des évaluations répétées et indépendantes de cette variable. L'erreur de la méthode est mesurée par la variance de l'estimateur. Une stratégie pour améliorer la convergence consiste à réduire l'ordre de variance des estimateurs [4].

Lorsque des particules traversent la matière, elles interagissent avec elle et perdent leur énergie. Bien que les lois physiques régissant ces interactions soient généralement connues et établies, estimer les effets de nombreuses interactions successives est souvent difficile. C'est pourquoi il existe des méthodes "déterministes" pour modéliser le transport des particules dans la matière, telles que l'équation de Lewis pour les électrons et l'équation de Boltzmann pour les photons. Cependant, ces méthodes deviennent rapidement complexes et lourdes en raison du caractère géométrique des systèmes étudiés et de l'augmentation du nombre de variables inconnues. En général, les algorithmes utilisés produisent des séquences qui finissent par se répéter, ce qui implique qu'elles ont une période limitée. Il est donc crucial de vérifier si cette période est adéquate pour la simulation requise. Une série de nombres aléatoires de haute qualité doit présenter chaque occurrence de manière imprévisible. Dans le cadre de la simulation Monte Carlo, l'étape fondamentale consiste en l'échantillonnage, où une variable donnée (telle que la position, l'énergie, la déviation, le type d'interaction...) est sélectionnée selon sa distribution de probabilité.

Il existe plusieurs techniques d'échantillonnage telles que la méthode directe, la méthode du rejet, la méthode mixte, etc., qui sont intégrées directement dans les codes de calcul pour la simulation Monte Carlo.

En général, pour simuler la trajectoire d'une particule par des méthodes de Monte Carlo :

- La trajectoire est divisée en de nombreuses séquences, généralement de quelques milliers à quelques dizaines de milliers.

- Chaque séquence est simulée individuellement en utilisant des nombres pseudo-aléatoires et des coefficients de diffusion, impliquant une durée de déplacement non entravée et des interactions.

- Chaque interaction est définie par une fonction mathématique qui repose sur un modèle physique. Cette fonction est représentée par sa densité d'occurrence qui régit l'occurrence de l'interaction spécifique.

- À la fin de la simulation de nombreuses trajectoires, les informations recherchées sont obtenues à partir de la moyenne statistique des grandeurs calculées, accompagné d'incertitudes statistiques [5].

Il y a une large diffusion des codes de simulation Monte Carlo MC développés spécifiquement pour répondre aux besoins de la physique médicale, de la médecine nucléaire et de la dosimétrie interne. Les générateurs de nombres aléatoires jouent un rôle central pour garantir l'efficacité de ces codes, car ils dépendent largement d'eux pour réaliser des calculs complexes. Parmi les générateurs de nombres aléatoires les plus utilisés dans le domaine de la physique médicale, on peut citer : **EGS, MCNPX, PENELOPE et GEANT4** [26].

Ces générateurs sont connus pour leur capacité à générer des nombres aléatoires de haute qualité, ce qui garantit la précision des résultats obtenus grâce aux codes de simulation Monte Carlo.

II.2.1. EGS Electron Gamma Shower est un programme de simulation de type Monte Carlo, créé dans les années 1960 au sein du SLAC (STANFORD LINEAR Accelerator Center) par HH Nagel dans le but de modéliser le déplacement des électrons et des photons à l'intérieur d'un cylindre de plomb. Depuis les années 1980, EGS est reconnu comme le premier logiciel utilisé en métrologie des rayonnements ionisants. Les codes sources originaux sont rédigés en MORTRAN et sont disponibles en téléchargement en ligne. La version principale d'EGSNRC [27] peut être étendue par l'ajout de deux modules supplémentaires, à savoir EGSP et BEAMNRT [28-29].

II.2.2. MCNP Monte Carlo N Particules est un code très répandu dans le domaine de la physique nucléaire, étroitement lié au projet Manhattan. Au début des années 90 [30], la transmission des électrons a été ajoutée. En même temps, une version étendue du code a été

créée, connue sous le nom de MCNPX [31]. C'est un code qui suit les particules neutres et les électrons. Initialement, il ne modélisait pas le transport d'autres particules chargées que les neutrons, comme les neutrons et les photons. Il réduit les temps de calcul de simulation et peut également tester la convergence mathématique du résultat obtenu. Il n'est pas nécessaire de recompiler le code pour chaque cas à traiter, contrairement au code EGS.

II.2.3. PENELOPE PENetration and EnergyLOss of Positrons and Electrons

Est un programme développé par l'équipe de F. Salvat (Université de Barcelone) pour les applications en physique médicale, notamment en radiothérapie externe. Il suit uniquement les trajectoires des électrons et des positrons, puis le transport des photons a été ajouté. Ce programme est le plus récent des deux mentionnés dans les paragraphes précédents de ce chapitre. Il traite en détail les sections efficaces pour le transport des photons de basses énergies et possède une capacité remarquable pour modéliser des géométries complexes, notamment celles des accélérateurs linéaires [32]. De plus, ce programme présente l'avantage significatif de pouvoir prendre en compte des géométries complexes en combinant onze surfaces quadratiques de base. Ces avantages doivent être mis en balance avec la lenteur des calculs liés au traitement détaillé du transport des particules chargées et l'absence actuelle d'une version parallèle officielle du programme.

II.3. Geant4

Geant4 GEometry And Tracking une plateforme collaborative et un outil de simulation qui modélise le trajet des particules à travers la matière sur une large plage d'énergies, ses domaines d'application comprennent la physique des hautes énergies, la physique nucléaire et la physique des accélérateurs. Geant4 a émergé en 1993. Il a été développé par une collaboration internationale, il s'appuie sur la simulation Monte Carlo des détecteurs en physique nucléaire et des processus physiques.

GEANT4 propose un ensemble complet de modèles physiques compilés à partir des informations et des compétences acquises par des physiciens du monde entier pendant de nombreuses années, ainsi que des expériences acquises lors du développement de la version précédente GEANT3.

II.3.1. Utilisation de GEANT4:

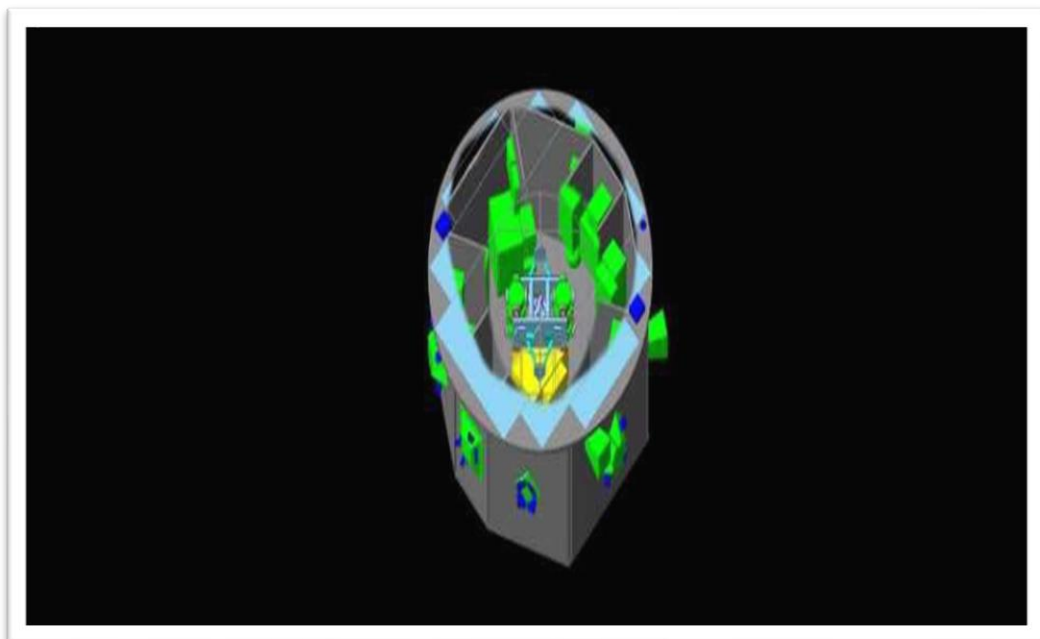
La simulation avec GEANT4 requiert au minimum trois fichiers, chacun contenant un type distinct d'informations que l'utilisateur doit fournir :

1. Dans le premier fichier, la géométrie de la modélisation est définie. L'utilisateur a accès à différentes classes permettant de représenter plusieurs formes géométriques élémentaires.

- Forme parallélépipédique (Classe utilisée « G4BOX »).
- Sphère (« G4Sphere »)
- Cylindre (« G4Tubs »)
- Cône (« G4Cones »)
- Trapézoïde (« G4Trd »)
- Tore (« G4Torus »)
- Polycône (« G4Polycone »)
- Ellipsoïde (« G4Ellipsoid »)
- Cône dont la base est de la forme d'une ellipse («G4Ellipticalcone »)

Tableau II.1 : les formes modélisées en Geant4

L'utilisateur peut également créer des formes plus complexes en utilisant ces formes de base, il peut également combiner plusieurs formes de la manière qu'il souhaite pour définir des configurations avec différents niveaux de complexité. La technique de la géométrie répétée peut également être utilisée pour des configurations où la même forme géométrique se répète à chaque distance définie, par exemple, les trous dans un collimateur de photons. La **figure II.8** illustre un exemple de la géométrie de navette spatiale LISA (projet de l'ESA spatiale LISA) modélisée avec GEANT4.



Figure(II.8): Exemple d'une géométrie du vaisseau spatial LISA modélisée avec le code GEANT4.

L'utilisateur doit également définir tous les matériaux utilisés dans la géométrie, et il est possible de définir des matériaux de composition complexe en utilisant les éléments déjà présents dans GEANT4 selon les proportions appropriées [33].

- **Dans le deuxième fichier**, l'utilisateur spécifie la source de particules utilisée, qui peut être ponctuelle ou avoir des formes géométriques complexes. Sa position peut être fixe ou variable pendant la simulation, et la direction et l'énergie des particules générées peuvent être définie selon les besoins de l'utilisateur, permettant par exemple de générer plusieurs particules avec un spectre d'énergie spécifique.
- **Dans le troisième fichier**, toutes les particules utilisées dans la simulation sont définies, y compris les particules secondaires qui peuvent résulter des interactions des particules primaires. Les processus physiques attribués à chaque particule sont également définis. Par exemple, pour les photons, il faut définir leurs propriétés et leur attribuer les processus pertinents, tels que l'effet photoélectrique, l'effet Compton et la création de paires.

II.3.2.Architecture globale du code Geant4

Le code **Geant4** permet de couvrir la plus grande gamme de phénomènes physiques allant de la physique médicale à la physique des particules relativistes.

Global	Gère le système d'unités, les constantes numériques et les nombres aléatoires.
Rep-Graph	Assure l'affichage à l'écran.
Material	Regroupe les classes nécessaires à l'utilisateur pour définir les matériaux.
Intercoms	Assure la communication entre les différentes catégories de Geant4
Partiels	Gère les propriétés physiques des particules comme la masse par exemple.
Geometry	Regroupe les classes nécessaires pour créer une configuration précise.
Track	Regroupe les classes des trajectoires des particules et les pas entre les interactions.
Processes	regroupe des classes des processus physique.
Digit,Hits	enregistre les grandeurs physiques liées à de la géométrie pour simuler la réponse du détecteur.
Tracking	suit les particules. Regroupe toutes les classes pour accéder aux informations Trac.
Event	génère les particules primaires.
Run	un ensemble d'événements simulés obtenus dans les mêmes conditions.
Redout	gérer l'empilement et le découpage de la géométrie où on récupère des informations
Persistence	enregistre et de retrouve des "runs", des grandeurs physiques ou des informations géométriques via une base de données pour une analyse séparée de la simulation.
Interfaces	Travaille via des commandes qui peuvent être exécutées au début de chaque "run".
Visualisation	visualise la géométrie du détecteur, la trajectoire des particules, leurs interactions avec le détecteur.

Tableau II.2 : catégories de classes du code Geant4.

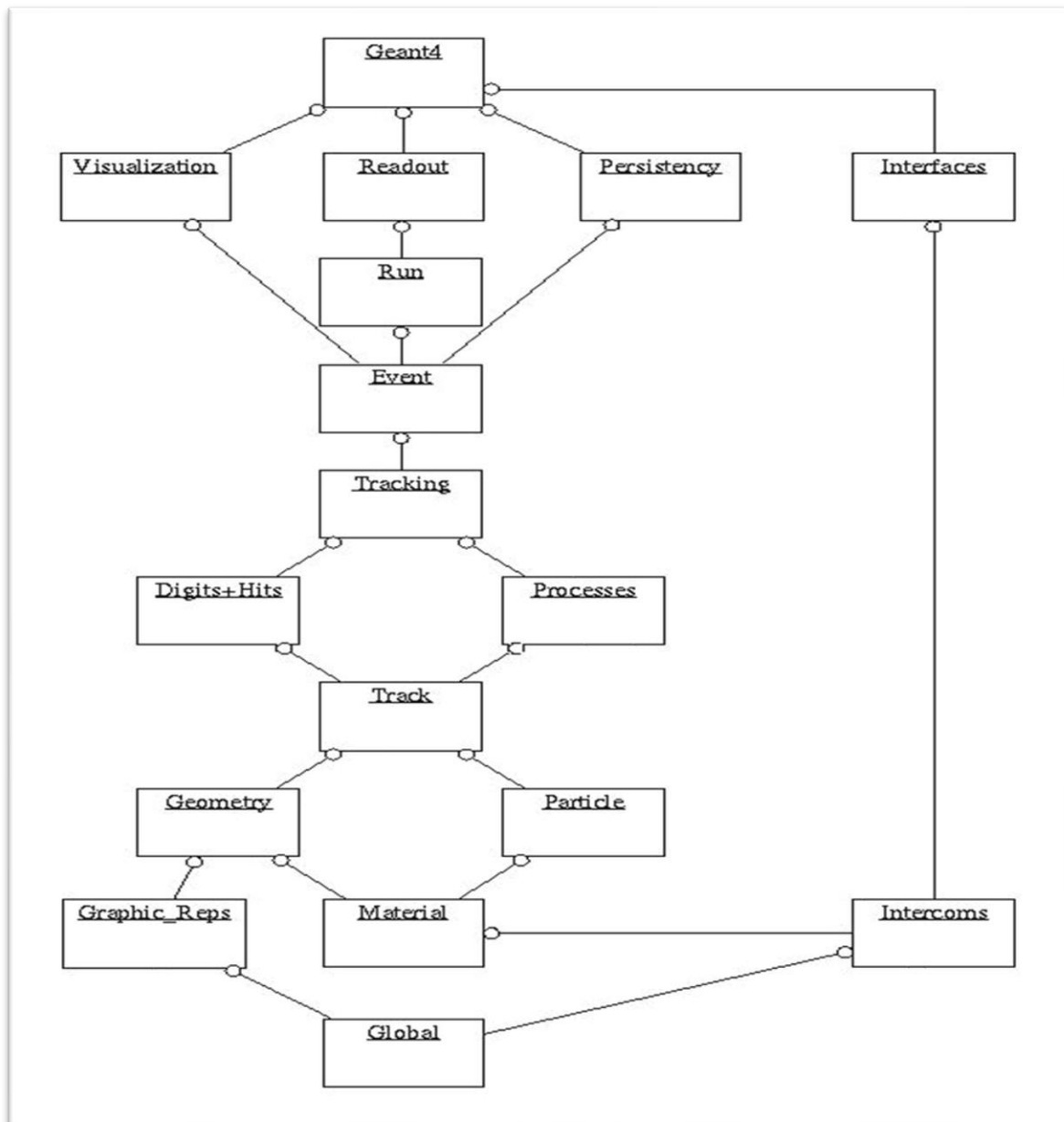


Figure II.9 : Structure globale du code Geant4 : catégories de classes C++ de Geant4 et leurs relations (Collaboration GEANT4 2012b).

La structure générale du code Geant4. Elle se compose de plusieurs catégories de classes C++ où chacune d'elles décrit les composants essentiels pour la simulation. Ces classes sont organisées en 17 catégories [34].

II.3.3.Fonctionnement générale du code Geant4

Toutes les applications utilisateur de Geant4 une méthode principale main servant de point d'entrée. Cette méthode crée un objet G4RunManager qui gère l'initialisation et le déroulement de la simulation [35]. L'utilisateur doit implémenter et fournir toutes les informations requises issues de trois classes de base abstraites pour construire et exécuter une simulation :

- G4VUserDetectorConstruction : pour la construction du détecteur ;
- G4VUserPhysicsList : pour définir les particules et les processus physiques à simuler ;
- G4VUserPrimaryGeneratorAction : pour générer les particules primaires ;

II.3.4.Processus physiques et applications dans GEANT4

Dans GEANT4, chaque processus physique représente un type spécifique d'interaction entre une particule et le milieu qu'elle traverse. Ces processus sont introduits à travers le calcul des sections efficaces totales et différentielles, utilisant des modèles théoriques, semi-empiriques ou expérimentaux, puis ils sont implémentés dans des classes dédiées [36].

Le déplacement d'une particule à travers un milieu se fait par step (pas) qui, représentant la distance élémentaire entre deux interactions successives. À chaque step ; un processus collisionnel est sélectionné selon les sections efficaces des différents processus physiques possibles.

GEANT4 regroupe une large gamme de processus physiques (G4VProcess) qui simulent les interactions de particules et de matériaux **figureII.10**, ils sont classés en trois catégories :

1. Collisions élastiques
2. Collisions inélastiques
3. Processus de désintégration

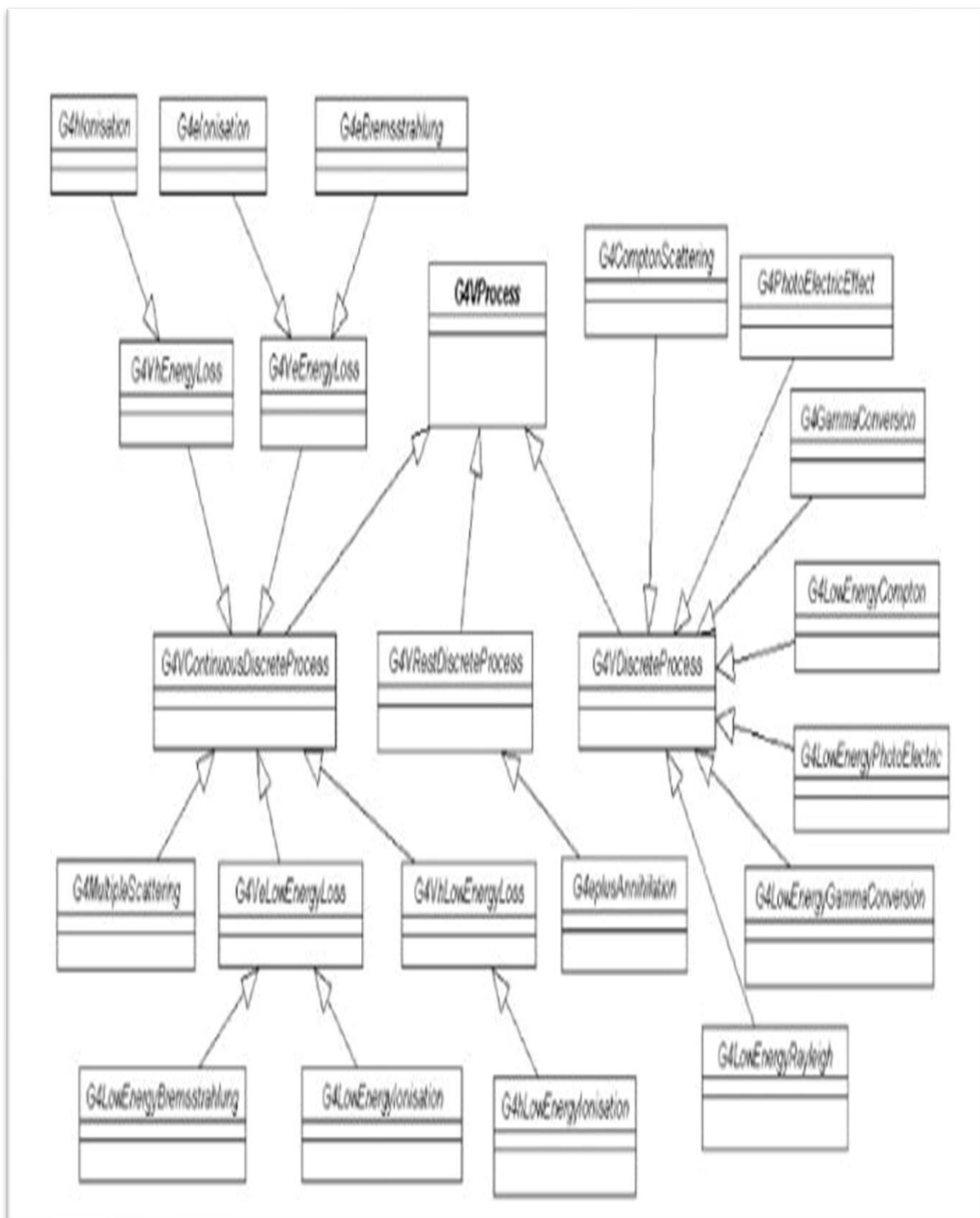


Figure II.10: les processus physiques de la classe de base G4VProcess

II.3.5. Description de la géométrie

En Geant4, la création de formes solides est l'aspect central et le plus ardu. C'est dans cette partie que l'utilisateur doit spécifier tous les éléments requis pour la simulation, y compris les volumes et les matériaux.

• Définition des matériaux

Dans Geant4, les matériaux peuvent être définis directement en spécifiant leur nom, leur numéro atomique, leur masse molaire et leur densité, comme c'est le cas pour le germanium. Alternativement, les matériaux peuvent être construits à partir d'un ensemble d'éléments. Sous forme de molécules, où chaque élément est défini et le nombre d'atomes pour chaque élément précisé, comme dans le cas de la molécule d'eau composée de deux atomes d'hydrogène et d'un atome d'oxygène. Le matériau peut être composé d'éléments définis par leurs abondances relatives

• Les éléments

Dans **Geant4**, les éléments peuvent être définis de manière simple en utilisant leurs propriétés atomiques telles que le numéro atomique et la masse molaire, ils peuvent être utilisés pour construire des matériaux. Par ailleurs, les éléments peuvent également être définis comme un ensemble d'isotopes, puis en construisant l'élément à partir de ces isotopes par exemple, de l'uranium enrichi est constitué de 10 % de ^{238}U et de 90 % de ^{235}U .

• Création des volumes

Pour créer un volume il est nécessaire de définir ses dimensions et sa forme. Après la création du volume, son composition matérielle et de le placer dans un endroit de l'espace. La plate-forme **GEANT4** propose des concepts pour construire un volume, notamment : le volume solide, logique et physique.

○ Le volume solide

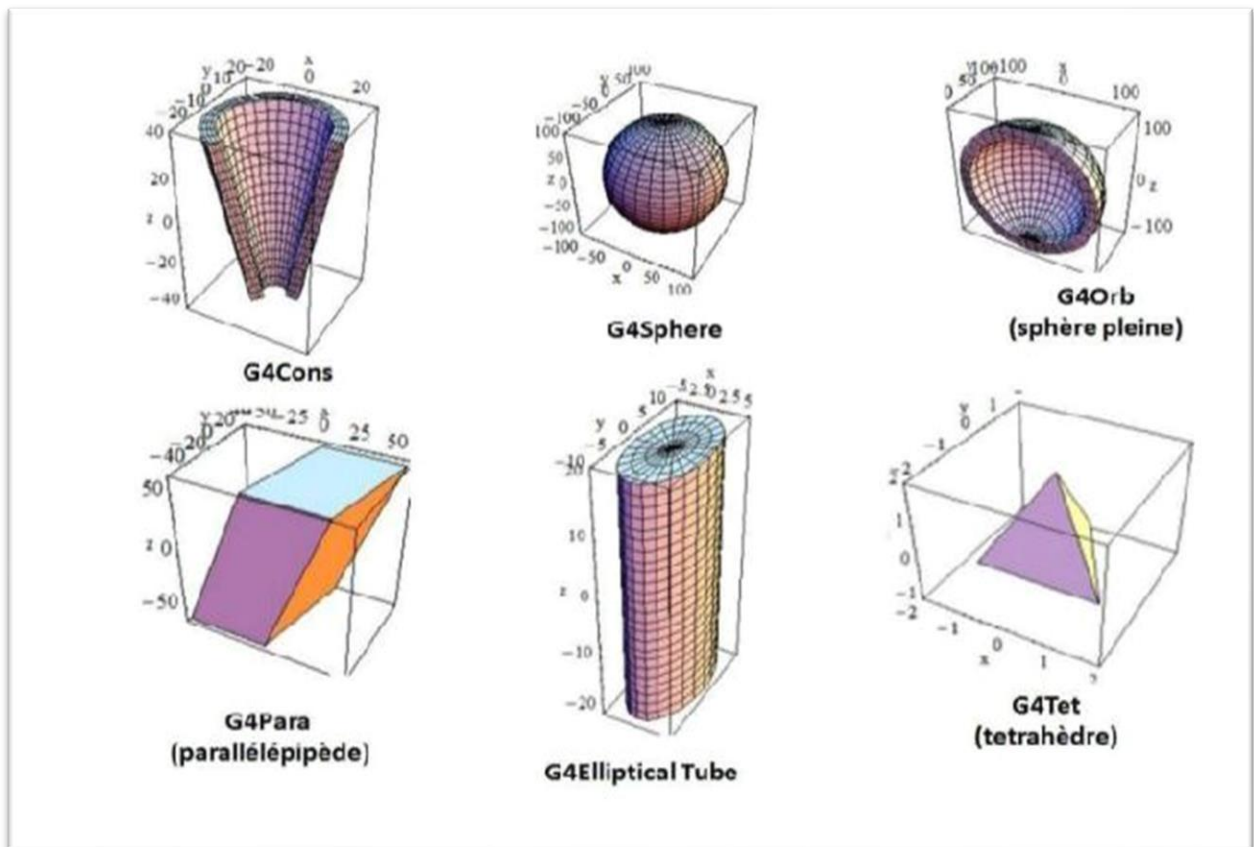
Le volume solide est un concept important dans la simulation physique, et il est utilisé pour décrire la forme et les dimensions d'un objet dans l'espace. Dans le contexte de Geant4, il existe deux types de volumes solides :

Solides CSG (Constructed Solid Geometry)

Ce sont des formes géométriques simples et bien définies, telles que des sphères, des cylindres, des parallélépipèdes, des trapèzes, etc.

Solides BREPS (Boundary Represented Solids):

Ce sont des formes géométriques plus complexes définies par les propriétés de leurs surfaces. Elles peuvent être créées en combinant des solides CSG à l'aide d'opérations booléennes (union, intersection, soustraction). Par exemple : un cube peut être créé en combinant six faces carrées, un cylindre peut être créé en fusionnant un rectangle avec un cercle ; et un trou peut être créé dans un cube en soustrayant un cylindre du cube [38].



FigureII.11 : Quelques exemples de solides dans Geant4.

○ Le volume logique

Le volume logique est une entité qui permet d'attribuer des propriétés physiques au volume solide précédemment créé. Cela inclut :

La nature du matériau : qui constitue le volume.

Le champ magnétique ou électrique : appliqué à ce volume.

La sensibilité : il est possible de spécifier si le volume est sensible ou non, c'est-à-dire si l'on souhaite collecter un certain nombre de grandeurs physiques (comme l'énergie déposée par exemple) liées à ce volume.

Les propriétés visuelles : il est possible de déterminer si ce volume est visible ou invisible, transparent ou opaque, et si seul le contour du volume sera dessiné ou si l'ensemble du volume sera dessiné.

Le volume physique

Est utilisé pour positionner les volumes logiques. Dans Geant4, les volumes sont imbriqués les uns dans les autres comme des poupées russes, en respectant une hiérarchie.

Le niveau hiérarchique le plus bas contient tous les autres volumes

Chaque fois qu'un volume est inséré dans un autre, le niveau hiérarchique augmente. Il est nécessaire d'éviter le chevauchement des volumes de même niveau hiérarchique et qu'un volume ne dépasse pas celui qui le contient.

II.4. La plateforme GATE

La plateforme GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) [39] est un logiciel de simulation qui repose sur la méthode de Monte-Carlo, une technique utilisée pour modéliser les processus physiques en effectuant des simulations aléatoires du comportement des particules. Conçu spécifiquement pour simuler des applications dans les domaines de l'imagerie médicale nucléaire fonctionnelle (SPECT et PET), GATE se distingue par son intégration avec GEANT4, une suite d'outils polyvalente initialement développée pour la physique des particules à haute énergie. GATE bénéficie d'une architecture solide et de fonctionnalités avancées qui permettent aux utilisateurs d'effectuer des simulations précises et complètes des processus d'imagerie nucléaire.

II.4.1. Architecture de GATE

GATE s'appuie sur les bibliothèques GEANT4 et les organise en un ensemble de couches écrites en C++. La couche fondamentale, très proche du cœur de GEANT4, comprend les classes de base qui définissent les mécanismes propres à GATE, tels que :

Gestion du temps [40]: Organisation du déroulement de la simulation et suivi précis de l'avancement des événements.

Géométrie: Définition et détermination des propriétés des formes dans le monde virtuel.

Sources: Définition des propriétés des particules radioactives et émission de celles-ci.

Traitement des événements: Analyse des interactions des particules avec les matériaux et enregistrement des données.

Cette couche inclut également la construction, le positionnement, la réplique et le mouvement des volumes, ainsi que la prise en charge de la désintégration radioactive de sources multiples. Certaines classes de base sont directement dérivées de classes GEANT4 tandis que d'autres définissent des hiérarchies de nouvelles classes et des collaborations entre classes. [41]

Enfin, le langage de script de GEANT4 a été étendu pour chaque classe de base et application afin de permettre une création et un contrôle interactifs des objets. Cela rend inutile la connaissance de la programmation en C++ pour utiliser GATE, car tous les paramètres de la simulation et son contrôle sont définis à l'aide de ces scripts ou de l'exécution de macros. [42]

II.4.2. La gestion du temps et du mouvement

La gestion du temps et des mouvements est une fonctionnalité importante GATE car c'est le premier code de simulation Monte Carlo à présenter cette classe Caractéristiques [43-44]. GEANT4 a été initialement développé pour la physique des hautes énergies, Ainsi, certains développements n'ont jamais été envisagés car ils ne peuvent pas répondre aux besoins de cette société. Par exemple, gérer Le mouvement et le temps ne sont jamais pris en compte dans GEANT4 car Grands détecteurs et sources utilisés en physique des particules et en physique Le noyau ne bouge pas. En revanche, en imagerie de médecine nucléaire, Le mouvement est essentiel car lors de l'acquisition d'images, le système Mouvement d'acquisition TEP et SPECT (rotation et translation) et patient (battement de cœur, respiration).

La distribution des traceurs radioactifs évolue également l'espace et le temps. Pour surmonter les limites de GEANT4 à cet égard, Des progrès concrets ont été réalisés avec GATE [45].

Pour modéliser des processus dépendants du temps et les synchroniser, Une « horloge virtuelle » est créée pour calculer le temps écoulé pendant simulation. La prise en charge du temps et des mouvements dans GATE prend en compte Une fonctionnalité importante de GEANT4 :

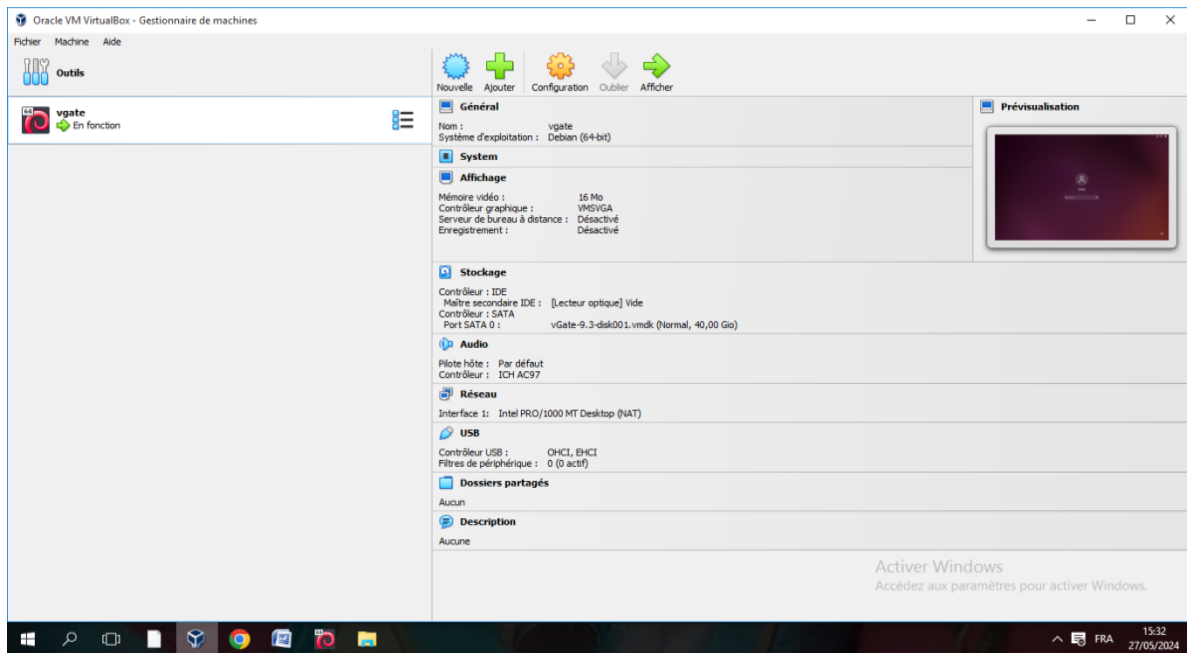
La géométrie et les sources ne sont pas Peut être modifié au début d'une exécution (un ensemble d'événements). Par conséquent, l'utilisateur donne l'heure initiale et c'est la dernière fois. Cette fenêtre temporelle globale peut ensuite être subdivisée Divisé en plusieurs sous-fenêtres indépendantes correspondant à une position fixe Détecteur et source. Géométrie du système (détecteur, fantôme, source) Se met à jour au début de chaque fenêtre enfant et reste

fixe à certainement. Différents types de sports sont disponibles dans GATE : Translation, rotation (définie par l'axe et la vitesse de translation/rotation) [46].

II.4.3. Installation GATE

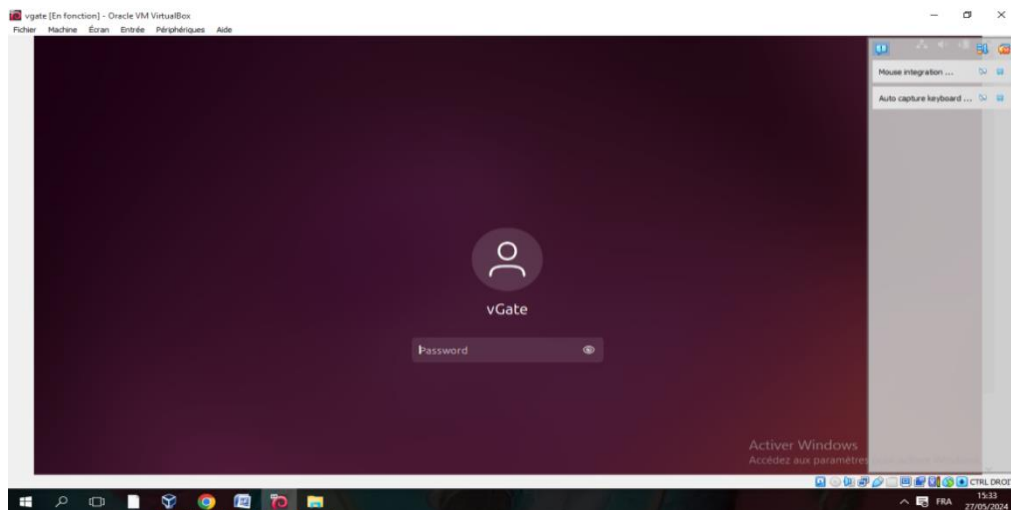
vGate signifie Porte Virtual. Il s'agit d'une machine virtuelle complète exécutant un système d'exploitation Ubuntu 64 bits et réalisée à l'aide du logiciel gratuit Virtual Box. Cette machine peut être exécutée sur n'importe quelle machine hôte (Linux, Windows, MacOS, ...) à condition que le programme Virtual Box soit installé et prêt à l'emploi. Remarque : installez également le Virtual Box Extension Pack qui prend en charge les périphériques USB 2.0 et USB 3.0 et vous permettra de créer un dossier partagé entre votre ordinateur et vGate. Avec vGate vous pouvez lancer votre première simulation GATE en quelques étapes seulement ! Pas besoin d'installer quoi que ce soit, pas besoin de configurer quoi que ce soit et pas de temps passé à comprendre la compilation et les éléments associés. Un environnement Linux complet est totalement configuré pour pouvoir utiliser GATE simplement en lançant une simple commande : « Gate ». Les logiciels suivants sont installés sur cette machine (voir ce fichier pour plus de détails) :

- Ubuntu LTS 22.04 sur Virtual Box (40 GB virtual HD)
- GATE 9.4
- Géant4 11.2.1
- GateContrib : un référentiel public de Gate orienté utilisateur (macros, exemples et contributions des utilisateurs)
- Root 6.26.08
- libtorch cxx11 (cpu) 1.7.0
- ITK v5.3.0 avec Module_ RTK=ON
- VTKv9.0.3
- vV 1.4
- ImageJ (Fiji)



a. Téléchargement de VGATE :

Après le téléchargement de VGATE version 9.3 , on utilise une machine virtuelle pour importer et ouvrir la plateforme GATE :



Exécution de VGATE:

La machine vGate ayant été construite à l'aide du logiciel Virtual Box, vous devrez d'abord installer ce logiciel sur votre pc. Une fois Virtual Box installé, voici les étapes pour faire fonctionner votre virtuel machine : Lancez Virtual Box et dans le menu Fichier, sélectionnez Importer l'Appliance. L'assistant d'importation d'Appliance s'affiche dans une nouvelle fenêtre.

Cliquez sur Importer. L'assistant d'importation se ferme et après quelques instants, Virtual machine importée sera répertoriée dans Oracle VM VirtualBox Manager. Après l'importation, sélectionnez la machine virtuelle importée et dans la barre d'outils cliquez sur le bouton Paramètres. Vérifiez les paramètres de Virtual machine pour vous assurer que la machine virtuelle dispose du matériel dont elle a besoin pour fonctionner. Vous pouvez ajuster le nombre de CPUs et la RAM que vous souhaitez attribuer à la VM.

Une fois que vous avez vérifié les paramètres, sélectionnez la machine virtuelle importée et dans la barre d'outils, cliquez sur le bouton Démarrer.

Les identifiants de connexion sont:

- utilisateur : **vgate**
- mot de passe : **virtual**

II.4.4. Validation de l'installation

Les tests de benchmark ne sont fournis que pour Gate compilé avec la distribution Geant 10.3, afin d'assurer des mises à jour régulières des modules logiciels Gate développe et d'assure une publication publique plus rapide, un nouveau système d'analyse est inclus. Il propose 3 tests de référence dédiés aux applications de radiothérapie et 4 aux applications d'imagerie.

- 1) **Tests de référence pour les applications de radiothérapie** Tous ces tests se trouvent dans le dossier benchmarks/benchRT. Ils sont tous constitués d'une boîte à eau à travers laquelle un faisceau gamma (gamma.mac), un proton (proton.mac) et un faisceau de carbone (carbon.mac) sont lancés. Ils ont tous une durée inférieure à 10 secondes.
- 2) **Tests de référence des applications d'imagerie** Tous ces tests se trouvent dans le dossier benchmarks/benchImaging. Le test optique imite une expérience de bioluminescence utilisant des photons optiques comme distribution de source (optical.mac)

II.4.5. Construction d'une simulation dans GATE

1) Définition de la géométrie dans GATE

Dans cette section, on décrit les différentes fonctions qui permettent de développer des simulations dans GATE. Toutes les lignes Les commandes qui définissent les simulations sont appelées macros.

Définition géométrique, processus physique et source. Pour définir une simulation, vous devez d'abord créer la géométrie qui compose la simulation réglage du volume. Le premier volume est le volume parent "Le Monde", dans lequel Tous les autres sous-volumes seront créés et imbriqués les uns dans les autres.

Pour chaque volume vous devez préciser un nom, une géométrie sélectionnée Volumes disponibles dans la bibliothèque GEANT4 (cubes, sphères, cylindre...), dimensionne et relie le volume au matériau en utilisant Base de données GateMaterials.db [47].

Nous pouvons les attribuer Mouvements ayant des dépendances spatiales et/ou temporelles et les corrélés Options de visualisation. Récupérer des informations sur les interactions des particules Un volume spécifique qui doit être connecté au cristal détecteur, appelé CrystalSD Système de scanner. Ce volume ainsi défini sera le volume sensible, où Les données originales peuvent être récupérées [48].

2) Définition de la source

Les sources sont créées à l'aide d'un module spécifique nommé "GPSM" (General Particle Source Module), qui permet entre autres Gérer plusieurs sources et préciser leurs caractéristiques [47]. Pour caractériser la source, les paramètres suivants doivent être définis :

- Le nom et l'activité initiale de la source représentant le nombre de particules Généré lors de la simulation ;
- La localisation de la source par rapport au volume « mondial » et sa répartition Espace (points, plans et autres sources) et énergie (énergie unique, Linéaire, Gaussien, etc.) ;
- Type et énergie des particules émises. GATE offre la possibilité d'intégration Affichage des diagrammes de désintégration radioactive des radionucléides à travers des modules « **R.D.M.** » (**R**adioactive **D**ecay**M**odule) précise le numéro atomique Z et Numéro de masse A ;
- Angle d'émission des particules et temps d'émission.

La source peut être restreinte à un volume qui doit être défini.

3) Processus de physique électromagnétique et suivi des particules

Tous les processus électromagnétiques physiques de GEANT4 sont disponibles en GATE : Pour les photons, c'est l'effet photoélectrique, Diffusion Compton, génération de paires d'électrons et diffusion Rayleigh pour les modèles à basse énergie ; pour les électrons, ce sont l'ionisation, l'excitation et Rayonnement de Bremsstrahlung [49].GATE vous permet d'activer et de désactiver ces processus, sélectionnez-en un traite un modèle à partir d'un nombre de modèles ("Standard" : sélectionner le modèle Standard ; « basse énergie » : sélectionner le mode de faible consommation d'énergie ; « inactif » : désactiver le processus). Par défaut, tous sont des processus physiques à faible énergie Choisissez des procédés photoniques et standards électronique.

4) Sources de géométrie et de voxélisation GEANT4

Propose deux méthodes pour définir plusieurs copies Volumes dans les volumes parents : méthode de copie (copie) et méthode de copie Volumes paramétrés (voxélisés). Avantages de la méthode paramétrique du volume par rapport à la méthode du volume c'est qu'elle permet d'avoir des voxels de forme et de taille différent. Grâce à l'approche paramétrique du volume, les voxels peuvent contenir des matériaux différents. Des options d'affichage sont également fournies, vous permettant de visualiser des voxels de différents matériaux. Insérez des voxels de même taille ou GATE est désormais disponible en différentes tailles. Utilisation de figures géométriques

La voxélisation vous permet d'intégrer des images de patients voxélisées pour définir des distributions Activité et décroissance dans les simulations. D'un point de vue pratique, une image (volume voxélisé) peut être obtenue par Tomodensitométrie ou IRM. Cette fonctionnalité est très importante car elle vous permet de simulez avec précision des géométries complexes qui ne peuvent pas être modélisées analytiquement. Ainsi, la morphologie précise du patient peut être intégrée dans la simulation GATE. Cette carte de densité peut être facilement obtenue à l'aide d'un scanner en intégrant sa carte de densité.

GATE peut également intégrer des sources voxélisées (pas seulement des médias atténuateur voxélisé). Cela se fait en lisant et en insérant un fichier de type "ASCII", ou Pour les fichiers de type "Interfile". La première ligne du fichier ASCII contient trois nombres nx, ny et nz représentent respectivement le nombre de voxels contenus dans chaque partie Le volume voxélisé et le nombre de coupes qui composent le volume.

Ces trois nombres sont suivis d'une série de nombres (un nombre par voxel), chaque nombre représentant l'activité à insérer dans le voxel correspondant. On peut également considérer que le volume est supplémentaire Se compose de n domaines, chacun caractérisé par un intervalle de valeurs et une activité correspondent à cet intervalle. Une autre façon d'insérer une source voxélisée consiste à lire l'image enregistrée Utilise le format Interfile, où les niveaux de gris des voxels sont convertis en valeurs d'activité.

5) Stockage des données de simulation

Lors de la création de la géométrie, nous donnons le volume Nous voulons savoir exactement quelles interactions s'y sont produites. Plusieurs formats de sortie de données vous permettent de sauvegarder vos données Différentes informations fournies par la simulation : fichiers ascii, fichiers "ROOT" et les fichiers spécifiques à l'application "Interfile", "DICOM".

Chapitre III

Simulation de l'imagerie médicale par SPECT, PET et CT et de la radiothérapie externe

Dans ce chapitre on décrit les modalités de l'imagerie médicale : SPECT, PET et CT, ensuite on prend 4 cas pour les simuler sur la plateforme GATE, on choisit trois situations d'imagerie médicale : SPECT, PET et CT et une situation de la radiothérapie externe en utilisant un accélérateur comme une source d'irradiation.

III.1.La tomographie d'émission monophotonique SPECT

La tomographie par émission monophotonique **SPECT** (**Single PhotonEmission Computed Tomography**) utilise Les rayons gamma émis par les traceurs radioactifs qui sont détectés par une gamma-caméra, Lors du processus d'acquisition, un mouvement de rotation sous différents angles est effectué autour du patient forment une projection bidimensionnelle de la distribution tridimensionnelle du traceur radioactif [50]. Il vise principalement les tissus mous, tels que les organes internes et les vaisseaux sanguins. Il peut être utilisé pour fournir des images précises de ces tissus et organes, ce qui aide au diagnostic d'une variété de conditions médicales, y compris les maladies cardiaques, osseuses et tumorales.

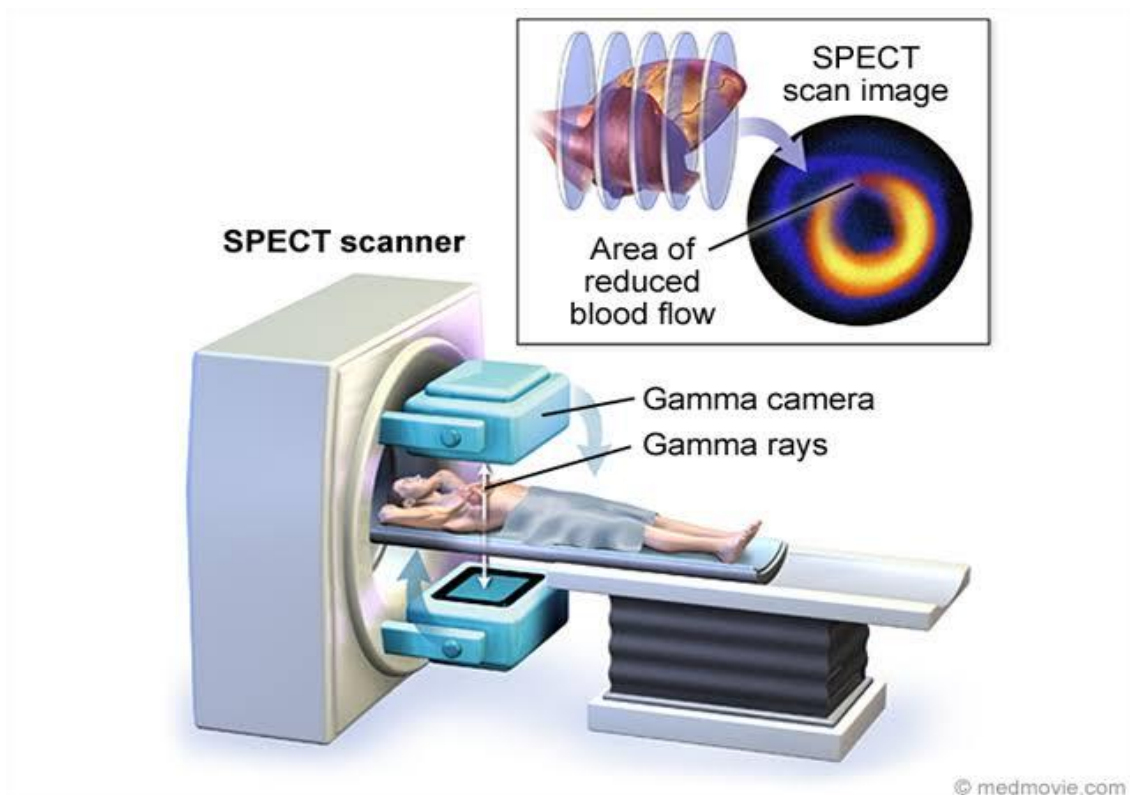


Figure III.1 : imagerie par SPECT

III.1.1. Le dispositif de détection

En 1957, le physicien américain Hal Anger mit au point la caméra à scintillation (gamma-caméra) et en réalisa le premier prototype qui remplaça alors les scintigraphies à balayage [51]. La gamma caméra permet de détecter les photons gamma émis par les marqueurs introduits dans l'organe et de déterminer leur provenance d'émission (**figure III.2**). Une gamma caméra est donc constituée d'une chaîne de détection constituée d'un collimateur, cristaux scintillateurs, tubes photomultiplicateurs et matrices d'amplificateur ainsi que unités d'acquisition et Traitement d'image.

Le cristal scintillateur reçoit les photons émis à travers un collimateur. Celui-ci est généralement une grille en plomb à canaux sélectionne les photons émis dans une direction privilégiée. Les photons reçus forment une image qui est une projection plane de la répartition de la concentration des émetteurs radioactifs [52].

Pour chaque photon reçu, le cristal convertit l'énergie, absorbée en un point, en des photons lumineux. Ces photons sont reçus par les photocathodes des tubes photomultiplicateurs et transformés en impulsions électriques. Un système électronique de positionnement permet de localiser le lieu d'impact des photons gamma dans le cristal. Il adresse les signaux de positionnement au balayage d'un moniteur vidéo.

L'image est ainsi formée. Enfin, les images obtenues seront enregistrées sur un disque de stockage. Elles subissent ensuite un traitement numérique afin d'en extraire des informations utiles au diagnostic. Ces informations peuvent être des images, des courbes ou des données numériques [53].

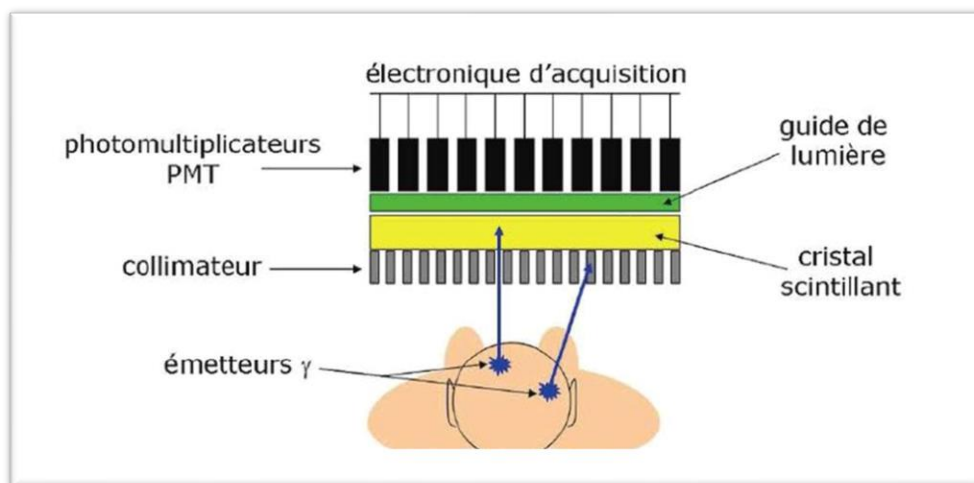


Figure III.2: Schéma de principe d'un gamma caméra

Certaines caméras sont conçues spécifiquement pour l'imagerie à plat, tandis que les caméras modernes conçues pour l'imagerie planaire et tomographique. Ils sont parfois monosépaux. Ils sont généralement doubles, voire triples (**figure III.3**). Le balayage d'angle à 360° est nécessaire pour une caméra mono-tête en tomoscintigraphie, il suffit de réaliser un scan à 180°, double tête et 120° trois têtes. Cela permet de réduire considérablement le temps d'acquisition image.

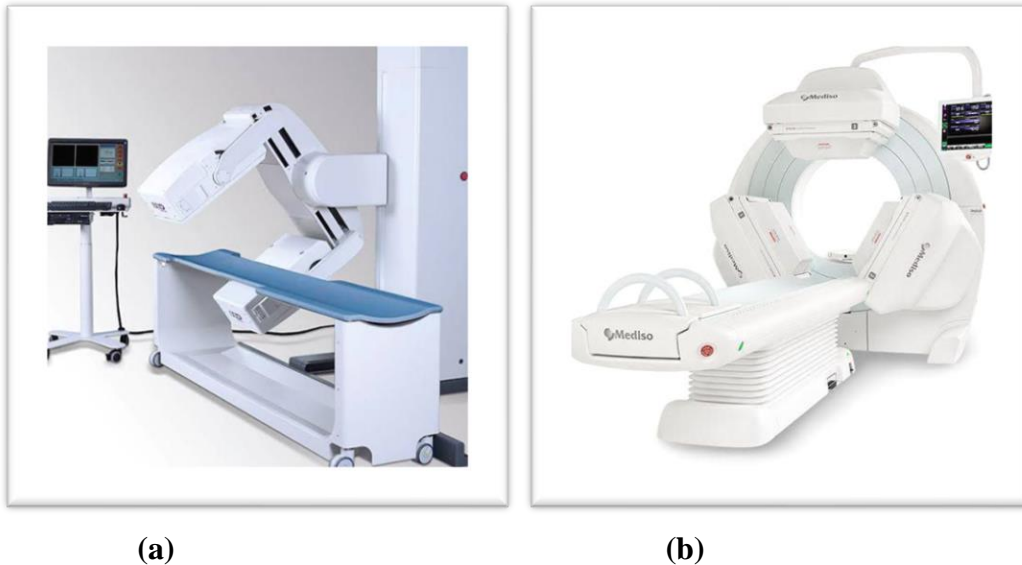


Figure III. 3: Caméras multi-têtes ((a) : double-tête; (b) : triple-tête)

III.2 .Tomographie par émission de positons PET

La tomographie par émission de positons ou **PET (Positrons Emission Tomography)**, est une technique d'imagerie fonctionnelle, elle utilise les propriétés particulières des émetteurs β^+ qui sont injectés au patient sous forme de produits marqués se liant spécifiquement aux cellules dont on veut obtenir une image. Les émetteurs de positons ont la particularité de produire par annihilation de deux photons gamma. Ces radionucléides pourraient donc être utilisés et détectés avec l'outillage classique de spectrométrie. Les photons gamma présentent deux particularités intéressantes supplémentaires. D'une part, ils sont émis dans deux sens opposés l'un de l'autre, et d'autre part, ils ont la même énergie de 511 keV quel que soit l'isotope utilisé. Cette technique nécessite donc un outil d'imagerie adapté qui lui donne toute sa puissance et sa spécificité. Dès que le Fluor 18 a été identifié comme le radio-isotope idéal pour cette technologie d'imagerie de part ses propriétés physiques et chimiques et que sa production de façon industrielle devenait réaliste [54].

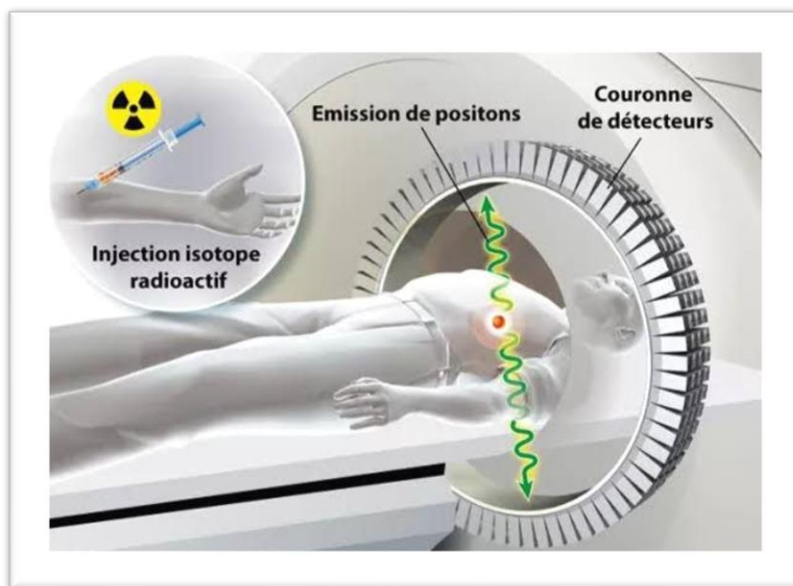


Figure III.4: Principe du PET

Les images obtenues par les gamma camera offrent une restitution en trois dimensions, in vivo et de manière non invasive, de la distribution volumique du signal radioactif à demi-vie courte au sein de l'organisme. Ainsi, la concentration volumique de la radioactivité et la cinétique tissulaire du radiotraceur peuvent être suivies au cours du temps.

Dans la TEP, les images montrent les tissus qui consomment intensivement les sucres, ce qui inclut les tumeurs cancéreuses, où la concentration de glucose est utilisée pour localiser les tumeurs. De plus, les tissus affectés par les maladies cardiaques ou cérébrales peuvent être ciblés, car le sucre est absorbé de manière intensive dans ces cas.



Figure III.5: Technique du TEP

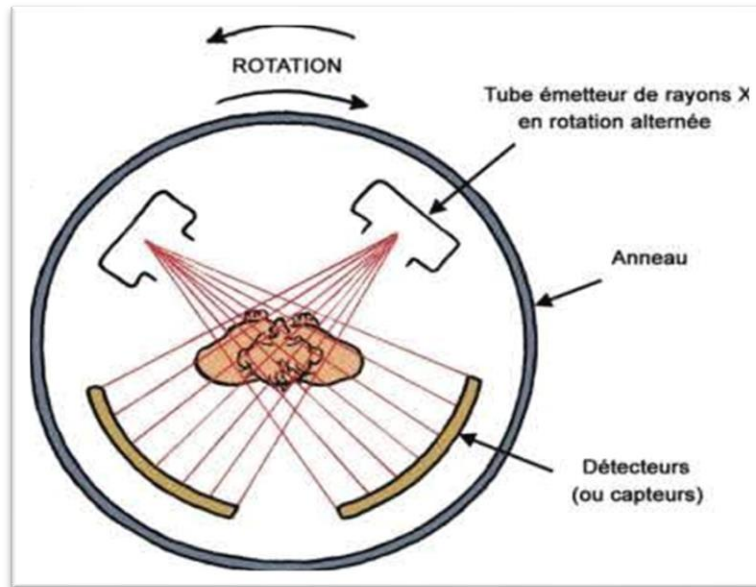


Figure III.6: Principe du CT Scan

III.4.Simulation Imagerie par SPECT

Le premier cas pris dans notre étude concerne l'imagerie par **SPECT** avec un gamma camera NaI en rotation, il contient 4 têtes at un collimateur parallèle, le lit et le fantôme est en translation, le fantôme est un cylindre remplie d'eau, au sein de ce fantôme une source de gamma d'énergie de 140 KeV est intégrée.

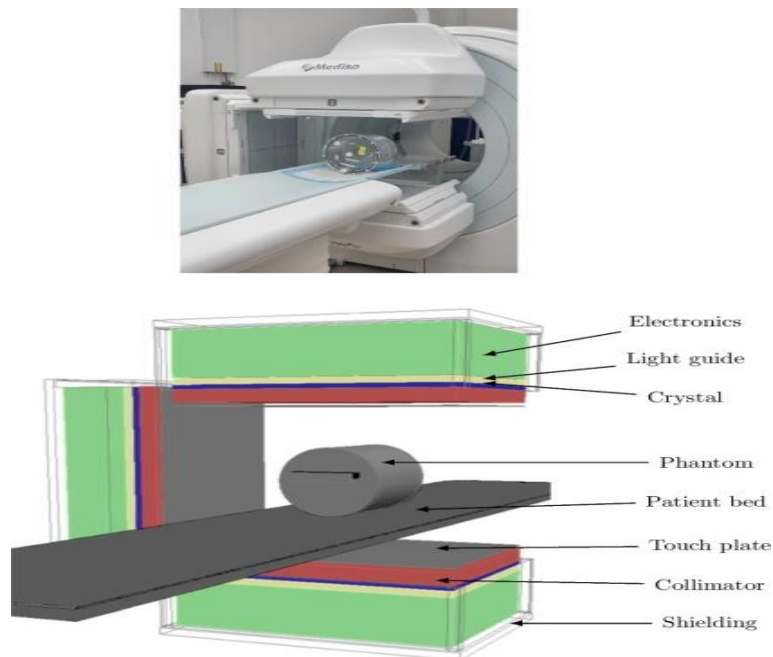


Figure III.7: Cylindre remplie d'eau qui contient une source radioactive

Un fichier macro est écrit en utilisant EduGATE, un fichier readme accompagne le fichier macro pour décrire l'évènement à simuler. On lance la simulation en appelant GEANT4.

```
# GEOMETRY
/gate/geometry/setMaterialDatabaseGateMaterials.db
# World
/gate/world/geometry/setXLength 2 m
/gate/world/geometry/setYLength 2 m
/gate/world/geometry/setZLength 2 m
/gate/world/setMaterial Air
# Geometry
/control/execute geometry.mac
# PHYSICS
/control/execute egammaStandardPhys.mac
# DETECTORS
/control/execute detector.mac
# INITIALISATION
/gate/run/initialize
# BEAMS
/control/execute beam.mac
# VISUALISATION
#/vis/open OGLSX
#/vis/viewer/set/viewpointThetaPhi 40 45
#/vis/viewer/zoom 8
#/vis/viewer/set/style surface
#/vis/drawVolume
#/vis/viewer/flush
#/tracking/verbose 0
# START BEAMS
/gate/random/setEngineNameMersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed 1000
/gate/application/noGlobalOutput
/gate/application/setTotalNumberOfPrimaries 10000000
/gate/application/start
```

Figure III.8 : exemple d'un fichier macro.

```

# GEOMETRY
/gate/geometry/setMaterialDatabaseGateMaterials.db
# World
/gate/world/geometry/setXLength 2 m
/gate/world/geometry/setYLength 2 m
/gate/world/geometry/setZLength 2 m
/gate/world/setMaterial Air
# Geometry
/control/execute geometry.mac
# PHYSICS
/control/execute egammaStandardPhys.mac
# DETECTORS
/control/execute detector.mac
# INITIALISATION
/gate/run/initialize
# BEAMS
/control/execute beam.mac
# VISUALISATION
#/vis/open OGLSX
#/vis/viewer/set/viewpointThetaPhi 40 45
#/vis/viewer/zoom 8
#/vis/viewer/set/style surface
#/vis/drawVolume
#/vis/viewer/flush
#/tracking/verbose 0
# START BEAMS

```

Figure III.9: Fichier macro pour l'imagerie SPECT

III.5.Simulation de l'imagerie médicale PET

Dans la seconde simulation, on simule l'imagerie par un système cylindrique PET, le camera en mouvement orbital est définie pour une petite animation, le fantôme est d'un cylindre remplie d'eau, au sein de ce fantôme on injecte une source radioactive carbone 11 émetteur de β^+ ,

III.6.Simulation de l'imagerie médicale CT

Dans la troisième simulation, on simule l'imagerie par un scanner CT, le fantôme est un cylindre rempli d'eau irradié par une source de rayons X, la source tourne autour du fantôme.

III.7.Simulation de la radiothérapie externe avec un accélérateur des électrons

Dans la troisième simulation, on reproduit par la plateforme GATE la radiothérapie externe d'un fantôme qui est un cylindre rempli d'eau, la source est un accélérateur des électrons avec une énergie de 12 MeV.

La source	Accélérateur linéaire
Type de rayonnement	Photons ; Électrons
Énergie de rayonnement maximale	18MV ; 20MeV
Énergie minimale du rayonnement	6MV ; 6 MeV
Algorithme utilisée	Triple AAA
Distance détecteur- source	Variable
Distance isocentre-source	100 Cm

Tableau III.1 : Les données de l'accélérateur

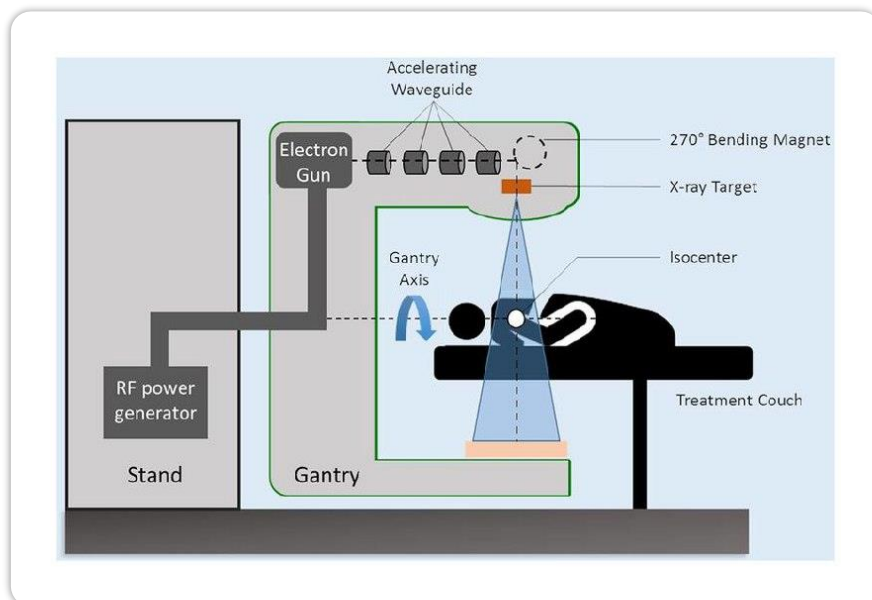


Figure III.10 : L'accélérateur émis des électrons d'énergie 12 MeV.

Chapitre IV :
Résultats et discussion

Dans ce chapitre, on présente les résultats de simulation par la plateforme Gate des quatre évènements présentés et proposés au troisième chapitre, trois évènements concernent les techniques d'imagerie médicale : SPECT, PET et CT, et le quatrième cas concerne la radiothérapie externe avec un accélérateur émetteur des électrons d'énergie de 12 MeV. Une configuration précise de la méthodologie en mode statique et dynamique est obtenue avec la détermination de la composition matérielle des : sources, fantômes et détecteur.

IV.1. Résultat de simulation SPECT

Dans les figures : IV.1, IV.2, IV.3, les résultats de simulation obtenus par la plateforme GATE. Des configurations visuelles globales et localisés de la source, du fantôme, ainsi du détecteur (gamma camera) sont obtenues, on trouve aussi des configurations dynamiques (vidéos sur l'évènement en temps réglable par l'utilisateur), par exemple on voit les têtes en mouvement autour du fantôme et de la source de rayonnement.

Une spectrométrie est obtenue pour le radiotracer injecté, ou il détermine la distribution de la source radioactive avec, sa concentration, les spectres détectés de l'élément radioactif.

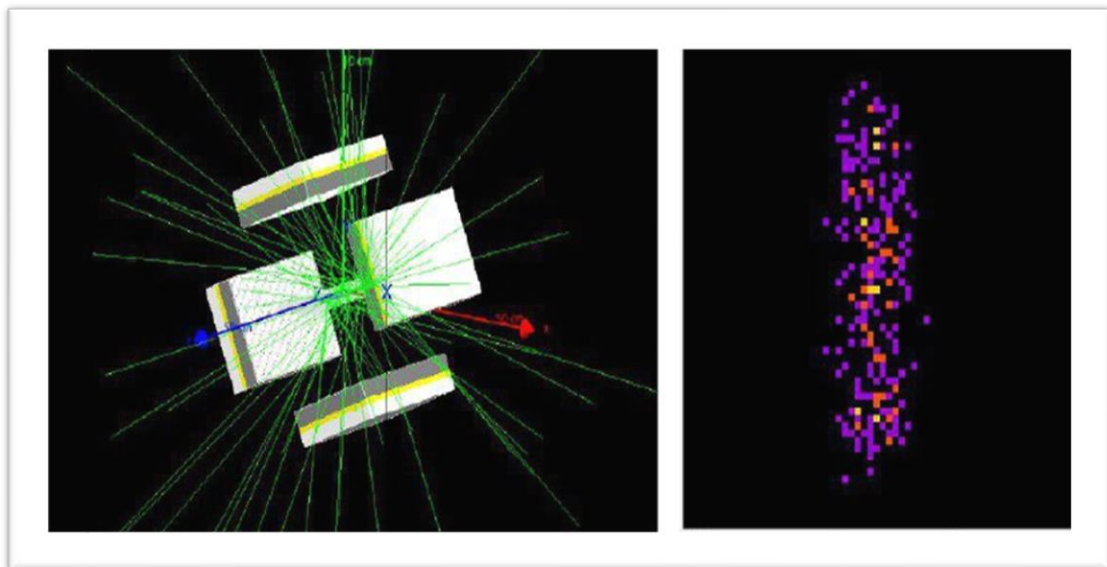


Figure IV.1: Configuration des têtes de SPECT et du fantôme avec la source de gamma intégrée.

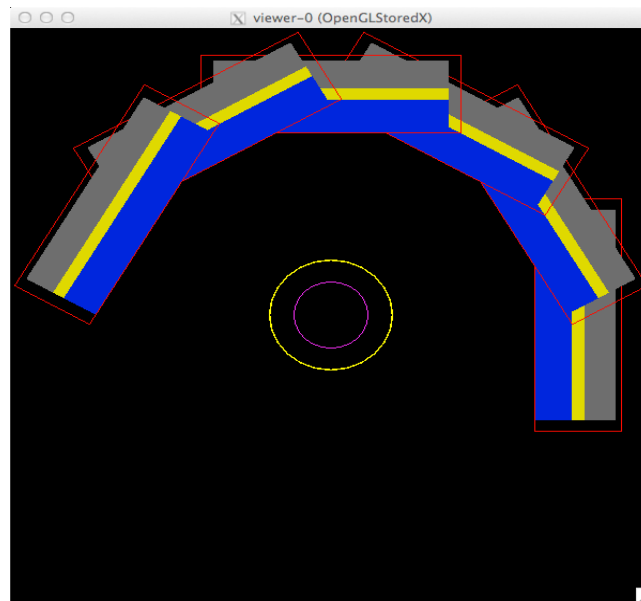
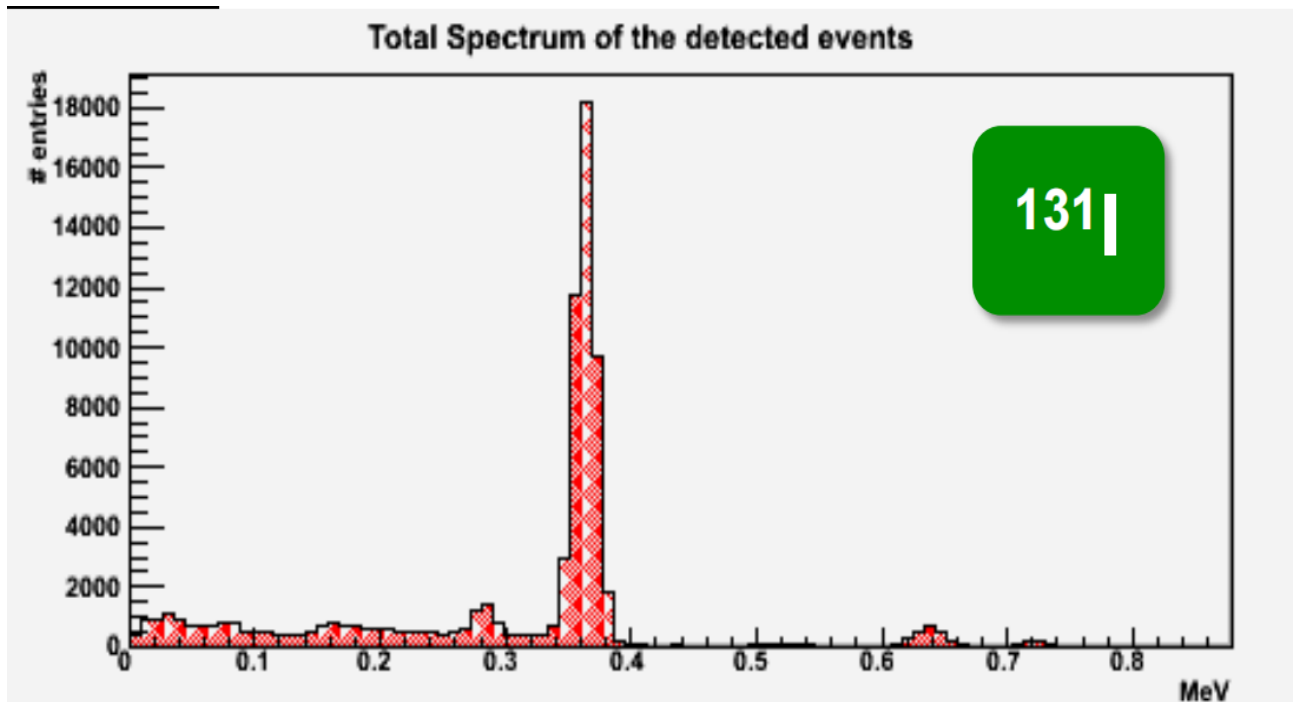


Figure IV.2: Configuration du Gamma camera dans SPECT



FigureIV.3 : Spectre de la source ^{131}I obtenu par un gamma camera avec GATE.

IV.2. Résultat de simulation PET

La simulation configure de la source (émetteur de β^+) présentée par un point blanc dans un cylindre d'eau (bleu), ainsi du scintillateur, la détection repose sur la détection des rayons gamma (vert) émis après l'annihilation de positron. Le cristal scintillateur (rouge) détecte et scintille avec chaque interaction avec les rayons gamma émis après l'annihilation des positrons.

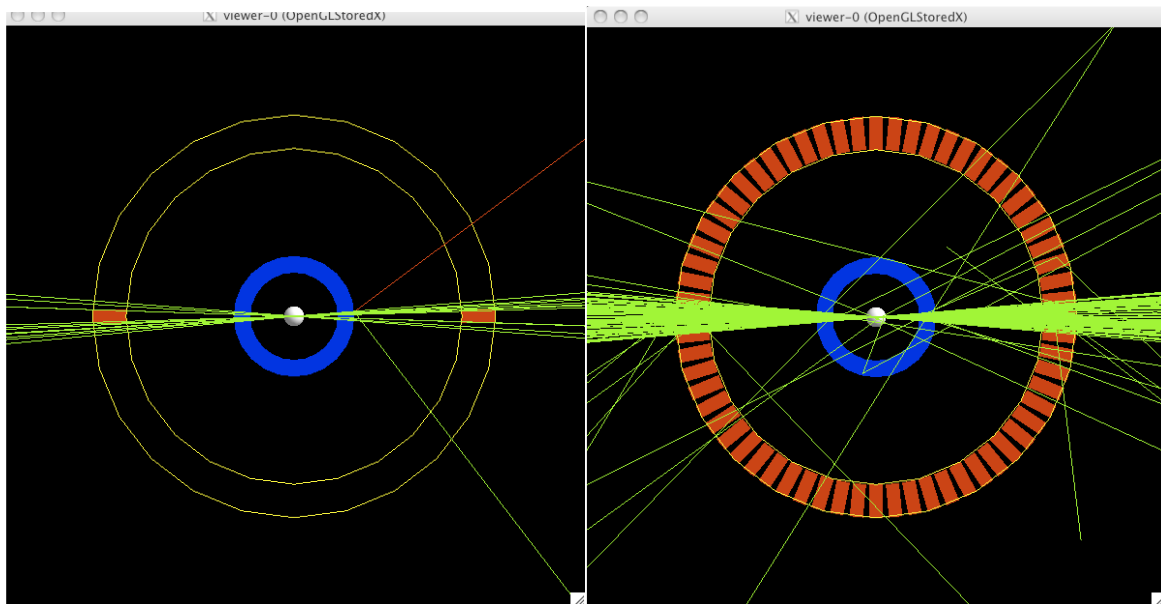


Figure IV.4 : configuration de la source émettrice de positron à l'intérieur du fantôme cylindrique dans un PET

IV.3. Résultat de simulation CT

Dans la figure IV.5, on présente la simulation de la technique d'imagerie médicale scanner CT ou une source de rayon X est utilisé avec un fantôme qui a une forme de cylindre. Une configuration en deux dimensions et trois dimensions sont obtenues pour le fantôme (bleu) et l'évènement (tomographie).

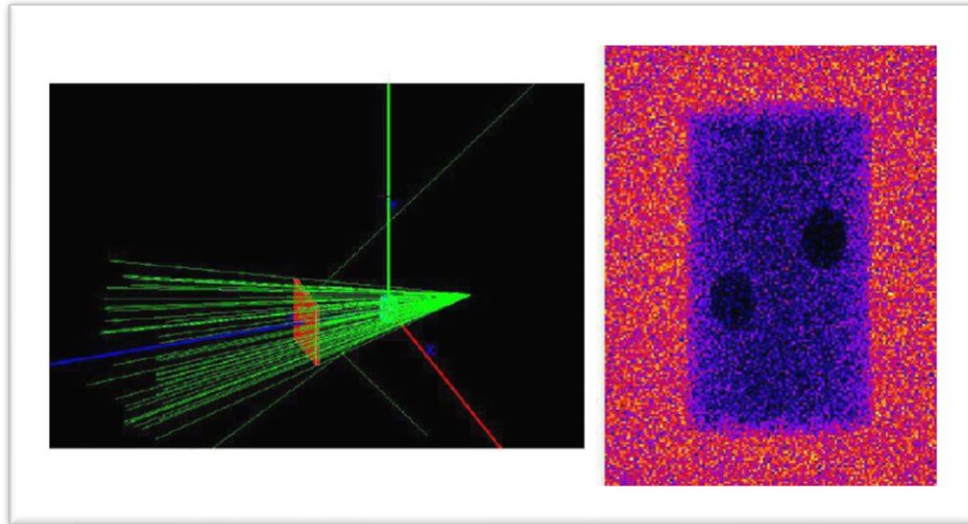


Figure IV.5 : configuration du scanner CT.

IV.4. Résultat de simulation de la radiothérapie externe

Dans les figures : IV.6, IV.7, IV.8, IV.9, on présente la simulation la radiothérapie, en utilisant des électrons accélérés par un accélérateur et qui frappent un cylindre d'eau. Toujours on a la possibilité de configurer visuellement l'évènement d'irradiation, les figure donne IV.7, IV.8, IV.9 calculent des grandeurs physiques et donne davantage informations sur l'évènement tels que : la distribution de l'énergie du rayonnement (spectrométrie), la distribution angulaire du rayonnement la distraction de la dose absolue et relative en fonction de la profondeur traversé, les point d'interaction (dans la matière sensible du détecteur). L'information obtenue prouve la capacité de la plateforme GATE. La simulation de radiothérapie externe, la plateforme gate donne les distributions de l'énergie pour différents processus physique.

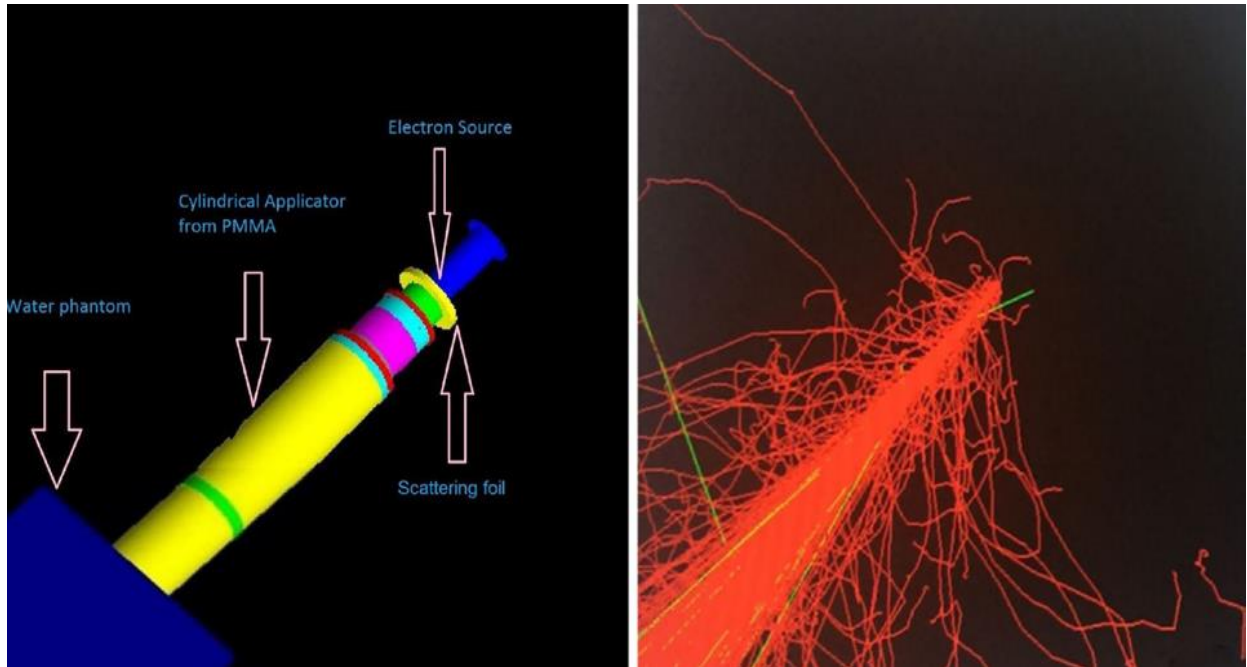


Figure IV.6 : simulation du rayonnement produit par un accélérateur des électrons.

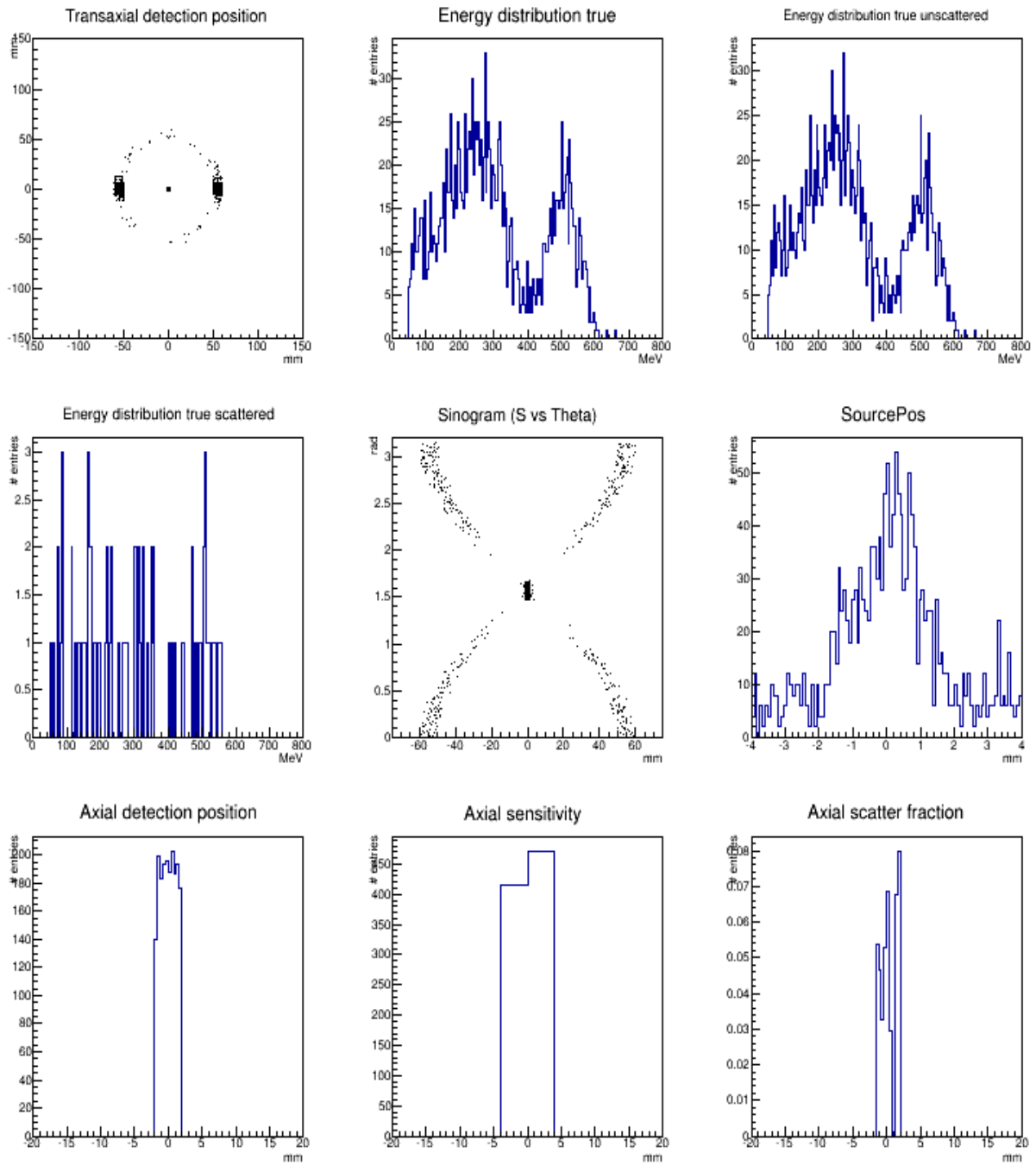


Figure IV.7 : La simulation avec Gate nous permet de déterminer la distribution de la dose absorbée par le fantôme.

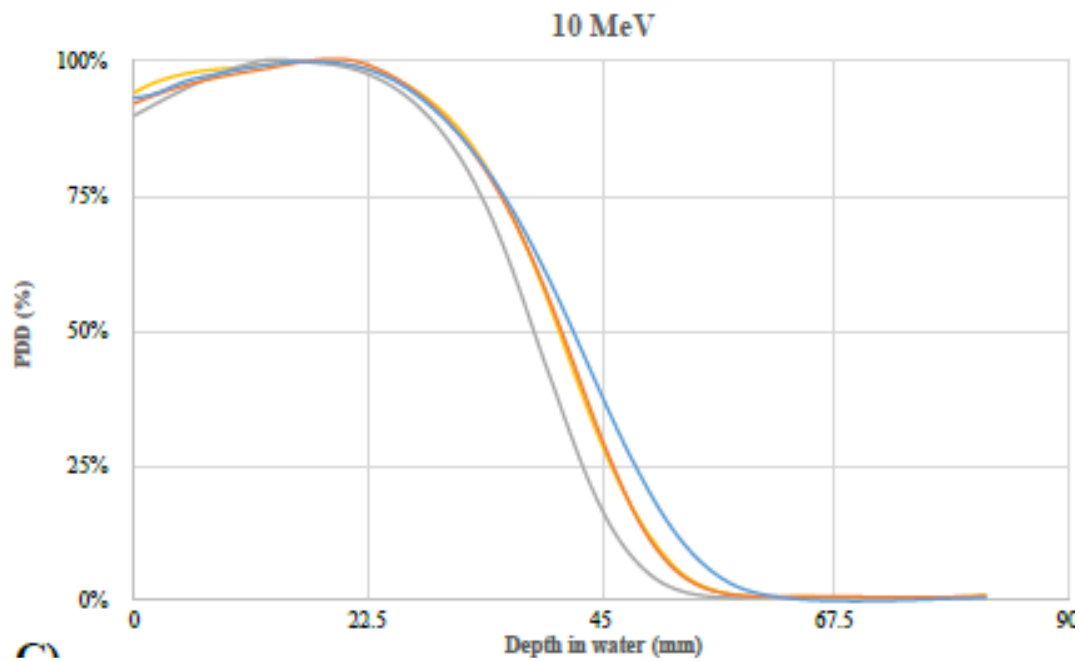


Figure IV.8 : Simulation de l'accélérateur et le fantôme le faisceau des électrons.

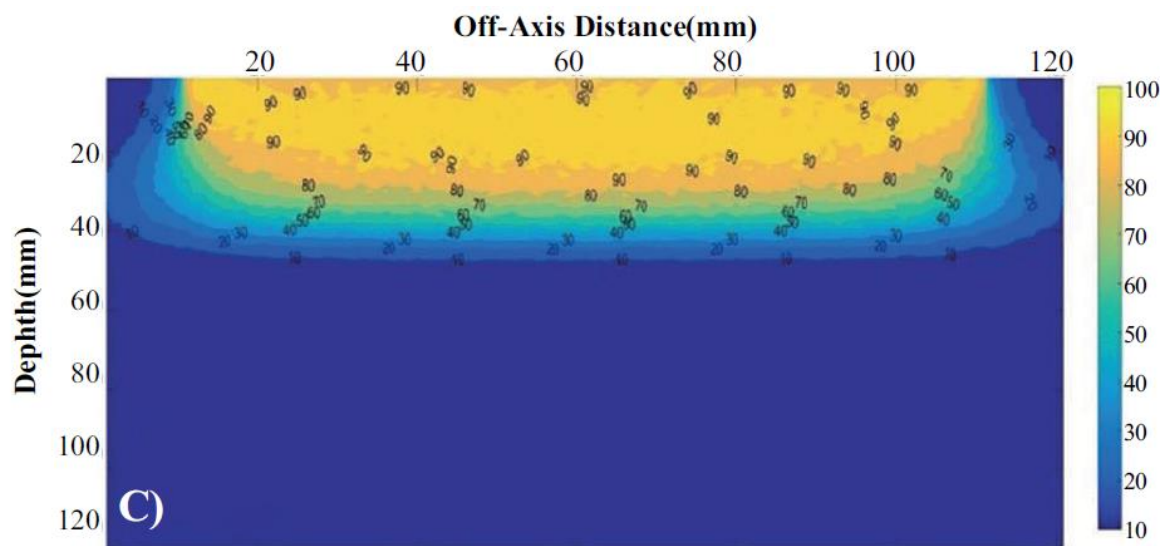


Figure IV.9 : Simulation da la distribution de la dose au sein du fantôme.

Conclusion générale

La simulation Monte Carlo est un outil puissant et incontournable dans les domaines de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Son utilisation à travers la plateforme Gate via GEANT4 permet de comprendre la physique de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Ce qui conduit à valider les modèles physique expliquant les techniques médicales SPECT, PET et CT, ce qui aide au diagnostic et traitement des pathologies. Elle permet aussi de concevoir des détecteurs plus performants, d'analyser l'impact des caractéristiques des rayons sur la qualité des images et de raffiner les processus de reconstruction d'images.

En radiothérapie, la simulation Monte Carlo joue un rôle important dans l'évaluation de la précision du ciblage des tumeurs par les faisceaux de rayonnement. Elle permet d'analyser l'influence des propriétés des faisceaux sur la distribution de l'irradiation au sein du corps humain, ce qui conduit à une optimisation des traitements et à une réduction des effets secondaires de la radiothérapie.

La plateforme GATE se base sur le code de simulation GEANT4, qui utilise la méthode montée Carlo pour le transport du rayonnement, on a exploré tout d'abord la simplicité de la plateforme à décrire des évènements simples et complexes, ainsi les constituants de l'évènement: source, fantôme, détecteur. La plateforme donne aussi la possibilité de définir plusieurs formes de géométrie et divers composition matérielle, GATE donne aussi accès aux modèles physiques appropriés pour chaque situation simulée.

Grosso modo, la simulation Monte Carlo, notamment à travers la plateforme Gate, représente un développement remarquable dans le domaine de la physique médicale. Son utilisation contribue à améliorer la précision des diagnostics et à optimiser l'efficacité des traitements, il permet aussi à réduire les risques associés aux thérapies radiatives.

Les résultats de simulation par la plateforme GATE pour les quatre évènements choisis : trois évènements concernent les techniques d'imagerie médicale SPECT, PET et CT, et le quatrième concerne la radiothérapie externe, ont présenté sa capacité à reproduire ces évènement en temps réglable par l'utilisateur. Une configuration précise de la méthodologie en mode statique et dynamique est obtenue avec la détermination de la composition matérielle des : sources, fantômes et détecteur.

Des configurations visuelles globale et localisé de la source du fantôme, ainsi du détecteur (gamma camera) sont obtenues, on trouve aussi des configurations dynamiques (vidéos) .Une spectrométrie est obtenue pour le radiotracteur injecté, ou la plateforme détermine la distribution de la source radioactif avec sa concentration.

La simulation de la radiothérapie, donne des configurations visuellesexactes de l'évènement et des différents constituants de l'équipement. La plateforme calcul des grandeurs physiques telles que : la distribution de l'énergie du rayonnement(spectrométrie), la distribution angulaire du rayonnement la distribution de la dose absolue et relative en fonction de laprofondeur traversé, les point d'interaction (de la détection).Les informationsobtenuesprouvent la capacité de la plateforme de simulation GATE.

Bibliographie

- [1] Luc Pellecuer et Sandrine Poteau, « cours de théorie de la circulation, la simulation » ; 2020; 159.
- [2] **BENHALOUCHE, S.** GATE Monte Carlo simulation in radiation Therapy for Complex and dynamic beams in IMRT. Université de Bretagne Occidentale, 177P,(2014).
- [3] **SAMI, H.** Calculs Monte Carlo en transport d'énergie pour le calcul de la dose en radiothérapie sur la plateforme graphique hautement parallèle. Université de Montréal, 2011
- [4] **FAKHEREDDINE, R.** Méthodes De Monte Carlo Stratifiées Pour L'intégration Et La Simulation Numériques, Université De Grenoble, 2013.
- [5] **KAWRAKOW I. ET ROGERS D.W.O.**, "The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport", NRCC Report PIRS-701, novembre 2003.
- [6] **JOLCELEYNE MAZURIER**, daptation du code de Monte Carlo Penelope pour la métrologie de la dose absorbée : caractérisation des faisceaux de photons X de haute énergie et calcule de facteurs de correction de dosimètres de référence, Université Paul Sabatier de Toulouse, 28 Mai 1999
- [7] **Azli Tarek**, Calcule de l'énergie déposée des particules chargées dans la matière, Université Ferhat Abbas–SÉTIF, Novembre 2010.
- [8] **Ben cheikh Mohamed**, Simulation Monte Carlo d'un accélérateur linéaire pour l'optimisation de la dosimétrie en radiothérapie, Université Sidi Mohammed Ben Abdellah, 04 /11/ 2017.
- [9] **Pr Guy Frija, Pr Bernard MAZOYER**, " L'imagerie médicale ", avril 2002.
- [10] **G. Frija et B. MAZOYER**, « L'Imagerie Médicale », Université de Caen et Paris. 2002.
- [11] **A.Meziane** « Systèmes d'Information en Imagerie Médicale : Moyen de Diagnostic, de Thérapie et d'Economie » Centre de Recherche sur l'Information Scientifique et Technique Ben AKNOUN. RIST VOL. 11, N° 02, 2001.
- [12] http://lsiit-miv.u-strasbg.fr/miv/index.php?contenu=dispositifs_imagerie_medicale.php

- [13] Guide de bon usage des examens d'imagerie, 1ère édition, 2005.
- [14] **Antoni D, BOCKEL S, Deutsch E, MORNEX F.** Radiothérapie et thérapies ciblées/immunothérapie. Cancer/Radiothérapie [Internet]. 1 OCT 2016 [cité 13 Févr 2019];20(6):434-41.
- [15] **SAYAH, R.** Evaluations des doses dues aux neutrons secondaires reçues par des patients de différents âges traités par photothérapie pour des tumeurs intracrâniennes, UNIVERSITÉ Paris Sud, 266P, (2012).
- [16] LIVRE: Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, international atomic energy agency vienna, E.B. Podgorsak Technical Editor. (2005), 657P.
- [17] Innovations en radiothérapie : un regard sur 2018 | Elsevier ENHANCED Reader [Internet]. [cité 13 mars 2019].
- [18] **THIAM, C.O.** Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte Carlo GATE sur grille informatique, Université Blaise Pascal Clermont-Ferrand II, 159P, (2007).
- [19] **HENNEQUIN C, MAZERON J-J.** Radiobiologie de la curiethérapie. Cancer Radiothér [Internet]. avr 2013 [cité 19 févr 2019];17(2):81-4.
- [20] Biophysique radiobiologie radiopathologie P. Galle R.Paulin Edition Masson, Paris 2000.
- [21]. **CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER.**
"Personne compétente en radioprotection". Principes de radioprotection réglementation. EDP Sciences 2007. France.ISBN : 978-2-86883-948-0.
- [22]. **TILAHUN TESFAYE.** "Physique nucléaire". Université Virtuelle Africaine Addis Ababa, License (Creative Commons), Version 2.5.
- [23]. PHENOMENES DE FREINAGE. [Online], [cité : Août, 2011].
- [24]. SPECTRO-ALPHA3."Spectrométrie " <http://www.cesr.fr/~jean/SpectroAlpha3.pdf>
- [25] **Aissani, M., &Yahoûni, I.** Dosimétrie des photons de haute énergie. Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, (2011).
- [26] **Ben lakhdar Fatiha,** Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption des rayonnements dans un tissu biologique, Université des sciences et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, 22/02/2018.

[27] **ROGERS D.W.O., WALTERS B. ET KAWRAKOW I.**, “BEAMnrc Users Manual”, NRCC Report PIRS- 509revK, février 2007.

[28] **GOURIOU, J.** Utilisation des codes de Monte-Carlo dans l'établissement de références dosimétriques pour les rayonnements ionisants. REVUE FRANÇAISE DE MÉTROLOGIE no 29, Volume 2012-1.

[29] **KAWRAKOW I.**, “egspp: the EGSnrc C++ class library”, NRCC Report PIRS-899, avril 2005.

[30] **MCKINNEY G.W., DURKEE J.W., HENDRICKS J.S., JAMES M.R., PELOWITZ D.B., WATERS L.S. ET GALLMEIER F.X.**, “MCNPX Overview”, Rapport LA-UR-06-6206, Proceedings of the 2006 Hadronicshower simulation workshop, septembre 2006

[31] **SALVAT F., FERNANDEZ ´ -VAREA J.M. ET SEMP AU J.**, “PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo simulation of Electron and Photon transport”, NEA Data Bank, ISBN 978-92-64-99066-1, juillet 2008

[32] **TRAN, N.** Extension et validation de l'outil Geant4 dans le cadre du projet Geant4-DNA pour la prédiction des dommages biologiques radio-induit à l'échelle cellulaire. Université de bordeaux 1, 191P, (2012).

[33] **Francis, Z.** Simulations Monte-Carlo et étude microdosimétrique pour des irradiations cellulaires à faibles doses en neutrons de 14 MeV Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, Clermont-Ferrand, France, (2007).

[34] **CHAMPION, C.** Etude théorique des processus ionisants induits par impact d'ions sur des molécules d'intérêts biologique, Université Paul Verlaine – Metz, 187P, (2010).

[35] **Pham, Q. T.** Couplage et validation de l'extension Geant4-DNA dans la plateforme de simulation Monte Carlo GATE pour l'irradiation de molécules d'ADN dans un environnement de grille de calcul, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, France, (2014).

[36] **Lekhdar, H.** Étude théorique des processus ionisants induits par impact d'ions sur des molécules d'intérêt biologique : application au développement d'une simulation Monte Carlo de suivi de protons dans la matière biologique, Université Paul Verlaine-Metz, (2010).

- [37] **BaaliOuame Hadjer & Labdai Sarah** .Validation de la plate-forme GATE pour des traitements de curiethérapie HDR impliquant des sources de Co-60 : Application en curiethérapie gynécologique, Université Saâd DAHLAB-Blida 1, (2021).
- [38] **Ben lakhdar Fatiha**, Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption des rayonnements dans un tissu biologique, Université des sciences et de la technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, 22/02/2018
- [39] **Lamare F, Turzo A, Bizais Y**, Cheze Le Rest C. and Visvikis D
 “Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using GATE”. Phys. Med. Biol. p943-962, (2006).
- [40] **Charbel M.** « Optimisation de la reconstruction complète 3D en tomographie par émission de positon du petit animal par modélisation Monte-Carlo de la matrice système », Phys. Med. Biol, p.105-106, (2007).
- [41] **Lazaro D.** « Validation de la plate-forme de simulation GATE en Tomographie d'Emission Monophotonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complète ». Université de Blaise Pascal. Clermont Ferrand, 2003.
- [42] **SakelliosN., Karali E., Lazaro D., Loudos G. and Nikita K.** “Monte-Carlo simulation for scatter correction compensation studies in SPECT imaging using GATE software package”.7ucl. Instr. Meth. Phys. Research Section A. 569, p.404-408, (2006).
- [43] **ElFakhri G, Buvat I,Pelegri M, Benali H, Almeida P,Bendriem B,Di Paola R.**“Respective roles of scatter, attenuation, depth-dependent collimator response and finite spatial resolution in cardiac SPECT quantitation: a Monte Carlo study”. Eur. J. 7ucl. Med. 26, p.437-446, (1999).
- [44] **Habib B.** « Validation de la plate-forme de simulation « GATE » pour des traitements de curiethérapie impliquant des sources d'iode 125 », p.25, (2006).
- [45] **Buvat I and Castiglioni I.** “Monte-Carlo methods in PET and SPECT”. Quarterly J Nucl.Med. 46, p.48-59, (2002).
- [46] **Buvat I,Castiglioni I, Feuardent J and Gilardi MC.** “Unified description and

Validation of Monte Carlo simulators in PET”, Phys. Med. Biol.50 p.329-346, 2005.

[47] <http://www.opengatecollaboration.org/SPECTsystems>

[48] **Sakellios N., Karali E., Lazaro D., Loudos G. and Nikita K.** “Monte-Carlo Simulation for scatter correction compensation studies in SPECT imaging using GATE software package”. 7ucl. Instr. Meth. Phys. Research Section A. 569, p.404-408, (2006).

[49] **Charbel M.**« Optimisation de la reconstruction complète 3D en tomographie par émission de positon du petit animal par modélisation Monte-Carlo de la matrice système », Phys. Med. Biol, p.105-106,(2007).

[50] **Yerouchalmi-Soussaline, F** .Emission tomography: quantitative aspects in metabolic and physiopathologic studies, (1984).

[51] **Ben, A.** The implementation of quality controls of gamma camera functioning and simulation of tomography techniques by Gate and GEANT4, (2010).

[52] **d'Aillon, E. G.** Etude des performances spectrometriques des detecteurs gamma CdTeCdZnTe monolithiques (Doctoral dissertation, Université Joseph-Fourier-Grenoble I), (2005).

[53] **Makhlouf, F.** Restauration des images en scintigraphie planaire et SPECT suite à la réduction des doses administrées et des temps de pause (Doctoral dissertation, Télécom Bretagne; Université de Rennes 1), (2014)

[54] **Bernard-Gauthier, V.** Développement et radiosynthèse de ligands du récepteur tyrosine kinase neurotrophique type 2 (TrkB) marqués aux carbone-11 et fluor-18 pour l'imagerie cérébrale par tomographie d'émission de positons , (2014).

تُعدّ محاكاة مونتّي كارلو تقنية محاكاة رقمية متقدمة تُستخدم لفهم تفاعلات الإشعاع مع المادة بدقة عالية. تُستخدم هذه التقنية نطاق واسع في مجالات التصوير الطبي والعلاج الإشعاعي، مما يُساعد في تحسين التشخيص والعلاج بشكل كبير في مجال التصوير الطبي، تُستخدم محاكاة مونتّي كارلو لتحسين جودة الصور في تقنيات (PET) و (SPECT) و (CT)، مما يُساعد في تشخيص الأمراض بدقة أعلّم كما تُساعد في تصميم مُكشفات أفضل لـ (PET) و (SPECT) لجمع بيانات أكثر دقة و لتقييم دقة توجيه الحزم الإشعاعية إلى الورم بدقة عالية. وايضا تُساعد في تحليل تأثير خصائص الحزمة الإشعاعية على توزيع الإشعاع داخل الجسم، مما يُساعد في توجيه الإشعاع إلى الورم مع تقليل الضرر للأنسجة السليمة. تعتبر منصة Gate برنامج محاكاة مونت كارلو مفتوح المصدر يُستخدم على نطاق واسع في مختلف مجالات الفيزياء الطبية. تتميز هذه المنصة بمرونة عالية وقابلية للتخصيص، مما يُتيح للمستخدمين تصميم محاكاة مُخصصة لتلبية احتياجاتهم بشكل عام، تُعدّ محاكاة مونتّي كارلو باستخدام منصة Gate أداة قوية تُساعد في تطوير تقنيات جديدة وتحسين فعالية العلاجات الطبية في مجالات التصوير الطبي والعلاج الإشعاعي.

Résumé

La simulation de Monte Carlo est une technique de simulation numérique avancée utilisée pour comprendre les interactions du rayonnement avec la matière avec une grande précision. Cette technique est largement utilisée dans les domaines de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, contribuant ainsi à améliorer considérablement le diagnostic et le traitement. Dans le domaine de l'imagerie médicale, la simulation de Monte Carlo est utilisée pour améliorer la qualité des images dans les techniques PET, SPECT et CT, ce qui permet un diagnostic plus précis des maladies. Elle permet également de concevoir de meilleurs détecteurs pour PET et SPECT afin de collecter des données plus précises. En radiothérapie, la simulation de Monte Carlo est utilisée pour évaluer la précision du ciblage des tumeurs par les faisceaux de rayonnement. Elle permet d'analyser l'influence des propriétés du faisceau sur la distribution de l'irradiation dans le corps, ce qui conduit à une optimisation des traitements et à une réduction des effets secondaires. Gate est un logiciel de simulation Monte Carlo open source largement utilisé dans divers domaines de la physique médicale. Cette plate-forme se distingue par sa grande flexibilité et sa capacité de personnalisation, permettant aux utilisateurs de concevoir des simulations sur mesure pour répondre à leurs besoins spécifiques. En général, la simulation de Monte Carlo, notamment via la plateforme Gate, représente une avancée majeure dans le domaine de la physique médicale. Son utilisation contribue à améliorer la précision des diagnostics, à optimiser l'efficacité des traitements et à réduire les risques associés aux thérapies radiatives.

Abstract

Monte Carlo simulation is an advanced computational technique used to understand the interactions of radiation with matter with high accuracy. This technique is widely used in the fields of medical imaging and radiation therapy, which significantly improves diagnosis and treatment. In the field of medical imaging, Monte Carlo simulation is used to improve the image quality in PET, SPECT, and

CT techniques, which helps in diagnosing diseases with higher accuracy. It also helps in designing better detectors for PET and SPECT to collect more accurate data. In the field of radiation therapy, Monte Carlo simulation is used to assess the accuracy of directing radiation beams to the tumor with high precision. It also helps in analyzing the effect of beam properties on the distribution of radiation within the body, which helps in directing radiation to the tumor while minimizing damage to healthy tissues.

The Gate platform is an open-source Monte Carlo simulation program widely used in various fields of medical physics. This platform is highly flexible and customizable, allowing users to design customized simulations to meet their needs. Overall, Monte Carlo simulation using the Gate platform is a powerful tool that helps in developing new technologies and improving the effectiveness of medical treatments in the fields of medical imaging and radiation therapy.