

# Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du Diplôme de Master

Domaine Sciences de la Matière

Filière : physique

Spécialité : physique des matériaux et modélisation numérique

## Thème

**Investigation de la dose interne de l'œil humain due  
à l'émission de l'iode 131 : Simulation de Monte  
Carlo**

Présenté par : CHIA belal

Soutenu le: 02/07/2017

Devant le jury :

<b>Président :</b>	Mr MOULA Baghdadi	MCB(Univ. Bordj Bou Arreridj)
<b>Encadreur1:</b>	M <sup>r</sup> BENTABET Abdelouahab	Professeur(Univ. Bordj Bou Arreridj)
<b>Encadreur 2 :</b>	M <sup>r</sup> BETKA Abderrahim	MCB(Univ. Setif 1 )
<b>Examineur 1:</b>	M <sup>r</sup> MECHOUMA Farid	MAA (Univ. Bordj Bou Arreridj)
<b>Examineur 2 :</b>	M <sup>me</sup> KEBIR Hadda	MAA (Univ. Bordj Bou Arreridj)

Année universitaire : 2016/2017



# *Remerciements*

*Avant tout propos, je remercie Allah le tout-puissant de m'avoir donné le courage et la volonté pour pouvoir élaborer ce travail et le présenter.*

*En effet, le présent mémoire de Master n'aurait pu avoir le jour sans la contribution de nombreuses personnes, dont je me fais aujourd'hui un plaisir et un devoir de les remercier.*

*Je suis reconnaissante à mon encadreur Mr Benthabet Abdalwahab et Mr betka abdelhalim*

*Qui m'a aidé à progresser dans ma recherche grâce à ses conseils, Directifs, son esprit critique et son soutien tout long de la réflexion de cette recherche .et qui a bien voulu assurer le suivi de mon étude à Travers son encouragement et ses précieux conseils qui m'ont été très Utiles dans l'élaboration de cette recherche.*

*Je tiens à remercier vivement tous mes enseignants qui m'ont aidé à l'accumulation des connaissances nécessaires durant le cursus universitaire.*

*Enfin, je remercie vivement les membres de jury qui ont accepté de juger ce travail.*

**MERCI**

# Dédicaces

*Je dédie ce modeste travail à :*

*Mes très chers parents qui ont sacrifié pour moi,  
Et qui ont consacré leur vie pour me voir réussir*

***A mes frères** (Messoud , Saifeldoula , Ilyas, Elhaws et Elaid)*

***A mes sœurs** (Kaltoum, Lila, Fella, Wissam et Aicha)*

*pour leurs soutiens et ses encouragements*

***A mes tante** : Sara et Bouchra*

***Aux familles** : Chia et Seghiri*

***Aux les Fils de mon frère et ma sœur** :*

*Achouk, Soundous, Oumaima, Adel, mohamed et ayoub*

*Ainsi qu'aux tous **mes amis** (Anis, Abdelnaser, Salah, Amar, Yacine,  
Ishaq, Abdelmoumane , Fares, Rochdi , Khaled, Abdeldjalil et Zohir)*

*Et à toute la promotion de la physique des matériaux 2017, et  
l'organisation ugel*

*A tous les enseignants qui m'ont enseigné durant toute ma formation ainsi  
que **Mr. BENTABET** et **Mr. BETKA***

**CHIA BILAL**

## Sommaire

Titre	Page
Liste des tableaux.....	i
Liste des figures .....	ii
Introduction générale.....	01

### CHAPITRE I : Généralités Sur La Radioactivité Et Le Matériau

#### Radioactif Iode 131

I.1. LA RADIOACTIVITE.....	03
I.1.1. Historique.....	03
I.1.2. Définition .....	04
I.1.3. Les désintégrations radioactives .....	05
I.1.3.1. Introduction .....	05
I.1.3.2. Etats énergétiques des atomes et noyaux .....	06
I.1.4. Quelques notions sur les rayonnements .....	06
I.1.4.1. Les type de rayonnement .....	08
a. Le rayonnement gamma ( $\gamma$ ) .....	08
b. Le rayonnement bêta plus ( $\beta^+$ ) .....	08
c. Le rayonnement bêta moins ( $\beta^-$ ) .....	09
d. Le rayonnement alpha ( $\alpha$ ) .....	09
I.1.4.2. Les unités de mesure et les doses .....	10
I.1.5. Cinétique de la désintégration .....	11
I.2. L'IODE-131 .....	13
I.2.1. Introduction .....	13
I.2.2. Caractéristiques .....	15
I.2.2.1. Propriétés radio-physiques .....	15
I.2.2.2. Propriétés biologiques .....	16
I.2.3. Utilisation .....	16
I.2.4. Contraintes de dose .....	17
a. Contraintes de dose en médecine .....	17
b. Contraintes de dose dans le traitement par l'iode 131 .....	18

#### Chapitre II : Procédure de la simulation par la méthode de

# Sommaire

---

## Monte Carlo

II.1. Introduction .....	20
II.2. Historique des méthodes de Monte Carlo .....	20
II .3. Simulation .....	21
II .3.1. Définition de la simulation .....	21
II .3.2. Le but de la simulation .....	22
II .3.3. simulation d'un système .....	22
II .4. Méthodes classiques de simulation .....	24
II .4. 1. Dynamique moléculaire (DM) .....	24
II .4.2. Méthodes de simulations numériques ou de Monte Carlo .....	25
II .5. Modélisation par la méthode Monte Carlo .....	26
II .5.1. Variables aléatoires .....	27
II .5.2. Transport de particules .....	28
II .6. Principe des simulations Monte Carlo .....	29
II .6.1. Détermination d'un événement dans les simulations Monte-Carlo .....	29
II .6.2 Les processus discrets .....	29
II .7. Méthode d'inversion directe .....	30
II .8. Méthode du rejet .....	31

## CHAPITRE III : Œil humain

III.1. L'anatomie de l'œil .....	32
III.2. la physiologie de l'œil .....	34
III.3 .La Rétine .....	34
III.3.1 .La rétine neurosensorielle .....	34
III.3.2. L'épithélium pigmentaire .....	34
III.4. Voies optiques .....	36
III.4.1.Le nerf optique .....	36
III.4.2. Réfraction de l'œil .....	37
III.5. La vision .....	37
a. Acuité visuelle .....	37
b. Champ visuel .....	37
c. Vision des couleurs .....	37
d. Vision binoculaire .....	37

## **CHAPITRE IV : RÉSULTATS ET DISCUSSION**

IV.1. INTRODUCTION .....	38
IV.2. IMPORTANCE ET FIABILITE DU CODE PENELOPE .....	38
IV.3. STRUCTURE DU CODE PENELOPE .....	38
IV.4. LES DONNEES UTILISEE DANS NOTRE FICHER INPUT .....	40
IV.4.1. Paramètres caractérisant la particule primaire.....	40
IV.4.2. Données concernant les matériaux et la géométrie .....	41
IV.4.3. Paramètres de simulation .....	42
IV.5. La dose interne de l'œil.....	44
IV.5.1. la dose interne.....	44
IV.5.2.résultats et discussion .....	45
Conclusion générale.....	47
Références Bibliographiques.....	48

## Liste de Tableau

tableau	page
<b>Tableau I.1:</b> Principaux types de radiations nucléaires.....	04
<b>Tableau( I.2) :</b> Principales émissions de l'iode-131.....	15
<b>Tableau (I.3) :</b> des contraintes de dose pour la famille et les proches des patients externes, ou de patients hospitalisés sortants, après une thérapie aux radionucléides.....	19
<b>Tableau (IV.1):</b> le spectre d'énergie des rayons gamma du $I^{131}$ .....	40



## Liste des Figures

Figure	page
<b>Figure (I.1):</b> Décroissance et demi-vie :une substance radioactive perd la moitié de son activité (A) ou bout d'une période (ou demi-vie) suivant une courbe de décroissance régulière. La décroissance du Technétium 99m de période 6 heures est donnée à titre d'exemple.....	07
<b>Figure(I.2) :</b> facteur de dose en milli sieverts par kilobecquerels.....	13
<b>Figure (II.1) :</b> Schéma des étapes de la simulation d'un système.....	23
<b>Figure (II.2) :</b> Un exemple d'application de la méthode Monte Carlo.....	26
<b>Figure (II.3) :</b> Historique et traçabilité d'une particule dans un milieu ralentisseur.....	27
<b>Figure (III.1) :</b> L'œil .....	32
<b>Figure( III.2) :</b> Représentation schématique d'une coupe histologique de rétine .....	35
<b>Figure(III.3) :</b> Voies optiques .....	36
<b>Figure (IV.1) :</b> Structure du code Monte Carlo PENELOPE.....	39
<b>Figure (IV.2) :</b> Organigramme et algorithme du programme principal PENMAIN .....	43

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

# *Introduction générale*

---

## **Introduction générale**

Le point de départ pour la dose à l'organe et la dose effective est l'énergie cédée par la radiation par kg de matière, par exemple à un tissu ou à un organe. L'énergie transmise est une unité purement physique que l'on peut mesurer à l'aide de dosimètres. Mais l'effet biologique dépend également de la densité des ionisations lors de la pénétration des rayons à travers le tissu. Par exemple, la densité d'ionisation est plus élevée avec des rayons alpha et des neutrons qu'avec des rayons bêta et gamma. Une densité d'ionisation élevée est biologiquement plus nocive qu'une densité d'ionisation faible. C'est pourquoi les rayons alpha sont plus nocifs, pour une énergie déposée identique, que les rayons bêta ou gamma. Ces différences dans la nature des rayons sont exprimées par un facteur numérique: l'énergie transmise est pondérée pour chaque type de rayonnement par le facteur qui lui a été assigné (facteur de pondération du rayonnement). Les rayons X et gamma sont pris comme rayons de référence. Leur facteur de pondération du rayonnement est égal à un. Pour le rayonnement alpha et neutronique, ce facteur de pondération du rayonnement est jusqu'à 20 fois supérieur. Si l'on multiplie l'énergie cédée par kg à un organe par le facteur de pondération du rayonnement, on obtient la valeur de la dose de rayons gamma qui provoquerait le même dommage à l'organe que celui dû au rayonnement auquel l'organe a effectivement été exposé. La dose ainsi calculée tient donc compte de l'énergie transmise au tissu et de l'effet biologique différent des divers types de rayons. Les doses calculées de la sorte induisent donc dans un organe un effet biologique semblable, quelle que soit la nature des rayons. [1]

La médecine nucléaire couvre le champ d'une pratique médicale utilisant les ressources de la science physique, ses machines et ses produits – nucléaire signifiant relatif au noyau de l'atome – pour agir dans un but à la fois diagnostique et thérapeutique. Dans les deux cas, une substance contenant un isotope radioactif ou radionucléide (on dit que la substance est marquée) est administrée au patient. [2]

Le traitement par l'iode 131 est une radiothérapie interne administrée, en général, par voie orale, pour irradier la région du parenchyme thyroïdien. Dans notre travail, I131 n'est pas utilisé pour cette optique puisqu'on visé comme cible l'œil humain. En effet, l'intérêt de notre travail peut être fait comme objet une prédiction de la dose absorbée au niveau de l'œil (comme organe très sensible) en cas d'un accident nucléaire (explosion des bombes à fission nucléaire ou explosion des réacteurs nucléaires). La dose absorbée est définie comme étant l'énergie absorbée par unité de masse. Pour ce faire, la méthode de Monte-Carlo est l'outil le plus puissant pour une telle étude. Ce

## *Introduction générale*

---

terme (Monte Carlo) a vu son essor à partir de la fin de la seconde guerre mondiale, essentiellement dans le cadre du projet américain « Manhattan » concernant le développement de l'arme nucléaire. Cette époque correspond également à la construction des premiers « ordinateurs ». Ce projet étant été classé « secret défense », il est difficile de savoir exactement qui parmi ses pionniers : Von Neumann, Ulam, Métropolis a proposé le nom de « Monte- Carlo ». Quoi qu'il en soit, ce terme fait référence aux jeux de hasard : la capitale de la principauté de Monaco, avec ses casinos, ayant dès cette époque une solide réputation dans la société mondaine internationale.[3]

Dans notre étude, nous avons utilisé le code de Monte Carlo appelé PENELOPE pour évaluer la dose interne des rayons gammas issues de l'iode 131.

Notre mémoire est divisé en quatre chapitres : les trois premiers chapitres représentent le cadre théorique de notre étude dont le cadre théorique vise la radioactivité, aperçu sur l'œil humain et la procédure de la simulation. Alors le dernier chapitre représente notre résultats et discussion.

Notre mémoire est achevé par une conclusion générale.

**CHAPITRE I :**

**GÉNÉRALITÉS SUR LA**

**RADIOACTIVITÉ ET LE MATÉRIAU**

**RADIOACTIF IODE 131**

## I.1. LA RADIOACTIVITE

### I.1.1. Historique

Ce sont Pierre et Marie Curie qui, les premiers, ont imaginé de doser les éléments par les rayonnements émis par leurs radio-isotopes. Cette méthode permet non seulement de détecter un corps radioactif mais aussi de distinguer les radio-isotopes entre eux car ils diffèrent par la qualité de leur rayonnement et par la durée de leur vie.

C'est en utilisant cette nouvelle méthode d'analyse chimique que Pierre et Marie Curie découvrirent le polonium (84) et le radium (88).

La découverte de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie permet d'obtenir des isotopes radioactifs de tous les éléments et ainsi d'ouvrir un immense domaine à l'analyse par les isotopes. [4]

Le rayonnement  $\gamma$ , mis en évidence par le physicien français Paul Villard en 1900, se trouve à l'extrême du spectre électromagnétique, à des énergies au-delà de 10 keV. De même nature physique que le rayonnement X, il se distingue de ce dernier par son origine : un rayon  $\gamma$  est produit par une transition nucléaire tandis qu'un rayon X est émis lors d'une transition entre couches électroniques d'un atome.

Le tableau I.1 représente d'une manière synthétique les différentes radiations nucléaires (terme générique généralement employé pour désigner toute forme d'énergie émise lors d'un processus nucléaire) : les radiations électromagnétiques, les particules chargées (principalement protons, électrons  $\beta^-$ , positrons  $\beta^+$ , mésons, particules  $\alpha$  et ions plus lourds) ou encore les particules non chargées (neutrons ou neutrinos).

Son pouvoir ionisant et sa capacité à pénétrer profondément dans la matière font du rayonnement gamma un moyen d'irradiation de choix, utilisé à diverses ns : traitement des tissus cancéreux (radiothérapie), stérilisation et hygiénisation de certains produits dans les domaines pharmaceutique et cosmétique, ionisation des aliments pour leur conservation, amélioration des plastiques ou encore étude du vieillissement et de la tenue aux radiations de certains matériaux pour des applications militaires, spatiales ou nucléaires.

Tableau I.1:Principaux types de radiations nucléaires.

Radiation	Masse au repos	Charge	Spin
$\alpha$	4.00 uma	2e	0
$\beta^-$ (négatron)	$5.48 \cdot 10^{-4}$ uma	-e	1/2
$\beta^+$ (positron)	$5.48 \cdot 10^{-4}$ uma	e	1/2
Proton	1.0073 uma	e	1/2
Neutron	1.0086 uma	0	1/2
$\gamma$ (photon)	-	0	1
Neutrino	-	0	1/2

De manière similaire au scanner à rayons X, des systèmes d'imagerie gamma ont été développés au cours des dernières années et sont utilisés pour rechercher des anomalies et défauts dans les pièces métalliques ou encore pour contrôler les conteneurs. En imagerie médicale, la scintigraphie et, plus récemment, la tomographie par émission de positron (ou TEP), permettent d'analyser la structure des tissus d'un organe dans lequel un marqueur radioactif a été injecté au préalable. [5]

### ***1.1.2.Définition***

La désintégration d'un isotope radioactive est un phénomène aléatoire dont on ne peut jamais prédire à quel moment il va arriver par contre on peut donner la probabilité de désintégration par unité de temps. Cette propriété que possèdent les noyaux radioactives se caractérise comme étant la possibilité de modifier de manière spontanée leur structure interne pour atteindre un niveau d'énergie plus bas ou bien fondamental. Cette transformation s'accompagne par l'émission de particules et/ou de rayonnements électromagnétiques dont l'énergie est généralement supérieure à 100 keV. Le noyau résiduel peut être lui aussi radioactif et subir d'autres transformations ou bien être stable [6]

### ***I.1.3. Les désintégrations radioactives***

#### **I.1.3.1. Introduction**

La radioactivité propriété essentiellement nucléaire ; a été découverte avant que soit connue la structure intime de l'atome. En effet ; c'est l'utilisation des rayonnements émis par des substances radioactives naturelles (devenus des outils au service des physiciens de l'époque, pour explorer la matière) qui a permis de mettre en évidence la constitution nucléaire de l'atome.

Le noyau de l'atome est composé de deux catégories de particules de masses voisines appelées nucléons, les uns sont chargés d'électricité une durée de vie très grande supérieure à 10<sup>32</sup> ans.

- Z, numéro atomique, indique le nombre de protons (et d'électrons de l'atome neutre) et caractérise ainsi un élément (116 éléments sont identifiés ou synthétisés à ce jour).
- N correspond au nombre de neutrons (il peut varier pour un même élément) ;  $A=N+Z$  représente donc le nombre total de nucléons. Non l'appelle nombre de masse.
- cet assemblage de nucléons correspond à un équilibre entre les deux interactions antagonistes qui s'exercent au sein celui-ci :
- L'interaction coulombienne qui se traduit par une répulsion des protons entre eux, des faits de leur charge électrique de même signe. Elle est donc proportionnelle à Z,
- L'interaction nucléaire forte qui lie les nucléons entre eux à condition qu'ils se touchent pratiquement. Elle est proportionnelle à A.
- Lorsque l'équilibre est parfait, le noyau est stable, c'est-à-dire qu'il a la capacité de modifications spontanées.

Nous savons que certaines valeurs du nombre des neutrons ou des protons, appelées nombres magiques (2, 8, 20, 28, 50, 82, 126), caractérisent des noyaux très stables. Le modèle en couche du noyau explique cet effet.

Lorsque l'équilibre n'est pas parfait, le noyau est instable ; il possède alors la propriété de pouvoir subir spontanément certaines transformations modifiant ainsi sa structure interne pour revenir vers la stabilité. Il émet alors un rayonnement : on dit qu'il est radioactif.

Lorsque l'écart d'intensité entre les deux forces antagonistes mentionnées ci-dessus trop grand, cet assemblage de nucléons ne peut se maintenir au-delà d'une durée "raisonnable", que nous fixerons à la picoseconde quelques-uns de ces noyaux, dits "exotiques", ont été identifiés. [7]



### **I.1.3.2. Etats énergétiques des atomes et noyaux**

Les atomes peuvent se trouver dans un état fondamental ou dans un état excité. Un état excité est instable et conduit à une désexcitation, pour perdre l'excès d'énergie par rapport au niveau fondamental en une ou plusieurs étapes, correspondant à des sauts d'énergie bien définies, qui se traduisent par des émissions de photons (rayonnements électromagnétiques) . L'état excité d'un atome peut concerner son noyau ou son cortège électronique. Les sauts d'énergie, correspondant à une excitation ou à une désexcitation, prennent des valeurs bien définies car l'arrangement des nucléons dans le noyau et l'arrangement des électrons dans le cortège ne peut avoir lieu qu'à des niveaux d'énergie bien définis [8].

### ***I.1.4. Quelques notions sur les rayonnements***

L'origine de la radioactivité naturelle de la planète date de sa création et les radionucléides présents dans les sols correspondent aux radionucléides de très longue période ou de décroissance des radionucléides originaux.

De ce fait, l'homme a été et est soumis à la radioactivité par son environnement, qu'elle soit d'origine terrestre ou cosmique, et il rencontre ces radionucléides dans son alimentation, et donc dans toutes les cellules de son corps. La notion de radioactivité étant souvent liée à celle de danger, il est important de mieux préciser la nature, l'origine, la quantité et les effets de ces rayonnements. En particulier, la discussion sur les dangers de la radioactivité ne prend tout son sens que si les valeurs prises en considération sont comparées aux valeurs de radioactivité naturelle subie par l'homme dans son quotidien.

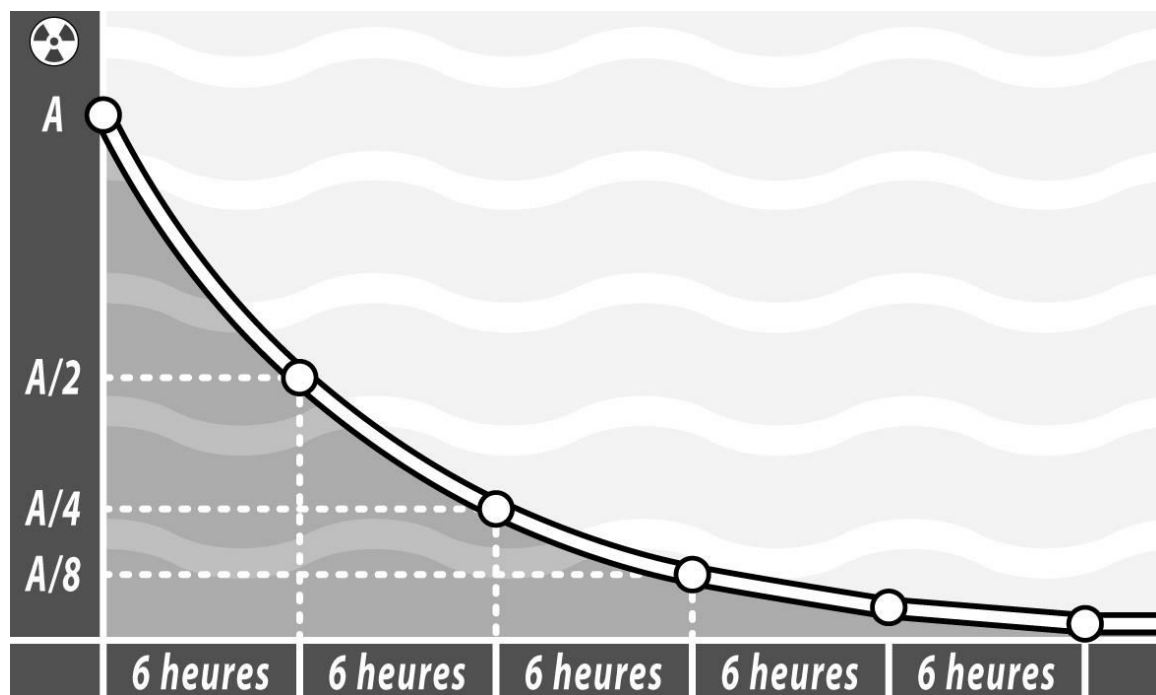
Nous commencerons par donner quelques éléments de vocabulaire, avant de parler des unités de mesure et d'aborder leurs effets sur les individus.

Un radio-isotope est un atome instable se transformant dans le temps en une autre entité, stable ou instable, et en émettant de l'énergie sous forme de particules ou de rayonnements. L'origine de cette émission d'énergie est appelée source radioactive. La radioactivité 'accompagne donc du phénomène de décroissance, qui correspond à la réduction dans le temps de la quantité de rayonnement émis.

La période (ou demi-vie) détermine le temps au bout duquel la moitié de la quantité de cette matière est transformée en un autre isotope. La période est une constante pour un radio-isotope déterminé, pouvant s'étaler entre une fraction de seconde et plusieurs milliards d'années. La décroissance étant une fonction exponentielle inverse, il en résulte que l'activité d'une source est

réduite au dixième de sa valeur initiale après 3,3 périodes et au millième ( $2^{10} = 1024$ ) de cette même valeur après 10 périodes.

Le terme radio-isotope ne devrait en principe s'appliquer qu'aux éléments d'une même entité chimique (Iode 123, Iode 124, Iode 131, ...), alors que le mot pluriel radionucléides s'applique à l'ensemble des éléments radioactifs du tableau périodique. Par commodité, certains utilisent le terme substance ou isotope « chaud », donc radioactif, par opposition à l'isotope stable, « froid ».



**Figure (I.1):** Décroissance et demi-vie : une substance radioactive perd la moitié de son activité (A) ou bout d'une période (ou demi-vie) suivant une courbe de décroissance régulière. La décroissance du Technétium 99min de période 6 heures est donnée à titre d'exemple.

Outre la période, deux autres paramètres définissent un radionucléide. Il s'agit d'une part du type de rayonnements émis et d'autre part de l'énergie associée à ces rayonnements. Ces trois caractéristiques, type de rayonnement, énergie et période, permettront de sélectionner parmi les milliers de radionucléides connus ceux qui ont un intérêt pour la médecine nucléaire. Les propriétés chimiques et biologiques associées au radio-isotope sélectionné sont les derniers critères décisifs de sélection, indépendants de la radioactivité.

### I.1.4.1. Les type de rayonnement

Quatre types de rayonnements trouvent leur utilité plus particulièrement en médecine nucléaire, mais d'autres rayonnements commencent à montrer un intérêt croissant, plus particulièrement en thérapie.

**a. Le rayonnement gamma ( $\gamma$ ) :** correspond à l'émission de photons de courte longueur d'onde et d'énergie très variable. Il traduit la perte d'un excès d'énergie au niveau du noyau et le retour vers une entité plus stable, au contraire des rayons X qui sont produits par excitation et ionisation des électrons de l'atome. Ce rayonnement semble présenter les meilleurs avantages au niveau diagnostique. Ces rayons sont très pénétrants et peuvent traverser de fortes épaisseurs de matière, et en particulier, peuvent parcourir des centaines de mètres dans l'air. Des matériaux denses tels que le plomb, le tungstène ou l'uranium ou de grandes épaisseurs de béton ou d'eau permettent de les arrêter ou du moins de les atténuer fortement.

L'énergie du rayonnement émis par chaque isotope est différente, ce qui permet de bien caractériser l'isotope d'origine.

**b. Le rayonnement bêta plus ( $\beta^+$ ) :** est constitué par des électrons chargés positivement appelés positons (en anglais positrons). Le positon résulte de la transformation d'un proton surnuméraire en neutron, neutrino et positon, ce dernier n'étant qu'un anti-électron.

Le neutrino, sans masse, ne joue pas de rôle en médecine nucléaire.

L'isotope résultant possède un nombre de masse inchangé, mais un nombre atomique réduit d'une unité. Les électrons positifs émis par le radioisotope dans un spectre d'énergie continu vont rencontrer dans leurs trajectoires d'éjection un électron négatif et la collision conduira à une annihilation de la matière, accompagnée d'une émission d'énergie sous la forme de deux photons de 511 keV qui ont la particularité de se diriger exactement à l'opposé l'un de l'autre. Deux détecteurs placés de part et d'autre de la source d'émission permettent de déduire la localisation précise de la collision.

La méthode pourrait être extrêmement précise si ce n'est que l'image obtenue est celle du point de collision et non celle de l'origine de l'émission du positon. Certains positons de forte énergie peuvent parcourir plusieurs millimètres avant de rencontrer un électron et n'émettre qu'à cet instant leurs deux photons. L'analyse du parcours de ce rayonnement est à la base de la technologie d'imagerie nommée Tomographie par Émission de Positons (TEP).

**c. Le rayonnement bêta moins ( $\beta^-$ ) :** est constitué d'électrons, donc de particules de masse identique à celle d'un positon et de vitesse élevée. Il résulte de la transformation d'un neutron surnuméraire en proton, électron et antineutrino.

L'antineutrino, comme le neutrino, sans masse, ne joue pas de rôle en médecine nucléaire. Le proton participe à la réorganisation du noyau et à la transformation du radionucléide initial en un nouvel élément ayant un nombre atomique augmenté d'une unité. Seuls les électrons sont éjectés dans un spectre d'énergie continu fonction du radioisotope. Ceux-ci peuvent traverser quelques dizaines de centimètres de matière voire quelques mètres dans l'air, mais d'une façon générale ils sont assez rapidement absorbés par la matière où ils donnent éventuellement naissance à des rayons X et leur excédent d'énergie est transformé en chaleur. Ils génèrent également des radicaux libres conduisant à des réarrangements moléculaires.

Ils présentent donc un potentiel destructeur assez important et certains isotopes sélectionnés pour leur énergie et leur demi-vie peuvent servir à la désagrégation localisée de cellules. Les émetteurs ( $\beta^-$ ) sont donc utilisés à des fins thérapeutiques, en particulier en oncologie. Le pouvoir ionisant d'un isotope à visée thérapeutique est évalué

en distance moyenne de pénétration, valeur directement liée à son énergie. Ces valeurs comprises entre quelques millimètres et quelques centimètres permettent de choisir l'isotope idéal en fonction de la zone à traiter ou de la tumeur à détruire.

Il est évident que plus l'énergie est élevée, donc plus la distance de pénétration est grande, plus le risque pour les cellules saines est grand. En même temps, le risque d'irradiation pour l'environnement est grand.

Un noyau qui décroît en émission bêta laisse le radio-isotope résultant dans un état excité qui pour revenir à l'équilibre émettra immédiatement un rayonnement  $\gamma$ . Dans certains cas, cet état excité est lui-même stable pour une période bien définie et mesurable. On parle d'un état métastable noté au niveau du nombre de masse par la lettre «m». Le meilleur exemple est celui du Technétium 99m, de période 6,01 heures, émetteur  $\gamma$  pur, formé par décroissance et émission ( $\beta^-$ ) du Molybdène 99 (période 8,04 jours).

**d. Le rayonnement alpha ( $\alpha$ ) :** correspond à la production spontanée d'une particule lourde constituée d'un noyau atomique nu formé de deux protons et de deux neutrons et qui est en fait un noyau d'hélium. Cette entité étant 7 000 fois plus lourde que l'électron émis par un rayonnement  $\beta^-$ , elle est arrêtée par une très faible épaisseur de matière. Quelques centimètres d'air les absorbent et une simple feuille de papier suffit à se protéger des rayonnements d'un émetteur alpha.

La particule alpha est arrêtée par la matière organique en l'ionisant et donc indirectement en coupant cette molécule ou en lui permettant de se transformer chimiquement. Si la molécule touchée est vitale dans le mécanisme de la reproduction (ADN ou ARN par exemple), cette interaction se traduira le plus souvent par la mort cellulaire.

#### I.1.4.2. Les unités de mesure et les doses

L'activité d'une quantité de nucléide radioactif est mesurée en becquerel (Bq).

Un becquerel correspond à la désintégration d'un atome par seconde (le becquerel est une unité de mesure de l'activité qui s'est substituée au curie (Ci) un curie correspondant à 37 milliards de becquerels). Compte tenu des quantités importantes de radioactivité émises par ces substances, on rencontrera plus souvent des multiples de cette unité et plus particulièrement le Méga becquerel (MBq,  $10^6$ Bq) le Giga becquerel (GBq,  $10^9$ Bq) et leTéra becquerel (TBq,  $10^{12}$ Bq). Les doses injectées à un patient pour des études d'imagerie sont de l'ordre de quelques dizaines à centaines de MBq.

Le rayonnement émis transfère une quantité d'énergie au matériau ou tissu qui l'absorbe. Cette quantité d'énergie est exprimée en grays (Gy), un gray valant un joule par kilogramme. Le gray mesure la dose absorbée et remplace l'ancienne unité rad ( $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$ ).

Il est possible de lier le rayonnement émis au rayonnement absorbé, mais l'équation doit tenir compte de l'énergie de la source, de la distance à la source, du temps d'irradiation et de la nature du rayonnement.

Ces calculs sont simplifiés dans le cas d'une source absorbée (injectée ou avalée) car la presque totalité du rayonnement affectera les tissus avoisinant aussi longtemps que le radio-isotope n'aura pas décru ou ne sera pas éliminé biologiquement.

Comme il faut tenir compte de la nature du rayonnement et des effets sur les tissus, on corrigera la dose absorbée par un facteur de pondération qui permettra d'obtenir une dose équivalente, exprimée en sievert (Sv). Le sievert remplace l'ancienne unité rem ( $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rems}$ ).[9]

### I.1.5. Cinétique de la désintégration

Même si une décomposition radioactive est énergétiquement possible, elle se fait plus ou moins rapidement dans le temps comme c'est le cas pour une réaction chimique, Considérons un ensemble constitué de  $N(t)$  noyaux radioactifs au temps  $t$ . L'activité  $A(t)$  est le nombre de désintégrations par unité de temps. On suppose que le noyau radioactif n'a qu'une seule voie de désexcitation. Si l'on double le nombre de noyaux,

l'activité est doublée car deux fois plus de noyaux se décomposent par unité de temps.

L'activité  $A(t)$  est proportionnelle à  $N(t)$ . Soit le coefficient de proportionnalité : c'est la constante radioactive. On a :

$$A(t) = \lambda N(t) \quad (1)$$

$\lambda$  est une constante caractéristique de la désintégration d'un noyau donné. L'unité de radioactivité est le *becquerel* (**Bq**) en l'honneur de Henri Becquerel qui découvrit la radioactivité en 1896. 1 Bq correspond à une désintégration par seconde. C'est une unité très petite puisque la radioactivité d'un être humain moyen est d'environ 8 000 Bq. Auparavant, l'unité de radioactivité était le curie (Ci). 1 Ci correspond à peu près au nombre de désintégrations d'1 g de radium, élément radioactif isolé par Pierre et Marie Curie en 1898. Contrairement au becquerel, le curie est une unité de radioactivité très grande puisque  $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ .

Puisque  $A(t)$  est le nombre de désintégrations par unité de temps, c'est le nombre de noyaux radioactifs qui disparaît par unité de temps. Si l'on considère un intervalle de temps infinitésimal  $dt$ , on a :

$$A(t) = -\frac{dN(t)}{dt} = \lambda N(t) \quad (2)$$

La solution de l'équation différentielle du premier ordre est, en supposant que le nombre initial de noyaux au temps  $t = 0$  est  $N_0$ ,

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (3)$$

Lorsque  $t \rightarrow \infty$ ,  $N \rightarrow 0$  puisque tous les noyaux radioactifs auront disparus. L'activité  $A(t)$  varie aussi selon une loi exponentielle :

$$A(t) = A(t=0) e^{-\lambda t} \quad t = A_0 e^{-\lambda t} \quad (4)$$

La période,  $t_{1/2}$ , d'un noyau radioactif est définie comme le temps au bout duquel le nombre initial de noyaux radioactifs a diminué de moitié. Donc :

$$N(t_{1/2}) = \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda t_{1/2}} \quad (5)$$

L'équation (5) donne pour la période  $t_{1/2}$

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (6)$$

Pour les applications pratiques, on retiendra les formules suivantes :

$$A(\text{Bq}) = \frac{4,17 \cdot 10^{23}}{t_{1/2} \cdot M(g)} * m(g) \quad \text{ou} \quad A(\text{Bq}) = \frac{1,32 \cdot 10^{16}}{t_{1/2} (\text{annee}) \cdot M(g)} * m(g) \quad (7)$$

où l'on exprime les différentes quantités avec des unités souvent utilisées en pratique.  $m$  est la masse de l'échantillon radioactif en grammes et  $M$  la masse atomique du noyau radioactif exprimé en grammes. En général on prend pour  $M$  le nombre de masse  $A$  noyau ce qui est une bonne approximation. [10]

## I.2. L'IODE-131

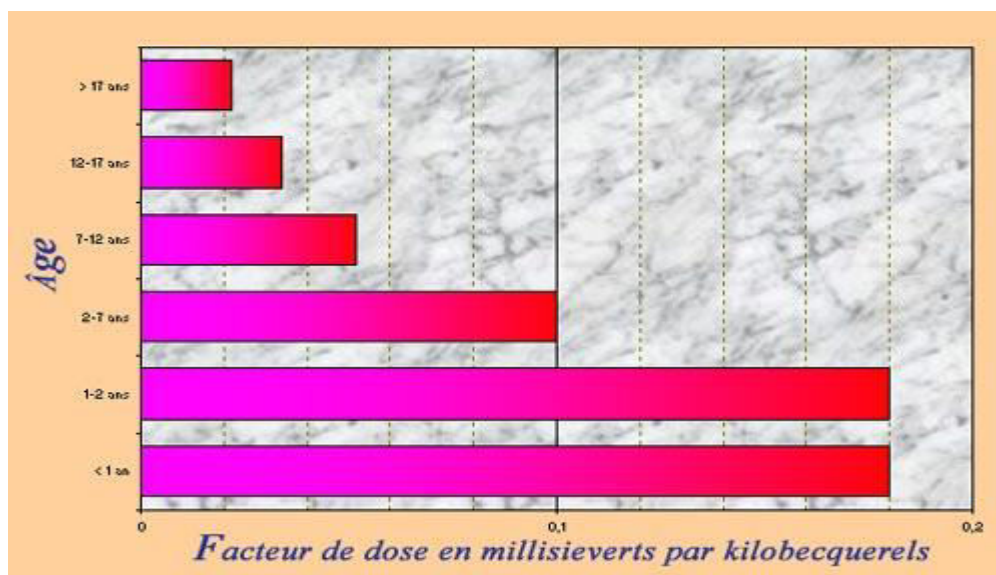
### I.2.1. Introduction

L'iode-131 est un élément radioactif dont la période est très courte (8,02 jours). Il est donc extrêmement radioactif. Utilisé à petite doses, notamment pour des applications médicales, c'est un des produits de fission les plus redoutés lorsqu'il est relâché par accident dans l'environnement, car il se concentre dans la thyroïde.

Comme tout radionucléide de la fission nucléaire, l' $^{131}\text{I}$  est produit naturellement lors des quelques fissions spontanées qui se produisent dans l'uranium naturel, mais disparaît rapidement compte tenu de sa période.

L'iode-131 émet des électrons bêta dont les plus fréquents, 90% des désintégrations, ont une énergie moyenne de 192 keV. Ces désintégrations sont accompagnées de l'émission de rayons gamma, dont la principale est celle de gamma de 364,89 keV dans 81% des cas.

En médecine, l'iode-131 sert d'abord à l'étude du fonctionnement de la thyroïde, puis au traitement des hyperthyroïdies et des cancers de la thyroïde. Il a été produit en France dès 1949 au fort de Châtillon, grâce à la première pile atomique Zoé, puis dans les réacteurs du centre d'études nucléaires de Saclay. Il avait été employé dès 1942 pour les traitements des cancers de la thyroïde.



Figure(I.2) : facteur de dose en milli sieverts par kilobecquerels



Employé à faible dose, l'iode-131 est utilisé comme traceur pour des diagnostics en médecine nucléaire en raison de ses rayons gamma de 364 keV. Il suffit de quelques atomes radioactifs administrés par voie sanguine pour suivre le devenir des atomes d'iode. Ils s'intègrent à des molécules qui se transforment en hormones de la thyroïde. Ceci est particulièrement intéressant puisque l'iode se fixe sélectivement sur cette glande. On effectue ainsi avec des gammas-cameras des scintigraphies qui permettent d'observer l'activité de la thyroïde et la présence d'éventuelles anomalies comme les nodules chauds (NB : pour ces scintigraphies, on utilise de plus en plus depuis quelques années un autre isotope de l'iode, l'iode-123, émetteur gamma dont la période n'est que de 13,2 heures).

À plus forte dose, l'iode-131 est aussi utilisé pour les radiothérapies des cancers de la thyroïde. Le mécanisme de fixation sélective sur la glande est le même. On tire parti du fait que les rayons bêta\_émis dont l'énergie moyenne est de 182 keV ont un faible parcours pour limiter l'irradiation à la zone nécessaire.

L'iode-131 est également un produit de fission redouté lors d'un accident nucléaire du fait de sa fixation sur la thyroïde et du risque d'irradiation de cette glande sensible par ses mêmes rayons bêta. Il constitue le principal danger de contamination à court terme en cas de rejets accidentels dans l'atmosphère. Du point de vue chimique, l'iode est un halogène, parent du chlore et du fluor, qui se volatilise en vapeur violette à une température légèrement supérieure à 100° .

Très mobiles dans l'environnement car volatils, les isotopes radioactifs de l'iode suivent les processus de transfert habituels : dispersion, dépôt, captation par les feuilles des végétaux, absorption par les racines, ingestion par l'animal. Les formes organiques se déposent plus lentement et sont moins bien retenues par la végétation que les formes moléculaires. Ingéré par les animaux en période de lactation, l'iode qui s'est déposée sur l'herbe se retrouve rapidement dans le lait (quelques heures après l'ingestion, le maximum apparaissant au bout de trois jours). Après un accident grave, la teneur en iode-131 doit être surveillée dans la chaîne alimentaire durant quelques semaines, le temps que ce radioélément disparaisse. Il est primordial d'effectuer des contrôles de radioactivité du lait et des végétaux, en particulier des légumes à grandes feuilles comme les épinards et les laitues. L'eau doit être également surveillée. Toutefois, contrepartie de sa grande activité, l'iode-131 décroît rapidement : sa radioactivité est divisée par 1000 tous les 80 jours. Il existe aussi des moyens de s'en prémunir tant qu'il est présent. Il existe d'autres isotopes de l'iode à durées de vie très courte comme l'iode 132 et l'iode 133 dont

les périodes sont de 20,8 et 2.3 heures. Ces isotopes délivrent la quasi-totalité de leur rayonnement dans les premiers jours après l'arrêt d'un réacteur.

Enfin, un autre isotope de l'iode, l'iode-129, fait partie des produits de fission à vie longue à prendre en compte pour la gestion des déchets radioactifs. Sa période est de 15,7 millions d'années [11].

### ***1.2.2. Caractéristiques***

#### **1.2.2.1. Propriétés radio-physiques**

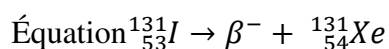
Période radioactive : 8,02jours. Les données du tableau I.2 concernent les principales émissions dont le pourcentage est supérieur à 1%

**Tableau( I.2) :** Principales émissions de l'iode-131

Principales émission	Énergie (keV)	pourcentage d'émission
Électron	45,6	3,5
	329,9	1,5
Bêta ( $E_{\max}$ )	247,9	2,1
	333,8	7,2
	606,3	89,9
X	29,4	1,5
	29,7	2,8
Gamma	80,18	2,6
	284,30	6,2
	364,48	81,6
	636,97	7,1
	722,89	1,8

Filiation de l'iode-131

Produits de filiation non stable



### I.2.2.2. Propriétés biologiques

L'iode libre se concentre majoritairement dans la thyroïde. La concentration y est maximale 24 heures environ après l'incorporation.

Chez la femme enceinte, l'iode est également transféré au fœtus où il s'accumule dans la glande thyroïde.

Chez la femme allaitant, il s'accumule dans le lait majoritairement sous forme d'iodure via la glande mammaire.

L'iode marqué suit le métabolisme du vecteur sur lequel il est fixé.

En raison de son caractère lipophile, son absorption cutanée est très importante.

L'élimination de l'iode s'effectue selon deux modes :

- la fraction fixée dans la thyroïde (30%) est éliminée avec une période effective d'environ 7 jours ;
- la fraction répartie dans l'organisme en dehors de la thyroïde (70 %) est éliminée majoritairement par voie rénale avec une période effective de 6 heures environ. Une faible proportion est éliminée dans les selles (quelques pourcents de l'activité incorporée), par la salive, la sueur et l'air exhalé (moins de 0,1% de l'activité incorporée) [12].

### I.2.3. Utilisation

L'iode-131 est principalement utilisé sous forme de sources non scellées (NaI, CH<sub>3</sub>I, molécules organiques marquées, etc.) pouvant être à l'origine d'une émission gazeuse sous forme I<sub>2</sub>. [12]

Ses applications sont assez nombreuses :

- en médecine, il est administré par voie orale principalement sous forme de gélules NaI, pour le traitement des hyperthyroïdies (400 à 700 MBq environ) et des cancers thyroïdiens (4 à 6 GBq environ). Il peut être associé à une molécule pour des traitements spécifiques (cancers du foie par exemple). Il est désormais rarement utilisé pour les examens scintigraphiques ;
- dans l'industrie, l'iode-131 est utilisé pour tester l'efficacité des pièges à iode. L'activité mise en œuvre peut être de 10 à 150 MBq ;
- en recherche, il n'est pratiquement plus utilisé.

### ***I.2.4. Contraintes de dose***

#### ***a. Contraintes de dose en médecine***

Pour les expositions médicales, deux types de système sont utilisés dans le processus d'optimisation. Tous deux ont pour objectif de réduire les doses inutilement élevées. Le premier consiste en un système de niveaux de référence qui s'applique uniquement aux examens diagnostiques et sort donc du cadre du présent document. Le deuxième est le concept de contraintes de dose.

Les contraintes de dose sont des plafonds utilisés aux fins d'optimisation. Ce sont des prévisions indicatives qui sont supposées ne pas être dépassées et non des limites de dose légales. Comme les patients traités avec des radionucléides constituent des sources potentielles de contamination et d'exposition pour d'autres personnes, il est nécessaire de leur donner des instructions sur le comportement à adopter de façon à limiter les doses pour leur famille, leurs amis proches et les tiers. Les plafonds utilisés dans ce cas sont appelés contraintes de dose. La famille et les amis proches pouvant tirer avantage de la présence du patient traité dans le cercle familial, la contrainte de dose prédéfinie peut être plus élevée que les limites de dose applicables au public. En revanche, les tiers qui n'entretiennent aucune relation d'aucune sorte avec le patient et sont généralement des "victimes" occasionnelles du patient-source ne tirent strictement aucun avantage de l'exposition et sont par conséquent considérés comme des membres du public.

Lorsque des patients sont traités avec des substances radioactives, les doses à la famille et aux amis proches dépendent du comportement du patient et de leur propre comportement. Si certaines règles sont observées, les contraintes de dose prédéfinies peuvent être respectées. Par contre, les doses délivrées aux tiers qui n'ont généralement même pas conscience d'être à proximité d'une source dépendent totalement du comportement du patient

Comme dit plus haut, les jeunes enfants présentent un facteur de risque deux à trois fois plus élevé que la moyenne de la population. Par conséquent, pour obtenir un risque égal d'effets stochastiques, la contrainte de dose applicable aux enfants et à l'enfant à naître devrait être deux à trois fois plus faible que celle des adultes.

Le facteur de risque pour les personnes âgées (de 60 à 80 ans) est 3 à 10 fois inférieur à celui de la population en général. Il est ainsi possible de définir des contraintes de dose plus élevées pour cette tranche d'âge.[13]

***b. Contraintes de dose dans le traitement par l'iode 131***

Le tableau(I.3) propose des contraintes de dose pour la famille et les proches des patients externes, ou de patients hospitalisés sortants, après une thérapie aux radionucléides.

Les valeurs indiquées prennent en considération les éléments suivants:

- 1) les limites de dose ne s'appliquent pas aux expositions médicales, mais elles peuvent servir de valeur de référence pour l'admissibilité d'une exposition donnée;
- 2) une exposition due à un patient-source ne se produira qu'une ou deux fois dans la vie d'un individu moyen;
- 3) l'âge du sujet exposé au moment de l'exposition joue un rôle déterminant dans le calcul du risque.

Par conséquent,

- 1 mSv constitue un niveau supérieur admis pendant le reste de la grossesse pour l'exposition d'un enfant à naître dont la mère est exposée au cours de son travail (directive sur les normes de base), de sorte qu'il semble raisonnable d'appliquer le même niveau à l'exposition in utero par un patient source.

- Les enfants de 0 à 10 ans sont supposés encourir le même risque que l'enfant à naître de sorte qu'un niveau de 1 mSv apparaît également acceptable dans leur cas.

- Les enfants de plus de 10 ans et les adultes présentent un risque 2 à 3 fois plus faible que les enfants plus jeunes. Pour définir les contraintes de dose de ce groupe, il peut s'avérer utile de se référer à la directive sur les normes de base. Cette directive prévoit que, dans des circonstances particulières, la limite de dose pour une personne du public pendant une année peut excéder 1 mSv pour autant que la moyenne sur cinq années consécutives ne dépasse pas 1 mSv par an.

Comme la moyenne des individus ne sera en contact avec un patient-source qu'une fois dans sa vie, ce contact peut être considéré comme une "circonstance particulière". Par conséquent, compte également tenu des expositions potentielles à des sources artificielles autres que le patient au cours de cette période, une contrainte de dose de 3 mSv semble raisonnable.

- Les adultes de 60 ans présentent un risque 3 à 10 fois moindre par rapport à la moyenne de la population et, pour les sujets de plus de 65 ans, le risque est 5 à 10 fois moins important. Une contrainte de dose de 15 mSv est donc jugée raisonnable pour les personnes âgées.

**Tableau (I.3) :** des contraintes de dose pour la famille et les proches des patients externes, ou de patients hospitalisés sortants, après une thérapie aux radionucléides.

Groupe de personnes	Contrainte de dose
Enfants (enfants à naître compris *)	1 mSv
Adultes jusqu'à environ 60 ans	3 mSv **
Adultes plus de 60 ans	15 mSv

\* On entend par enfant à naître l'embryon et le fœtus.

\*\* Ces niveaux ne sont pas supposés s'appliquer à la famille et aux proches qui réconfortent des patients hospitalisés gravement malades, par exemple les mères qui s'occupent d'enfants hospitalisés.

L'exposition de tiers étant considérée comme une exposition de personnes du public, les limites de dose s'appliquent. La limite de dose visée dans la directive sur les normes de base est une limite de dose cumulée qui s'applique à la somme de toutes les expositions d'une personne du public. Il convient également de prendre en considération le fait que d'autres sources artificielles peuvent également entraîner l'exposition d'une personne donnée et que la somme de toutes ces expositions ne doit pas dépasser 1 mSv sur un an.

Par conséquent, le plafond de 0,3 mSv, étant juste une fraction de la limite de dose, est recommandée pour ce type d'exposition. [13]

# CHAPITRE II:

## PROCÉDURE DE LA SIMULATION PAR LA MÉTHODE DE MONTE CARLO

### **II.1. Introduction**

Les méthodes de simulation Monte Carlo peuvent être vues comme des méthodes d'approximation, même s'il s'agit d'approximations au sens statistique du terme. Il n'y a pas un consensus absolu sur une définition précise de ce qu'est une technique de type Monte Carlo, mais la description la plus habituelle consiste à dire que les méthodes de ce type se caractérisent par l'utilisation du hasard pour résoudre des problèmes centrés sur un calcul. Elles sont en général applicables à des problèmes de type numérique, ou bien à des problèmes de nature elle-même probabiliste. [14]

Du point de vue des applications, ces méthodes sont aujourd'hui indispensables dans des domaines aussi variés et différents que la finance, la mise au point de nouveaux microcomposants électroniques, la sismologie, les télécommunications, en ingénierie ou en physique, mais aussi en biologie, en sciences sociales, etc. Par exemple, en chimie, en physique, ou même en biologie, de nombreux problèmes exigent l'analyse des propriétés dynamiques d'un nombre tellement grand d'objets (particules atomiques, atomes, molécules ou macromolécules), que ceci ne peut se faire que par des techniques de type *Monte Carlo*. [14]

### **II.2. Historique des méthodes de Monte Carlo**

Les techniques de Monte Carlo ont été utilisées depuis plusieurs siècles, même si ce n'est qu'après la Seconde Guerre mondiale qu'elles ont acquis un véritable statut de méthode. Ainsi on en retrouve des traces aussi lointaines qu'à l'époque de Babylone et de l'Ancien Testament.

Plus récemment, en 1777, on les retrouve dans l'une des premières applications célèbres, celle du problème de l'aiguille de Buffon, pour donner une valeur approchée de  $\pi$  : on jette plusieurs fois une aiguille de longueur  $l$  sur un sol formé de lattes parallèles qui créent des bandes de largeur  $d$  avec  $l \leq d$ . Si  $p$  désigne la proportion d'essais ayant touché l'une des droites formant les séparations entre les lattes, alors le nombre  $\pi$  peut être estimé par  $2lp/d$ . Cet algorithme convergeait nettement plus lentement que d'autres existant à l'époque.

Au début du vingtième siècle, les méthodes de Monte Carlo furent utilisées pour étudier l'équation de Boltzmann. On en retrouve également des traces dans les cours de l'école anglaise de statistiques, bien que leur utilisation dans ce cadre était uniquement didactique. En 1908, Student (W.S. Gosset) utilise un échantillonnage expérimental pour estimer un coefficient de corrélation. Dès lors, la fréquence d'utilisation de ces méthodes s'est amplifiée (Courant, Friedrichs et Lewy en



1928, Kolmogorov en 1931 et Polya en 1938). L'utilisation systématique, par Ulam, Metropolis et von Neumann notamment, est intervenue à Los Alamos, pendant la préparation de la première bombe atomique, où ont collaboré de nombreux mathématiciens et physiciens de renom.

L'appellation « Monte Carlo » est due à Metropolis, inspiré de l'intérêt de Ulam pour le poker, car Monte Carlo est un grand centre de casinos, et a pour origine les liens avec les jeux de hasard. Le travail à Los Alamos consistait à simuler directement les problèmes de dispersion et d'absorption de neutrons pour les matériaux fissibles. Dès les premières applications, des méthodes de réduction de la variance ont été utilisées.

Les recherches étant bien évidemment secrètes à Los Alamos, les premières publications sur le domaine ne sont intervenues qu'à partir de 1949. Ensuite, le développement de ces méthodes a accompagné les développements de l'informatique. En 1945 déjà, J. von Neumann conjecturait le grand potentiel des ordinateurs pour la simulation stochastique : « L'ordinateur offrira certainement une nouvelle approche à la statistique mathématique : l'approche par expérience ». S'est alors aussi posé le problème de la génération de nombres aléatoires sur ordinateur. À partir des années 1950, les techniques de Monte Carlo ont été utilisées fréquemment et dans de nombreux domaines, et cette évolution a continué depuis. Aujourd'hui, elles occupent une place majeure dans la panoplie des outils disponibles pour calculer. [14]

### **II .3.Simulation**

#### ***II .3.1. Définition de la simulation***

La simulation a été et reste toujours l'outil privilégié pour évaluer les performances de réseau et pour étudier le comportement des protocoles de réseau.

La simulation est la plus flexible des techniques discutées. Par exemple, elle permet d'étudier les modèles de réseau avec n'importe quel niveau de détail. De plus, on peut facilement modifier les conditions de fonctionnement du réseau et comparer les mesures d'intérêt d'un scénario à l'autre. Pour un non spécialiste, la simulation a plus de crédibilité que les modèles analytiques car elle est « plus proche » du système réel et nécessite, en principe, moins de simplifications et quasiment par d'hypothèse spécifique.

Or, la souplesse offerte par la simulation se paye cher : les simulations sont souvent gourmandes en ressources passives (par exemple, mémoire vive) et en temps de calcul lorsque les modèles utilisés sont un tant soit peu réalistes ou bien si l'on souhaite obtenir des résultats avec un niveau de

précision élevé. Par exemple, au cours du processus de simulation, nous pouvons estimer les mesures de performance d'intérêt.

Mais à la différence des techniques analytiques, les observations de la simulation sont toujours entourées d'incertitude. Cette incertitude provient du fait que les résultats de la simulation ne sont qu'un échantillon d'un nombre potentiellement infini d'observations.

### ***II .3.2. Le but de la simulation***

La technique de la simulation est utilisée dans un triple but :

- l'analyse des systèmes a la faculté d'assembler les sous-ensembles d'un système pour chercher et obtenir un meilleur profit des couts et des temps réduits.
- La simulation dans la construction des systèmes est semblable à une expérience de laboratoire et aboutit à la comparaison de plusieurs modèles de construction de systèmes.
- et la 3<sup>ème</sup> application est pédagogique et concerne à la fois l'enseignement et l'entraînement.

Pour la classification de divers types de simulation, les variétés de modèles peuvent servir de base ; et chaque type de simulation fait intervenir un modèle du même nom.

On distingue en effet, une simulation manuelle, graphique et écrite, de celle qui a recourt aux ordinateurs. En outre, il existe un autre critère de classification : la vitesse de simulation

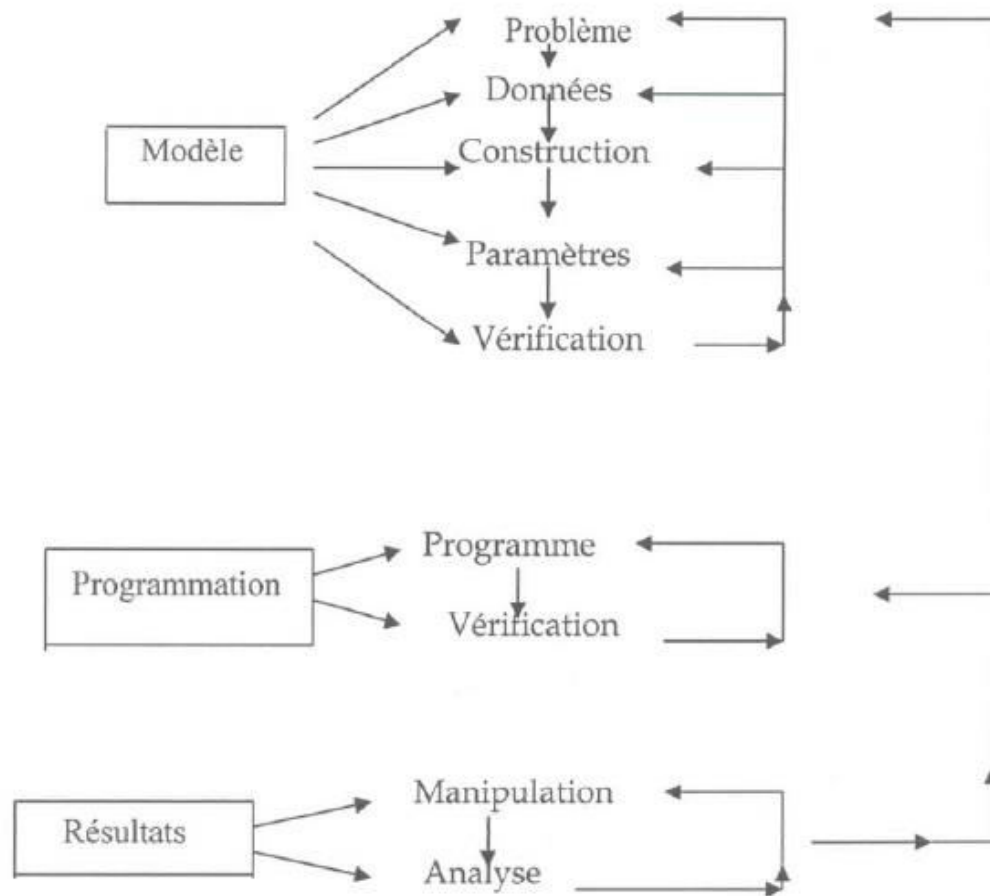
### ***II .3.3. La simulation d'un système***

L'étude des systèmes, des modèles et de la simulation en général, est une préparation indispensable à la compréhension de la méthode simulation des systèmes.

Les trois grandes parties qui composent cette méthode :

- construction du modèle.
- programmation sur ordinateur.
- analyse des résultats.

ne se chevauchent pas puisque le modèle est construit avant de commencer la programmation et cette dernière est terminée avant d'obtenir les résultats :



**Figure (II.1) : Schéma des étapes de la simulation d'un système.**

La technique de la simulation peut être formulée de la façon suivante :

- Enoncer le problème dans l'optique du système.
- Construire un modèle du système pour dégager une solution.
- Vérifier le modèle et l'expérience.
- Mettre en pratique la solution retenue.

Ceci est proche de la technique de la recherche opérationnelle qui consiste à analyser le système considéré sous son aspect global puis construire un modèle mathématique dans le but d'étudier le rendement du système, déduire une solution soit analytiquement soit numériquement, et enfin faire la comparaison des résultats avec l'expérience.

La simulation par ordinateur supprime en partie la difficulté de rassembler des données expérimentales en produisant des observations indirectes tirées des distributions de probabilités, permet de faire des expérimentations indirectes pour remplacer les expériences impossible à réaliser

et s'accommode d'un nombre considérable de variables et enfin possède une grande vitesse pour manipuler des modèles.

Les techniques de simulation ont pu donc remplacer les expériences, qui sont parfois coûteuses, dangereuses ou même inaccessible au laboratoire [15]

### **II .4. Méthodes classiques de simulation**

Parmi les méthodes de simulation, on cite la méthode de Monte Carlo et la dynamique moléculaire. Ces méthodes de simulation sont très utilisées dans divers domaines de la science.

En effet, le grand développement des calculateurs électroniques a permis à ces méthodes basées sur la manipulation des nombres aléatoires d'être de plus en plus utilisées. [16]

#### ***II .4. 1. Dynamique moléculaire (DM)***

La dynamique moléculaire est une méthode de simulation du mouvement des atomes et des molécules. Elle se base sur le principe de la mécanique classique pour obtenir la trajectoire en intégrant les équations de mouvement. Cette technique est largement utilisée pour simuler les propriétés des solides, des liquides, et des gaz. Elle permet de calculer les propriétés physico-chimiques d'un système en admettant que le potentiel d'interaction est connu.

Une simulation de dynamique moléculaire consiste à simuler par le calcul informatique l'évolution d'un système de particules au cours du temps. De telles simulations servent de modèles structuraux et dynamiques pour la compréhension ou la prédiction de résultats expérimentaux. En pratique, cela revient concrètement à simuler le mouvement d'un groupe d'atomes dans le temps pour des conditions de température, pression et éventuellement de champs électromagnétiques connus. De nombreux cas particuliers, plus ou moins complexes existent avec par exemple des atomes qui se désintègrent en émettant de l'énergie (fission nucléaire) ou qui fusionnent (fusion nucléaire), des troupes d'atomes contenant des isotopes, sur les zones d'interfaces et/ou de corrosion etc..

Dans ces simulations, le temps évolue de manière discrète et l'on souhaite connaître (entre autres) la position et la vitesse des particules à chaque pas de temps. Pour cela, un algorithme de dynamique est utilisé pour le calcul des forces vitesses et accélérations. Pour avoir les accélérations, un algorithme de calcul de forces et potentiels est utilisé. [17]

La méthode utilisée pour calculer les forces d'interaction (ou le potentiel dont elles dérivent) caractérise une simulation. Par exemple on parle de dynamique moléculaire ab-initio si le potentiel est calculé à partir des premiers principes de la mécanique quantique. Si en revanche les forces dérivent d'un potentiel fixé empiriquement, on parlera de dynamique moléculaire classique.

La dynamique moléculaire s'applique aussi bien à l'étude structurale des molécules qu'à des systèmes en interaction de grande taille. [18]

Néanmoins, les capacités de calcul étant limitées, le nombre de particules dans une simulation l'est aussi. Pour simuler un matériau infini dans une, deux ou trois dimensions, on placera les particules dans un espace périodique : on parlera alors d'une boîte de simulation. Lors du calcul des forces, on devra tenir compte de cette périodicité de l'espace. En pratique, on distinguera dans la force d'interaction des termes à courte portée, qui ne seront pas affectés par la périodicité, c'est-à-dire que seules les particules les plus proches seront prises en compte, et un terme à longue portée, qui devra en tenir compte. Le terme à longue portée est généralement de type coulombien et sera calculé par la somme d'Ewald... Issue de la physique du solide et de la chimie quantique, la dynamique moléculaire trouve désormais de nombreuses applications : biologie, biochimie, chimie organique, physique des particules, physique de l'état solide, sciences des matériaux, mécanique...

### ***II.4.2. Méthodes de simulations numériques ou de Monte Carlo***

Les simulations numériques sont appelés les méthodes de Monte Carlo du fait de leur utilisation des nombres aléatoires comme ceux provenant des jeux de hasard. Elles sont utilisées pour résoudre numériquement des problèmes mathématiques qui sont très complexes à traiter exactement. Les problèmes abordés par ces méthodes sont divisés en deux classes : les problèmes du type probabiliste et ceux du type déterministe.

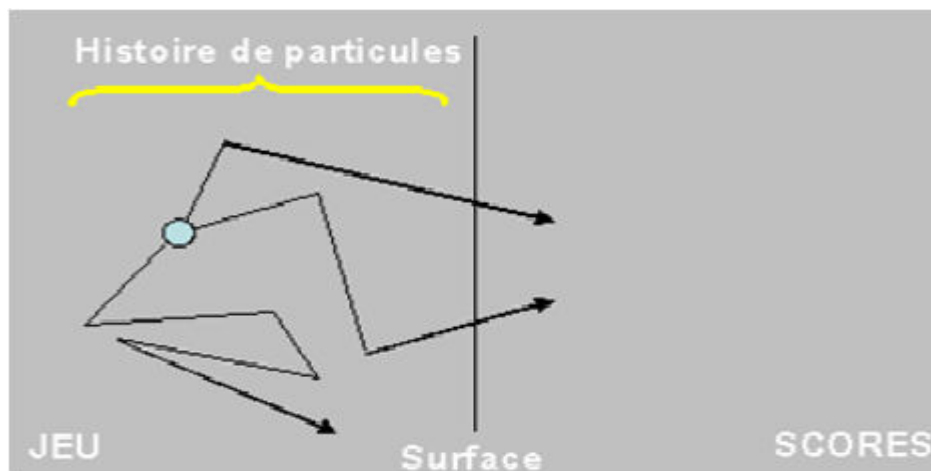
En résolvant un problème probabiliste, on essaye de simuler directement le processus aléatoire inhérent (simulation de la diffusion des neutrons), alors que pour un problème déterministe, on fait une transformation de ce problème vers un autre problème de nature stochastique (équations différentielles en électromagnétisme et intégrales multidimensionnelles dans la théorie des N-corps). Les méthodes de Monte Carlo emploient en générale différentes techniques d'échantillonnage. L'un d'eux est l'échantillonnage important qui a été introduit pour la première fois par Métropolis en 1953 pour l'étude de l'équation d'état d'un système de disques durs en deux dimensions puis modifié ensuite par Fosdick et al pour qu'il soit appliqué aux modèles d'Ising sur réseau [21]. Cette technique est basée sur le fait que l'information statistique collectée est liée à son importance dans un problème bien particulier.

## II .5. Modélisation par la méthode Monte Carlo

Cette approche relativement récente, permet de simuler " l'histoire " d'une particule individuelle dans un milieu atténuateur, en tenant compte du caractère probabiliste des différents processus physiques pouvant être rencontrés lors de sa traversée. Cet historique prend en compte les éventuelles particules secondaires et s'arrête dès lors que l'énergie de la particule est en dessous d'un niveau seuil ou atteint une zone de réjection. La méthode de Monte Carlo peut se décomposer en différentes étapes :

- construire un processus statistique que l'on appelle jeu,
- attribuer un score numérique à une certaine réalisation du jeu,
- calculer une moyenne de ces scores et une dispersion statistique (écart-type) permettant d'estimer la précision des résultats.

Sur la Figure (II.2) ,le jeu consiste en la réalisation de la trajectoire de la particule et le score est de 1 chaque fois qu'une particule traverse la surface. On peut alors calculer la moyenne dunombre de particules ayant traversées la surface d'un détecteur.



**Figure (II.2) : Un exemple d'application de la méthode Monte Carlo**

Dans le cadre du transport des particules ou de photons, l'utilisation d'une méthode de Monte Carlo pour estimer des quantités physiques telles que le flux, le taux de réaction ou le facteur de multiplication repose sur la simulation de la traçabilité de ces particules dans la matière.

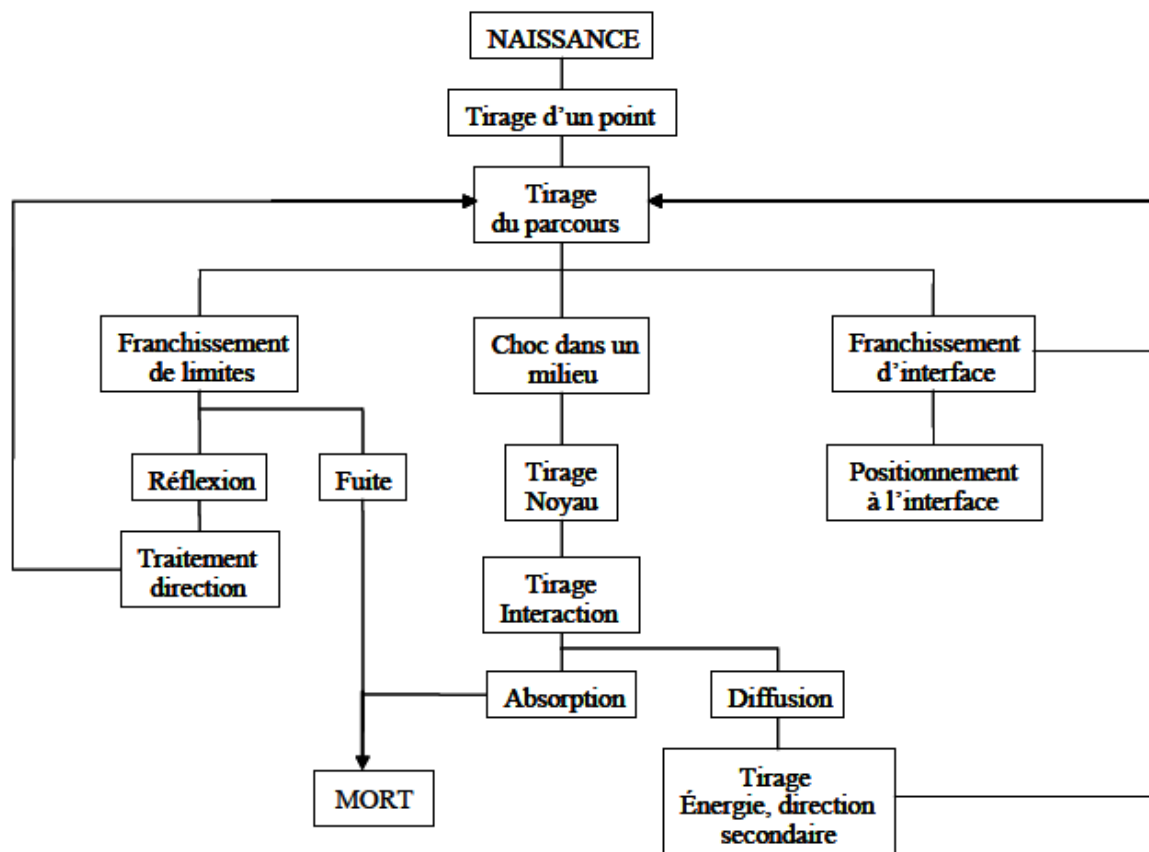


Figure (II.3) : Historique et traçabilité d'une particule dans un milieu ralentisseur

Une histoire commence par la naissance de la particule (émission à partir d'une source) et se termine par sa mort (absorption ou fuite). La Figure (II.3) représente un organigramme simplifié de la construction d'une histoire.[22]

### II .5.1. Variables aléatoires

Pour appliquer la méthode de Monte Carlo, on génère des nombres aléatoires de différentes manières :

- Tables de nombres aléatoires établies à partir de certains phénomènes physiques (roulette),
- Générateurs de nombres aléatoires : cette méthode fait appel aux ordinateurs. Les Nombres obtenus doivent constituer une série non reproductible, mais le test de reproductibilité est difficile à réaliser. De plus, le stockage des résultats au cours du calcul, encombre la mémoire de l'ordinateur. Pour contourner ces difficultés, on utilise actuellement des nombres pseudo-aléatoires.

Les nombres pseudo-aléatoires diffèrent des nombres aléatoires par le fait que lorsque le premier est arbitrairement choisi, toute la suite est complètement déterminée et reproductible. Par cet effet, on peut appliquer des tests de qualité et vérifier les programmes dans lesquels ils sont utilisés. Une des formules les plus utilisées pour engendrer des nombres pseudo aléatoires à distribution uniforme, est :

$$X_i = a X_{i-1} + c \quad (9)$$

Cependant, la périodicité de la séquence limite la validité du générateur de variables aléatoires. On a donc intérêt à ce que cette période soit très grande. Pour cela, on prend  $c = 0$  et  $m = 2^N$  où  $N$  est généralement de l'ordre de 30 ou 40

Les nombres obtenus ont une distribution uniforme. Pour obtenir ces nombres dans l'intervalle  $[0, 1]$ , on divise les  $X_i$  par  $(m-1)$  et on obtient la relation d'échantillonnage suivante [22] :

$$\varepsilon_i = \frac{X_i}{m-1} = \frac{a}{m-1} X_{i-1} \varepsilon_i \in [0, 1] \quad (10)$$

### II .5.2. Transport de particules

L'utilisation de la méthode de Monte Carlo dans les phénomènes de transport a pour but l'évaluation aussi précise que possible d'une quantité intégrale, que l'on peut écrire sous la forme :

$$I = \int_D f(x)\varphi(x) dx \quad (11)$$

Avec :

- $x$  : un point dans l'espace de phase ( $D$ ) à 6 dimensions (nous ne considérons ici que des problèmes stationnaires), 3 dimensions d'espace  $R$ , une variable énergie ( $E$ ) et deux variables directeurs ( $w$ ). Les trois dernières dimensions pourront être représentées par un seul vecteur, le vecteur vitesse  $V$ .
- $\varphi$  désigne le flux.
- $f$  : représente une fonction réponse qui selon le contexte, pourra prendre plusieurs formes : section efficace pour le calcul d'un taux de réaction ou indicatrice de domaine d'espace (cas d'un calcul de protection où la zone en question se trouve relativement éloignée du cœur).

Les codes de simulation Monte Carlo utilisés au cours de ce travail sont : Monte Carlo N Particules (MCNP) et GEANT. Dans nos applications les plus courantes, les particules étudiées sont les photons, les alpha et les neutrons.

Le principal intérêt de cette approche est de pouvoir calculer des quantités physiques difficilement accessibles par d'autres techniques (mesure ou calcul analytique). Par exemple, elle permet l'estimation, de la dose délivrée en absence de détecteur ou de la contribution des particules secondaires.[22]



## II .6.Principe des simulations Monte Carlo

### II .6.1. Détermination d'un événement dans les simulations Monte-Carlo

Nous allons détailler brièvement la démarche suivie pour la simulation des interactions particule-matière. Principalement deux types de processus sont à prendre en compte, les processus discrets et les processus continus.

### II .6.2 Les processus discrets

Les processus discrets résultent d'une collision binaire entre la particule et le milieu. L'interaction est ponctuelle et déterminée par le calcul de la longueur d'interaction. Lorsqu'une particule, initialement à l'origine, est soumise à un processus discret avec un libre parcours moyen  $\lambda$ , la probabilité qu'elle traverse le milieu sans interagir sur une longueur  $L$  est donnée par l'équation différentielle :

$$\frac{dP(L)}{dL} = -\frac{1}{\lambda}P(L) \quad (12)$$

$$\Leftrightarrow P(L) = \exp P\left(-\frac{L}{\lambda}\right) \quad (13)$$

Le libre parcours  $L$  peut être calculé à partir de la variable aléatoire  $P$  comprise entre 0 et 1 :

$$L = \lambda \cdot \ln(P) = \lambda \cdot n_{\lambda} \quad (14)$$

où, au début du transport d'une trace, un "nombre de libres parcours"  $n_{\lambda}$  est calculé

pour chaque processus :  $n_{\lambda} = -\ln P$  (15)

Mais tous les processus ne sont pas activés à chaque pas de la particule. Est sélectionné, le processus dont le libre parcours est le plus petit. Après chaque pas  $L_i$  le nombre de libres parcours est mis à jour par la formule suivante :

$$n'_{\lambda} = n_{\lambda} - \frac{L_i}{\lambda_i} \quad (16)$$

Au début du pas suivant, le libre parcours moyen  $\lambda_{i+1}$  et le libre parcours  $L_{i+1}$  sont recalculés

$$L_{i+1} = \lambda_{i+1} \cdot n'_{\lambda} \quad (17)$$

Lorsque  $L = \lambda \cdot n_{\lambda}$  est négatif ou nul, le processus correspondant est alors activé et la particule est transportée sur la distance  $L$ .

Notons que le libre parcours moyen  $\lambda$  n'est pas fixe, il dépend de la densité du milieu, de l'énergie et éventuellement des caractéristiques physiques (spin, état de charge . . . ) de la particule. Il est calculé en fonction de la section efficace par atome  $\sigma(z_i, E, \dots)$  et de  $n_i$  le nombre d'atomes  $i$  par volume :

$$\lambda(E) = (\sum_i \sigma(z_i, E, \dots))^{-1} \quad (18)$$

Les modèles physiques de Geant4-DNA (version 9.5 – décembre 2011) sont discrets et se basent sur l'architecture logicielle de la physique électromagnétique de Geant4 (G4VEmProcess pour les processus discrets et G4VEmModel pour les modèles). [23]

## II .7.Méthode d'inversion directe

La méthode d'inversion directe consiste à calculer la réciproque  $F^{-1}$  de la densité de probabilité cumulée  $F$ , lorsque l'opérateur est possible.

Soit  $f$  la fonction de densité de probabilité de variable  $x$ , non uniforme, d'un processus physique quelconque. Supposons que de densité d'un générateur de nombre pseudo-aléatoires uniforme, notés  $u$ . les valeurs  $u$  suivent alors une loi de probabilité uniforme sur  $[0,1]$ . comme  $(x) \in [0,1]$ , on peut poser :

$$u = F(x) = \int_{x_{min}}^x f(x') dx' \quad (19)$$

En inversant  $F$ , on obtient donc :

$$x = F^{-1}(u) \quad (21)$$

Comme  $u$  suit une loi uniforme sur l'intervalle  $[0,1]$ , la variable  $x = F^{-1}(u)$  ainsi générée suit la loi  $f$ .

Il s'agit de la méthode la plus directe permettant de générer une variable aléatoire suivant une loi quelconque à partir de la génération de nombres pseudo-aléatoires déterminés par une loi uniforme. [24]

## II .8.Méthode du rejet

Il n'est pas toujours possible de déterminer l'expression inverse  $F^{-1}$  d'une loi de densité de probabilité  $f$ .

Lorsque la méthode d'inversion directe est impossible ou trop complexe, on peut alors utiliser la méthode du rejet.

Soit la fonction de densité de probabilité, représentée par  $(x) = y$ , normalisée sur sa valeur maximale  $f(x_{max})$  ( afin de limiter les valeurs sur l'intervalle  $[0,1]$ , comme pour une loi uniforme) . soit  $x \in [x_{min}, x_{max}]$  et  $y \in [y_{min}, y_{max}]$ . Pour obtenir une variable  $x$  selon, on tire deux nombres pseudo-aléatoires  $x$  et  $y$  selon une loi uniforme. Si  $y < f(x)$ , alors on accepte le tirage, et  $x$  est pris comme valeur. Sinon, le tirage est rejeté et on tire un nouveau couple  $(x, y)$ , jusqu'à ce que la condition  $y < f(x)$  soit vérifiée.

Le processus peut ainsi être long, puisque répété pour chaque occurrence de  $x$  que l'on souhaite obtenir. Elle permet cependant de générer des valeurs pseudo-aléatoires pour n'importe quelle distribution  $f$  respectant les conditions d'existence d'une fonction de densité de probabilité.

Il est également possible de coupler les deux méthodes précédentes, lorsqu'une fonction peut se décomposer en deux sous-fonctions, dont l'une permet une inversion directe triviale. La méthode du rejet est ainsi uniquement appliquée sur l'autre fonction. [24]

# CHAPITRE III:

## ŒIL HUMAIN

### III.1. L'anatomie de l'œil

L'œil est l'organe de la vision. Il est de faible volume ( $6.5 \text{ cm}^3$ ), pèse 7 grammes, et a la forme d'une sphère d'environ 24 mm de diamètre, complétée vers l'avant par une autre demi-sphère de 8 mm de rayon, la cornée.

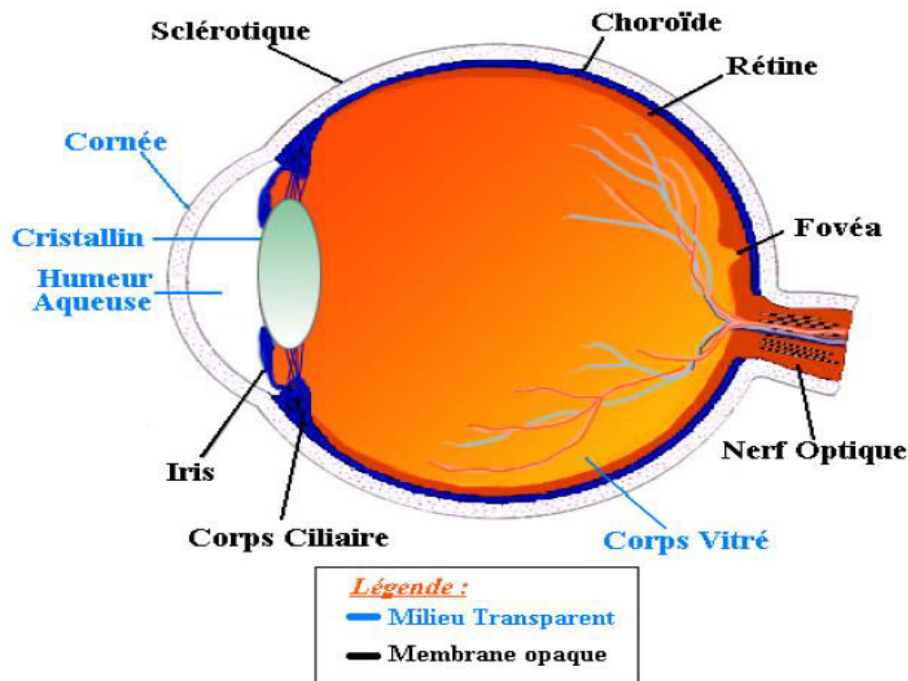


Figure (III.1) : L'œil

La paroi du globe oculaire est formée de 3 tuniques :

- La tunique fibreuse, externe, se compose de la sclérotique opaque en arrière et de la cornée transparente en avant.

La sclérotique : c'est une membrane rigide qui donne sa forme à l'œil. Devant, elle devient la cornée. Membrane fibreuse, résistante, elle entoure et protège l'œil à l'extérieur tout en maintenant sa forme. La sclérotique forme ce que l'on appelle couramment "le blanc de l'œil". Elle est traversée par un grand nombre de petits canaux (artères, nerfs, veines) et, à l'arrière, par une ouverture où passent les fibres du nerf optique et qui s'appelle la lame criblée.

La cornée constitue la lentille principale du système optique oculaire ; pour que ce tissu puisse remplir sa fonction il doit être transparent et tout concourt à assurer cette transparence. La cornée est enchâssée dans l'ouverture antérieure de la sclérotique. La frontière entre cornée et sclérotique, appelée limbe, est une zone semi-transparente qui a la particularité d'adhérer à la conjonctive, fine

membrane qui couvre la face interne des paupières et la portion antérieure de la sclérotique. Tandis que la cornée est avasculaire, le limbe est richement innervé et vascularisé.

- La tunique uvéale, dite aussi uvée, se compose de trois éléments : l'iris en avant, le corps ciliaire et la choroïde en arrière. L'iris est la portion la plus antérieure de l'uvée; il est de structure pigmentée, donnant sa couleur à l'œil et percé d'un trou, la pupille. La contraction ou la dilatation réflexe règlent la quantité de lumière pénétrant dans l'œil par la pupille. Il est situé dans l'humeur aqueuse entre la cornée et le cristallin, séparant ainsi la chambre antérieure de la chambre postérieure de l'œil. L'iris est innervé par des fibres du système nerveux qui activent les muscles dilatateurs et sphincters responsables de la dilatation et de la constriction pupillaires. Le corps ciliaire est représenté par un épaississement de l'uvée situé en couronne derrière l'iris. C'est un anneau de tissu musculaire qui produit une substance liquide appelée humeur aqueuse ; ses muscles maintiennent le cristallin, et en modifient la forme. La choroïde est une couche vasculaire, tapissant l'intérieur du globe. C'est le tissu nourricier de l'œil: il apporte l'oxygène et les nutriments dont les cellules ont besoin pour leur métabolisme.

- La tunique nerveuse se compose de la rétine, que nous étudierons précisément plus tard. C'est elle qui traduit les rayons lumineux en influx nerveux.

Ces tuniques enferment des milieux transparents, indispensables à la vision. Ces milieux transparents sont au nombre de trois et forment une lentille convergente.

- L'humeur aqueuse : c'est un liquide transparent qui remplit l'espace entre la cornée et le cristallin, liquide continuellement renouvelé et qui, avec le corps vitré, maintient la pression oculaire. S'il y a trop de pression oculaire, il y a une mauvaise irrigation sanguine de la papille, le lieu d'émergence du nerf optique.

- Le cristallin : c'est la lentille de l'œil qui permet la mise au point par sa propriété essentielle qu'est sa plasticité qui lui permet de focaliser la lumière sur la rétine en modifiant ses courbures lors de l'accommodation. De forme biconvexe, flexible et transparent, il est situé à l'intérieur du globe oculaire. Sa partie antérieure est en contact avec l'humeur aqueuse et sa partie postérieure avec le corps vitré. Il est maintenu en place par une série de fibres amarrées au corps ciliaire, la zonule de Zinn.

- Le corps vitré : c'est une masse gélatineuse et transparente, contenant 99% d'eau et représentant 60% du volume oculaire. Le corps vitré maintient la rétine contre les parois de l'œil.

Nous venons donc de voir que l'œil est constitué de trois membranes: la sclérotique, la choroïde et la rétine, et de trois milieux transparents: l'humeur aqueuse, le cristallin et le corps vitré. Les membranes, hétérogènes et opaques (sauf pour la cornée), sont à la périphérie de l'œil. En revanche,

les milieux transparents, homogènes, sont au centre de l'œil, garantissant l'acheminement des rayons lumineux à l'écran rétinien.[25]

### III.2. La physiologie de l'œil

L'œil est l'organe qui fonctionne avec le cerveau pour nous donner le sens de la vie. Il fonctionne comme un appareil photo. Son rôle est de capter la lumière et de la transformer en signaux électrique qui sont envoyés jusqu'au cerveau.

Lorsque la lumière entre dans l'œil, elle traverse tout d'abord la cornée puis elle passe à travers la pupille, ou le muscle irien ajuste la quantité de lumière qui entre dans l'œil. La lumière traverse ensuite le cristallin qui fait converger les rayons lumineux sur rétine. La lumière est alors transformée en signaux électriques transmis au cerveau par le nerf optique.

L'aire visuelle située dans le cortex occipital, reçoit les signaux et les traduit en images visuelles. [26]

### III.3. La Rétine

La rétine est constituée de deux tissus : la rétine neurosensorielle et l'épithélium pigmentaire.

**III.3.1. La rétine neurosensorielle :** est composée des premiers neurones de la voie optique :

- Photorécepteurs (cônes et bâtonnets).
- Cellules bipolaires.
- Cellules ganglionnaires dont les axones constituent les fibres optiques qui se réunissent au niveau de la papille pour former le nerf optique. Avec le nerf optique cheminent les vaisseaux centraux de la rétine (artère centrale de la rétine et veine centrale de la rétine) qui se divisent en plusieurs pédicules juste après leur émergence au niveau de la papille ; les vaisseaux rétiens sont responsables de la nutrition des couches internes de la rétine.

**III.3.2. L'épithélium pigmentaire :** constitue une couche cellulaire monostratifiée apposée contre la face externe de la rétine neurosensorielle.

La fonction principale de la rétine est la photo transduction.

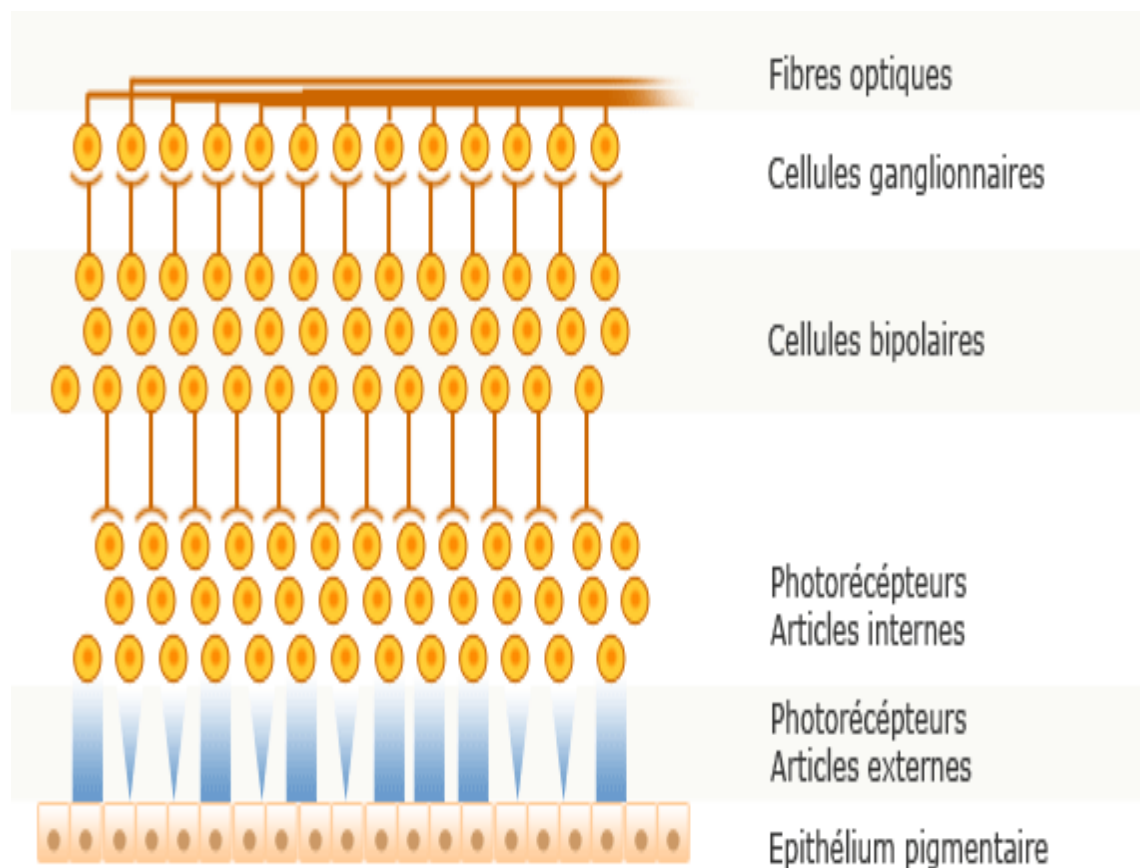
- La photo transduction est assurée par les photorécepteurs en synergie avec l'épithélium pigmentaire.
- Les articles externes des photorécepteurs (entourés par les villosités de l'épithélium pigmentaire) renferment des disques contenant le pigment visuel (rhodopsine, composée d'une protéine, l'opsine,

et de vitamine A ou rétinal) qui est «blanchi» par la lumière (rupture entre l'opsine et le rétinal). Il s'ensuit une chaîne de réactions aboutissant à la libération d'un messager qui modifie la polarisation de la membrane plasmique, faisant naître l'influx nerveux qui va cheminer le long des voies optiques jusqu'au cortex occipital. La rhodopsine est resynthétisée au cours du «cycle visuel».

· L'épithélium pigmentaire assure le renouvellement des disques par un mécanisme de phagocytose.

Il existe deux types de photorécepteurs :

- les bâtonnets, responsables de la vision périphérique (perception du champ visuel) et de la vision nocturne,
- les cônes, responsables de la vision des détails et de la vision des couleurs ; ils sont principalement regroupés dans la rétine centrale, au sein d'une zone ovale, la macula. [27]



Figure( III.2) : Représentation schématique d'une coupe histologique de rétine

### III.4. Voies optiques

Les voies optiques permettent la transmission des impressions lumineuses rétiniennes aux centres corticaux



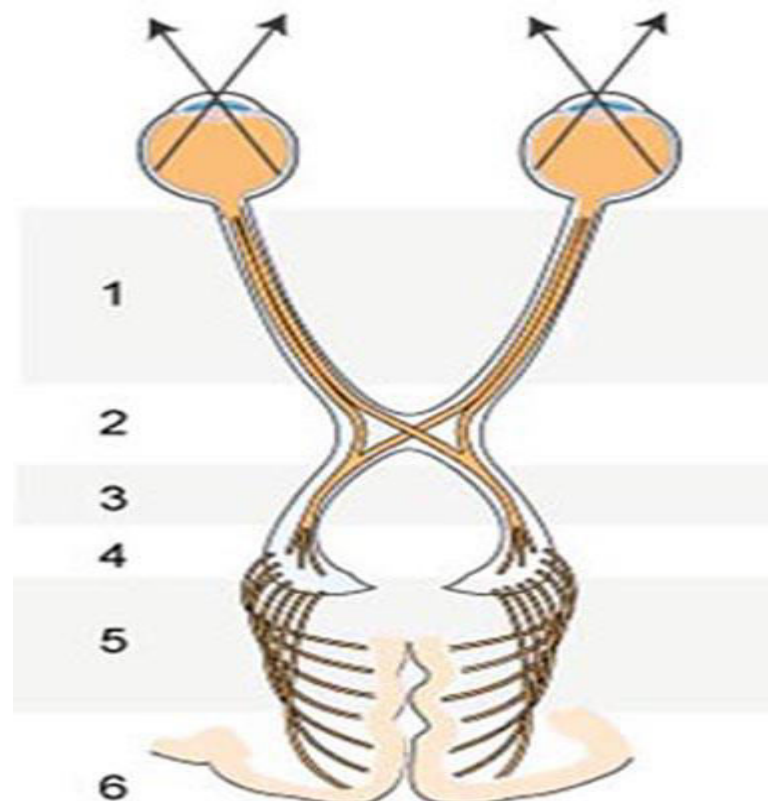
de la vision. Elles comprennent :

### III.4.1. Le nerf optique

il traverse l'orbite et pénètre dans le crâne par les trous optiques. Son extrémité antérieure (tête du nerf optique) est visible à l'examen du fond d'œil : c'est la papille.

- Au-dessus de la selle turcique, les deux nerfs optiques se réunissent pour former le chiasma où se fait un croisement partiel des fibres optiques (hémi-décussation), intéressant uniquement les fibres en provenance des hémis rétines nasales ; les fibres issues de la partie temporale de la rétine gagnent quant à elles la voie optique homolatérale.
- Des angles postérieurs du chiasma partent les bandelettes optiques qui contiennent les fibres provenant des deux hémis rétines regardant dans la même direction. Elles contournent les pédoncules cérébraux pour se terminer dans les corps genouillés externes, qui font saillie sur la face latérale du pédoncule cérébral.
- De là partent les radiations optiques : constitués par le troisième neurone des voies optiques qui gagne le cortex visuel situé sur la face interne du lobe occipital [27]

- 1- Nerf optique
- 2- Chiasma
- 3- Bandelettes optiques
- 4- Corps genouillés externes
- 5- Radiations optiques
- 6- Cortex occipital



Figure(III.3) : Voies optiques

### **III.4.2. Réfraction de l'œil**

Les rayons lumineux qui frappent l'œil sont convergés principalement par la cornée. Le cristallin ajuste ensuite la convergence pour que les rayons lumineux soient focalisés exactement sur la rétine, si bien que l'image projetée est vue nettement.

Si l'objet est proche de l'œil, le cristallin doit alors changer de forme (se bomber) pour que les rayons lumineux soient toujours focalisés correctement sur la rétine. C'est l'accommodation.

La faculté d'accommodation baisse après 40 ans, si bien qu'il faut utiliser des lunettes pour voir de près (verres convexes).

En cas de myopie, les rayons lumineux sont focalisés en avant de la rétine si bien qu'il faut placer une lentille concave négative pour faire diverger les rayons.

Dans l'hypermétropie, c'est l'inverse : les rayons sont focalisés en arrière de la rétine, si bien qu'il faut placer une lentille convexe positive [28]

### **III.5. La vision**

L'œil est l'organe de la vision.

La vision peut se décrire de plusieurs façons :

- ***Acuité visuelle***

C'est la capacité à discerner de fins détails comme de reconnaître un visage au loin ou de lire (c'est la macula qui en est responsable).

- ***Champ visuel***

C'est la capacité de voir dans toutes les directions sans devoir bouger les yeux (c'est la rétine périphérique qui en est responsable).

- ***Vision des couleurs***

C'est la capacité de reconnaître les couleurs, principalement au niveau de la macula.

- ***Vision binoculaire***

Si les deux yeux fonctionnent bien ensemble, ils nous donnent une vision simple et en relief (sensation de profondeur).

Ces différents aspects de la vision peuvent être testés de plusieurs façons. Il est essentiel de mesurer l'acuité visuelle chez tous les patients avant de procéder à d'autres examens. [28]

# CHAPITRE IV:

## RÉSULTATS ET DISCUSSION

## IV.1. INTRODUCTION

Notre étude est basée sur la simulation numérique en utilisant la méthode de Monte Carlo dont le code de simulation est le code PENELOPE.

Le terme **PENELOPE** est une abréviation des premières lettres des termes physiques suivants: **PEN**etration and **E**nergy**LO**ss of **P**ositrons and **E**lectrons (c.-à-d. La Pénétration et l'Energie Dissipée des Positrons et des Electrons). Ce code a été développé, par l'équipe du Professeur Salvat, au sein de la faculté de physique de l'université de Barcelone. Il peut simuler le transport des électrons, des positrons et des photons ayant une énergie comprise entre 50 eV et 1 GeV dans des matériaux simples (de  $Z=1$  à  $Z=99$ ) ainsi que dans des matériaux composites. Ce code combine deux types de simulation : la simulation détaillée du transport des photons et la simulation mixte du transport des électrons et des positrons. [29]

## IV.2. IMPORTANCE ET FIABILITE DU CODE PENELOPE

Le code PENELOPE a montré sa fiabilité par la bonne corroboration des simulations des différents tests d'évaluation ou benchmarks. En citant à titre d'exemple le benchmark expérimental mené par Sempauet *al* (2003) pour tester le modèle de diffusion mixte utilisé par PENELOPE pour les électrons de moyenne et de haute énergies et les benchmarks réalisés par Das et al (2001, 2002) et Vilches et al en 2007 qui ont comparé les résultats obtenues avec les codes Penelope, EGS et MCNP.

## IV.3. STRUCTURE DU CODE PENELOPE

Le code PENELOPE est utilisé pour étudier le transport des électrons, des photons et des positrons dans des matériaux simples (monoatomiques) et composites.

Ce code est constitué d'un ensemble de programmes écrit en FORTRAN 77 qui sont composés principalement d'un programme source et d'autres programmes auxiliaires.

Le programme source est composé des éléments suivants:

- PENGEOM : un sous-programme entreprit l'étude géométrique pour permettre le suivie de la localisation des interactions dans le matériau étudié;
- PENELOPE : un sous-programme simule les modèles physiques de diffusion (algorithme d'interactions de particules);
- PENVARD : un programme fait appel à des méthodes statistiques de réduction de la variance.
- TIMER : un programme a pour but la comptabilité du temps de la simulation.

Le contrôle de la géométrie et les trajectoires, le stockage des résultats de la simulation sont assurés par l'intermédiaire du programme utilisateur nommé PENMAIN.

La figure suivante, montre la description complète de la structure du code PENELOPE.

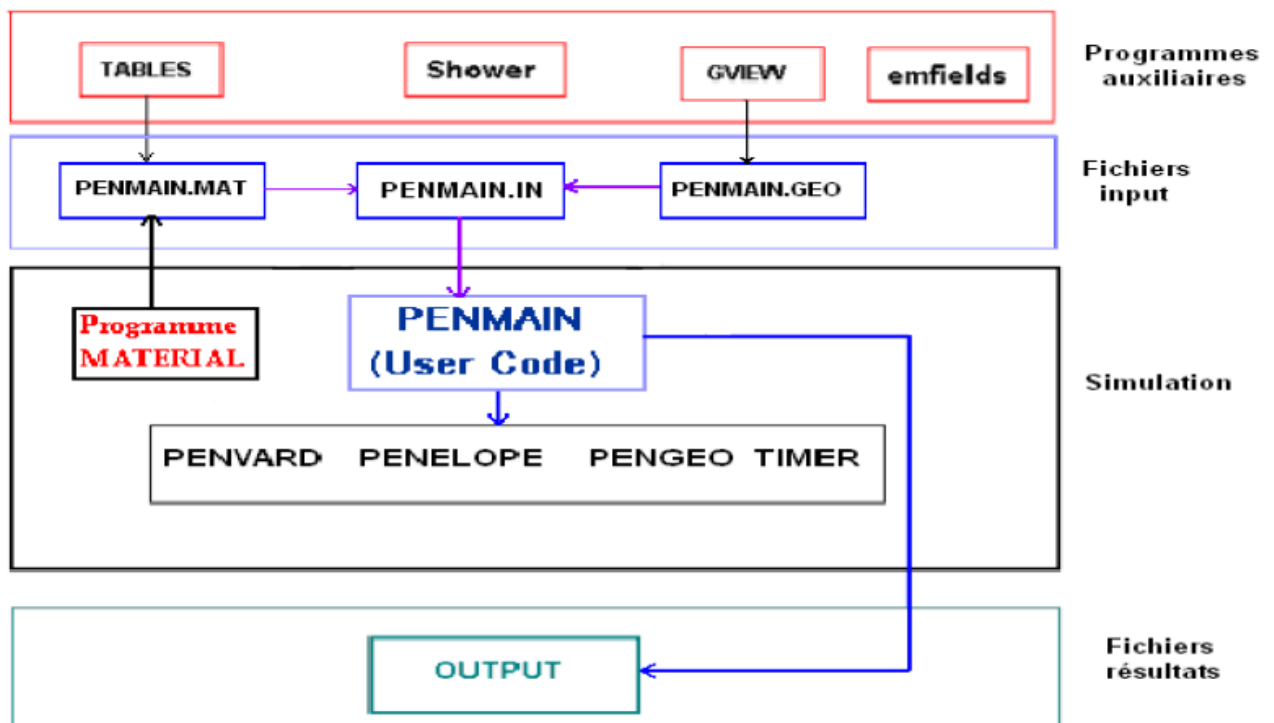


Figure (IV.1) : Structure du code Monte Carlo PENELOPE [30]

#### IV.4. LES DONNEES UTILISEE DANS NOTRE FICHER INPUT

Le fichier principal d'entrée qu'on nommé OEIL.IN rassemble toutes les données concernant les paramètres de simulation où nous devons également définir les noms de fichiers matière et le fichier géométrie décrivant le système simulé.

Les principaux paramètres de la simulation contenue dans le fichier d'entrée peuvent être regroupés de la manière suivante:

##### IV.4.1. Paramètres caractérisant la particule primaire

- **KPAR** définit le type de particule. Il est égal à 1 pour les électrons, à 2 pour les photons et à 3 pour les positrons.

Puisque la source utilisée dans notre cas est l'Iode 131, donc l'émission principale est les photons Gamma. Par conséquent on a introduit ce paramètre comme suit

**KPAR 2**

- **ENERG** est l'énergie de la particule primaire en eV.

Dans notre cas, l'énergie incidente est un spectre des rayons gamma du l'iode 131 donnée par le tableau suivant :

**Tableau (IV.1):** le spectre d'énergie des rayons gamma du I<sup>131</sup> [31]

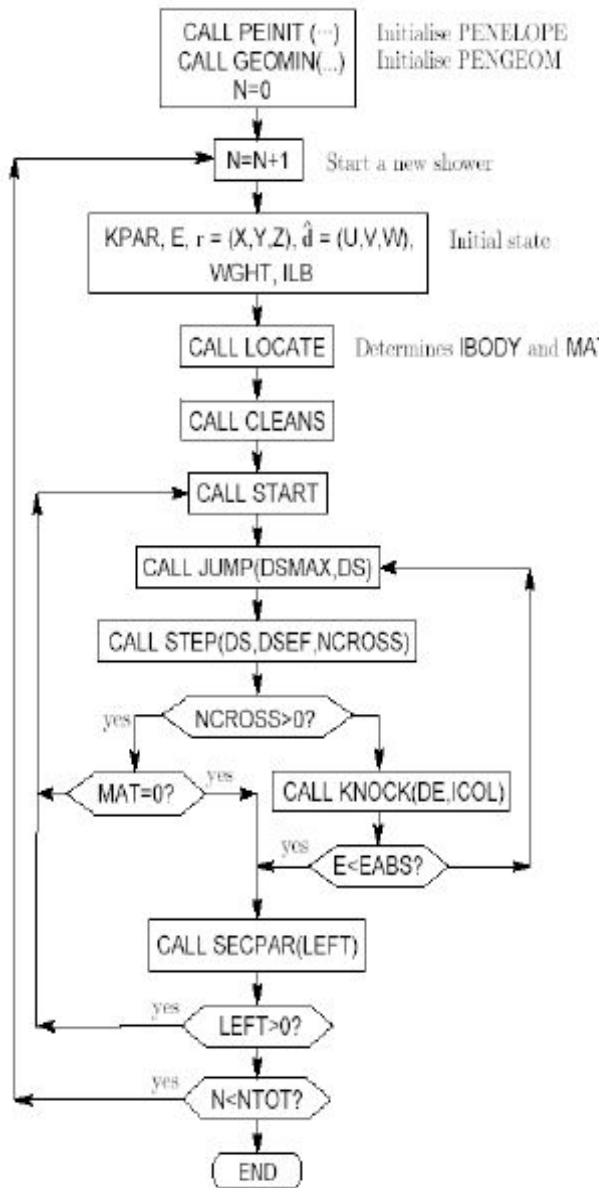
Energie minimale (keV)	29.4	29.7	80.18	284.3	364.48	636.97	722.89
Densité de probabilité (%)	1.5	2.8	2.6	6.2	81.6	7.1	1.8







L'algorithme du code Penelope peut être décrit comme suit :



```

C ** MAIN PROGRAM
CALL PEINIT(EPMAX, NMAT, 5, 6, INFO)
CALL GEOMIN(PARINP, NPIP, NM, NB, 7, 6)
N=0
C ** Start a new shower
10 N=N+1
C Set the initial state variables.
CALL LOCATE
CALL CLEANS
C ** start tracking in the material
20 CALL START
30 CALL JUMP(DSMAX, DS)
CALL STEP(DS, DSEF, NCROSS)
IF(MAT.EQ.0) THEN
  GOTO 40 ! Scoring?
ENDIF
IF(NCROSS.GT.0) GOTO 20
CALL KNOCK(DE, ICOL)
C Score relevant quantities
IF(E.GT.EABS(KPAR, MAT)) GOTO 30
40 CONTINUE
C Score relevant quantities
C ** Any secondary left?
CALL SECPAR(LEFT)
IF(LEFT.GT.0) THEN
  GOTO 20 ! Scoring?
ENDIF
IF(N.LT.NTOT) GOTO 10
C Compute averages and write results
END
  
```

Figure (IV.2) : Organigramme et algorithme du programme principal PENMAIN [29]

**IV.5. La dose interne de l'œil**

*IV.5.1. la dose interne*

Après exécution, nos résultats sont montrés par le fichier output suivant :

```

*****
** Program PENMAIN. Results. **
*****

Simulation time ..... 9.568150E+03 sec
Simulation speed ..... 2.090268E+03 showers/sec
Simulated primary showers ..... 2.000000E+07
Primary particles: photons

Transmitted primary particles ..... 9.931367E+06
Backscattered primary particles ..... 9.928218E+06
Absorbed primary particles ..... 1.404150E+05

Fractional transmission ..... 4.966555E-01 +- 3.4E-04
Fractional backscattering ..... 4.964926E-01 +- 3.4E-04
Fractional absorption ..... 7.020750E-03 +- 5.6E-05

Secondary-particle generation probabilities:
-----
| electrons | photons | positrons |
-----
| transmitted | 5.928000E-04 | 8.710000E-05 | 0.000000E+00 |
|           | +- 1.6E-05 | +- 6.3E-06 | +- 0.0E+00 |
-----

```

| backscattered | 5.904500E-04 | 8.175000E-05 | 0.000000E+00 |

| | +- 1.6E-05 | +- 6.1E-06 | +- 0.0E+00 |

| absorbed | 1.301516E+01 | 8.450800E-03 | 0.000000E+00 |

| | +- 3.2E-02 | +- 6.5E-05 | +- 0.0E+00 |

Average deposited energies (bodies):

Body 1 ..... 1.237350E+04 +- 3.1E+01 eV (effic. = 1.54E+02)

Maximum dose ... 1.530502E+03 +- 3.9E+00 eV/g (effic. = 1.48E+02)

Last randomseeds = 709218186 , 548750733

### IV.5.2.résultats et discussion

Il est très claire que l'énergie déposé par photon au niveau de l'œil 12.373 keV.

Comme la dose absorbée moyenne est égale : l'énergie absorbée divisée par la masse

La masse de l'œil est égal : 7g [26]

Alors la dose absorbée moyenne par photon (par désintégration) au niveau de l'œil obtenue est :

$$D_{\gamma}=1892.5\text{eV}/(\text{g.des}) \text{ ou } 3028 \times 10^{-16}\text{Gray/des}$$

En considérant que les particules beta sont localement absorbées, donc l'énergie absorbée par désintégration due à l'émission beta de l'iode 131 peut être égal à l'énergie moyenne du spectre d'émission beta

$E_{\beta}=181.46\text{keV}$  ce qui donne une dose beta par désintégration égal :

$$D_{\beta}=26 \text{ keV}/(\text{g.des}) = 41470 \times 10^{-16} \text{ Gray/des}$$

Enfin, la dose moyenne absorbée par désintégration au niveau de l'œil due à l'émission radioactive de l'iode 131 est :

$$D= D_{\gamma}+ D_{\beta}=44.5 \times 10^{-13} \text{ Gray/des}$$

La détermination de la dose moyenne absorbée au niveau de l'œil du à l'émission radioactive de l'isotope Iode 131 se fait en multipliant le nombre total de désintégration par D qui est égale :

**$44.5 \times 10^{-13}$  Gray/des**

La connaissance du nombre de désintégration se fait, par l'établissement de la courbe de fixation, qui traduit l'évolution temporelle de l'activité de cet isotope (I131) au niveau de l'œil. La courbe de fixation est déterminée en effectuant des mesures de l'activité de l'iode 131 au niveau de l'œil aux différents instants.

# CONCLUSION GÉNÉRALE

# Conclusion générale

---

## Conclusion générale

A travers cette étude, j'ai pu d'acquérir plusieurs connaissance concernant l'interaction rayonnement-matière et l'utilisation de la méthode dite Monte-Carlo utilisée pour étudier (simulée) le transport de rayonnement à l'intérieur de la matière. Cette méthode auquel sont établie plusieurs code de calcul tel que le code Penelope. Ce code (Penelope) est utilisé dans ce travail pour étudier le transport de rayonnement gamma émis par l'isotope radioactif Iode 131 au niveau de l'œil, dans le but de faire une évaluation de la dose absorbée au niveau de l'œil de rayonnement émis par désintégration de cet isotope.

La dose moyenne absorbée au niveau de l'œil de rayonnement émis par désintégration de l'iode 131 est estimée d'environ **44.5 x10<sup>-13</sup>Gray/des**. Cette valeur peut être utilisée dans l'objective d'évaluer les risques d'une contamination par l'iode 131 induit par exemple un accident ou un incident nucléaire. Ou bien lors de la manipulation au niveau d'un service de médecine nucléaire.

L'évaluation des risques se fait en comparant la valeur de la dose absorbée avec la limite de dose ( par exemple 15 msv pour la cristalline de l'œil).

La dose absorbée est déterminée En connaissant le nombre total de désintégration de l'isotope Iode 131 au niveau de l'œil, ce dernier est évalué en effectuant des mesures de l'activité de l'iode 131 au niveau de l'œil aux différents instants.

## *Références Bibliographiques*

---

### **Références Bibliographiques**

- [1] martin baggenstos , radioactivité et radioprotection, art. n. 311.322.f,page 13-14 , juillet 2007.
- [2] richard zimmermann, la médecine nucléaire la radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie , imprimé en france , page 30-39.
- [3] michel roger, méthodes de monte-carlo, service de physique de l'état condensée cea saclay, page 11, 13 octobre 2008.
- [4] génie des procédés", centre spin, école des mines de saint-etienne, méthodes spectrométriques d'analyse et de caractérisation, page 03.
- [5] eichholz , principale of nuclear radiation detection. ann arbor science publishers, inc, ann arbor, michigan, 1979.
- [6] vincent isoz, éléments de mathématiques appliquées, sciences.ch, 2005.
- [7] jaques foos et jean-noël, eugène boufand , manuel de radioactivité .
- [8] a. kaddachi ,mémoire en vue d'obtention du diplôme d'études supérieures spécialisées en sciences et techniques nucléaires. transfert de la réponse en efficacité des détecteurs germanium d'une source ponctuelle à une géométrie plus complexe. faculté des sciences de monastir, 1999.
- [9] richard zimmermann , la médecine nucléaire la radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie , imprimé en france , page 30-39.
- [10] claude le sech docteur en médecine, physique nucléaire ,des quarks aux applications, agrégé de l'université ,professeur à l'université paris-sud, orsay, page 52-55, paris, 2010.
- [11] <http://www.laradioactivite.com/site/pages/liode131.htm>
- [12] radioprotection : radionucléides, institut national de recherche et de sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles, page 1, mai 2009.
- [13] radioprotection 97 , radioprotection a la suite d'une thérapie a l'iode 131, direction générale environnement, sécurité nucléaire et protection civile, page 9, année 1999.
- [14] gerardo rubino, "simulation et méthode de monte-carlo ", technique ingénieur af600-10-(2007).
- [15] boudefla rania ép belarbi, « étude numérique du modèle ashkin teller », thèse doctorat , 05 décembre 2015.
- [16] m. e. j. newman and g. t. barkema, monte carlo methods in statistical physics, oxford university press, new-york (1999).

## *Références Bibliographiques*

---

- [17] christophe chipot, molecular dynamics. observing matter in motion : nanobiotechnology and nanobiology , springer (2009).
- [18] gerbrand ceder & nicola marzari, atomistic computer modeling of materials, 5107 (spring 2005).
- [19] j. marrot, p. l. garridoit, a. labarta et r. torall, j. phys.: condens. matter 1 , 8147-8154,1989.
- [20] m. badehdah, s. bekhechi, a. benyoussef, m. touzani, physica b 291 (2000) 394.
- [21] k. binder, application of monte carlo method in statistical physics, springer-verlag, berlin 1984
- [22] abdellatif nachab , etudes expérimentales et modélisations monte carlo de l'auto-absorption gamma et de la dosimétrie active par capteurs cmos, thèse doctorat, 13 décembre 2003.
- [23] mathieu karamitros , extension de l'outil monte carlo généraliste geant4 pour la simulation de la radiolyse de l'eau dans le cadre du projet geant4-dna , thèse doctorat, l'université bordeaux 1, 23 novembre 2012.
- [24] mathieu moreau , reconstruction tomographique 3d complète par modélisation mont carlo de la matrice système en tep pré-clinique a l'iode 124 , université de nantes ,thèse doctorat, 5/12/2014.
- [25] haïba lekhal per einar ellefsen ,travaux personnels encadrés thème: images la perception des couleurs par l'œil , lycée français jean monnet,page1-2,2001
- [26] collège des ophtalmologistes universitaires de france couf, sémilogie oculaire,2013.
- [27] christian lavigne ,ophtalmologie, collège national des enseignants de médecine interne , université médicale virtuelle francophone , page 4-5,année 2013.
- [28] erika sutter, allen foster et victoria francis, petit precis d'ophtalmologie tropicale ,page 10.
- [29] salvat. f, fernandez-varea. jm and sempau. josep,penelope-2008: a code system for monte carlo simulation of electron and photon transport, workshop proceedings barcelona, spain 30 june-3 july 2008: oecd/nea data bank (2008).
- [30] azbouche. a., etude par le code monte carlo penelope des de rayons x produit par des generateurs de rayons x de basse energie utilisés en radiothérapie, mémoire de magister usthb, n° 39/2009-m/ph alger algérie (2009).
- [31] irsn, inrs france 2009 radioprotection: radionucléides report ed4300 www.irsn.org



بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

## ملخص

عملنا في هذه المذكرة يصبو لحساب الجرعة الداخلية في العين مستهدفة من طرف الاشعة الصادرة عن اليود 131. لاجل هذا الغرض استعملنا طريقة مونتني كارلو لدراسة الجرعة غاما على مستوى العضو المستهدف. حيث استعملنا برنامج بونولوب لحساب هذا المقدار معتبرين العين عبارة عن كرة مائية مستهدفة من طرف الاشعة غاما الصادرة عن اليود 131.

## Résumé

Dans notre mémoire, nous avons étudié la dose interne au niveau de l'œil humain dû au rayonnement de l'iode 131. Pour ce faire, nous avons utilisé la méthode de Monte Carlo pour simuler la dose gamma au niveau du l'organe cible (œil). En effet, le code Penelope nous a permis de déterminer cette grandeur en simulant l'œil comme étant une sphère d'eau attaqué par des rayons gamma issues de l'iode 131.

## Abstract

In our work, we studied the internal dose in the human eye due to rays of iodine-131. Thuse, we used the Monte Carlo method to simulate the gamma dose at the level of the target). Indeed, the Penelope code allowed us to determine this magnitude by simulating the eye as a sphere of water attacked by gamma rays from iodine 131.