

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

FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT PHYSIQUE
N° :... PH/MED/02/2024.



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

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnel

Par : ATTOUI Dounya

Intitulé

**Initiation au développement d'un système
dosimétrique digital pour la détection des
rayonnements**

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

Pr. MEZRAG Fadila	Université M'sila	Président
Dr. BOUCHELAGHEM Fouzia	Université M'sila	Rapporteur
Dr. METATLA Aboud	Université M'sila	Examineur
Dr. BOUCHELAGHEM Ahmed	Université M'sila	Co- Rapporteur
BOUCHELAGHEM Badria	Université Annaba	Co- Rapporteur

Année universitaire : 2023/2024

Dédicace

Au nom d'ALLAH, le Clément, le Miséricordieux, et que les bénédictions et la paix soient sur son noble Messager. Louanges à ALLAH qui, par Sa grâce, achève les bonnes actions. Louanges à ALLAH en abondance, de manière pure et bénie. Louanges à ALLAH qui m'a permis de terminer ce travail, et sans Sa guidance, je ne l'aurais pas accompli.

*À ma sécurité et mon refuge, à mon ombre bienveillante et mon cœur tendre, à celle qui a peiné, éduqué, veillé et grandi, à celle qui nous a appris la patience par sa patience envers nous, à ma chère et tendre **Mère**, je prie ALLAH de te bénir comme tu m'as élevé petit. Qu'ALLAH prolonge ta vie et maintienne ton baume, chère mère. À mon pilier et mon soutien, à mon cher **Père**, à celui dont je porte le nom, à celui qui a peiné et travaillé dur, mon père, la prunelle de mes yeux, qu'ALLAH te bénisse comme tu m'as élevé petit. Qu'ALLAH prolonge ta vie et maintienne ta présence.*

*À mon frère, le premier-né de la famille, à celui qui a la tendresse d'un père, à celui qui s'est épuisé, à celui qui nous a sacrifié sa vie et sa santé, à notre précieux **Hicham**, qu'ALLAH te protège.*

*À mon frère **Fayssal**, mon compagnon de route, proche de mon âge, qu'ALLAH te guide dans ta vie, tendre frère. À mon frère de cœur, bien que non né de ma mère, mais qui a pris la place d'un frère, à **Abdoul Aziz**, qu'ALLAH te protège, mon frère.*

*Au benjamin de la famille, **Mohamed**, toi qui es venu tardivement et as ouvert la porte de mon cœur pour y entrer, qu'ALLAH te guide dans ta vie et tes études, cher petit.*

*À ma tendre sœur **Fatiha**, ma précieuse, ma compagne de route, celle qui comble le manque de tendresse maternelle, qu'ALLAH te garde pour nous et te comble de bien.*

*À **Kenza**, ma sœur et amie, celle qui est entrée dans notre foyer sans poser de questions et qui a facilement pris la place d'une sœur, qu'ALLAH illumine ton chemin, chère amie.*

*À ma grand-mère **Rim** et à mes oncles, à mes proches, à ceux sur qui nous avons toujours pu compter depuis notre enfance, merci à vous.*

À ceux qui nous ont quittés pour la demeure éternelle, à mes oncles, mon grand-père et ma grand-mère, qu'ALLAH vous bénisse et honore votre séjour, chers disparus.

Aux épouses de mes frères, merci pour chaque mot gentil et chaque bonne action laissée en moi. Qu'ALLAH vous accorde beaucoup de bien.

*Aux soldats de l'ombre, les enfants de mes frères et sœurs, **Bahaa Eddine Ali**, et son frère **Taj Eddine**, à **Bassmala**, et sa soeur **Malak El Djanna**, à **Alaa Erahmane** et à **Djawad**.*

*À ma compagne de route et de cœur, à mon enseignante **Theldja**, celle qui m'a appris le Coran et avec qui j'ai achevé la lecture du Livre d'ALLAH, à celle qui m'a aidée et soutenue, je te remercie infiniment et je loue ALLAH pour ta présence dans ma vie. Qu'ALLAH te protège du mal, chère amie*

À toi et à tous ceux qui m'ont appris une lettre du Livre d'ALLAH, ALLAH est témoin que je vous suis reconnaissante à tous.

À mes compagnons de route dans l'apprentissage, à ceux qui ont toujours été à mes côtés, partagé mes rires, qui ont été heureux pour mes joies et tristes pour mes peines, merci à vous tous de tout cœur. Je dis : qu'ALLAH vous accorde le bien où que vous soyez et vous guide toujours vers le bien.

Et à ceux que nous avons aimés et qui ont laissé dans nos vies un baume et une belle empreinte, je dis : merci à vous. Qu'ALLAH vous protège et illumine votre chemin vers le bien toujours. Et à tous ceux qui nous ont enseigné depuis l'école primaire jusqu'à l'université, et à tous ceux qui nous ont soutenus de près ou de loin.

AUX héros de Gaza, nous ne pouvons que vous soutenir de loin et sachez que nos cœurs Et nos prières sont toujours avec vous. Qu'ALLAH ait pitié de vos morts, guérisse vos malades, libéré vos prisonniers, fortifie vos pas et vous donne la victoire sur les juifs.

Palestine, Terre des martyrs.

Remerciements

Remerciements à ALLAH qui m'a donné la force d'accomplir ce modeste travail.

Je tiens à remercier Madame **F. BOUCHELAGHEM**, à qui je dois le sujet de ce mémoire. Je la remercie particulièrement pour avoir accepté la responsabilité de diriger ce travail. Ses conseils et ses encouragements m'ont été précieux. Je la remercie sincèrement d'avoir toujours trouvé le temps pour faire avancer mon travail. Mes remerciements vont également à Monsieur **A. BOUCHELAGHEM** qui m'a guidé et conseillé pour achever ce travail

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements et mes salutations les plus distinguées à Madame **B. BOUCHELAGHEM** pour ses efforts considérables et sa coopération dans la réalisation de ce travail.. Je tiens à remercier Madame **F. MEZRAG** pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury de soutenance de mon mémoire.

Mes sincères remerciements s'adressent aussi à Monsieur **A. METATLA** qui a accepté de faire partie du jury. Qu'il trouve ici mon profond respect.

Je n'oublie pas ceux qui nous ont soutenus et qui nous ont permis de nous former et de faire des stages à Centre anti- Cancer « **CAC** » de Sétif. « Mes remerciements vont à tous les physiciens médicaux de cet établissement ».

Je tiens également à remercier la Clinique Echiffa et le Docteur **B. CHAKER.**, ainsi que le Docteur **A. CHIKOUCHE** pour tout le savoir qu'il nous a transmis.

Je remercie sincèrement tous les professeurs du département de physique, en particulier ceux de la physique médicale.

Je ne peux pas non plus oublier mes amis et collègues, proches et lointains, ainsi que tous ceux qui ont contribué de près ou de loin et m'ont aidé à développer ce mémoire.

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ
"دَعَوَاهُمْ فِيهَا سُبْحَانَكَ اللَّهُمَّ وَتَحِيَّتُهُمْ فِيهَا سَلَامٌ وَعَاخِرُ دَعْوَاهُمْ أَنْ الْحَمْدُ لِلَّهِ رَبِّ الْعَالَمِينَ"
{والصلاة والسلام على نبيه الكريم محمد صلى الله عليه وسلم}

Table des matières

Table des matières	1
Liste des tableaux	3
Table des figures	4
Introduction	5
1 La radiothérapie	7
1.1 Radiothérapie externe (Téléthérapie)	7
1.1.1 Les étapes de la mise en œuvre de la radiothérapie externe	7
1.2 Radiothérapie interne (curiethérapie)	8
1.2.1 Les étapes de la mise en œuvre de la radiothérapie interne	8
1.3 Compteur Geiger	9
1.4 La dosimétrie	10
1.4.1 La dosimétrie des rayonnements ionisants	10
1.4.2 Définition	11
1.4.3 Grandeurs et unités dosimétriques	11
1.4.4 Grandeurs en radioprotection	15
2 Systèmes dosimétriques	18
2.1 Classification des systèmes dosimétriques	18
2.1.1 Systèmes dosimétriques primaires	18
2.1.2 Systèmes dosimétriques secondaires	18

2.2	Principaux types de dosimètres	19
2.2.1	Systèmes dosimétriques physiques	19
2.2.2	Dosimètre active (ou opérationnelle)	20
2.2.3	Dosimétrie passif (ou réglementaire)	30
2.3	Déférence par dosimétrie passive et dosimétrie active	35
2.3.1	Type de radiation principal	35
2.3.2	Applications	36
2.3.3	Nature de la mesure	36
2.3.4	Sécurité	36
2.3.5	Les caractéristiques de chaque appareil	36
2.4	Les types de rayonnements	37
2.4.1	Rayonnement alpha (α)	38
2.4.2	Rayonnement bêta (β)	38
2.4.3	Rayonnement photonique (rayonnement gamma γ et rayons X)	39
2.4.4	Rayonnement neutronique (η)	41
3	système dosimétrique digital pour la détection des rayonnements	42
3.1	Les principales caractéristiques d'un appareil de balayage radiologique	42
3.1.1	Le principe de fonctionnement	42
3.1.2	Exemples de dosimétrie dont nous avons parlé précédemment	43
3.2	Radiomètre et dosimètre numérique	44
3.2.1	Description du circuit	45
3.2.2	Contrôle mesure	46
3.3	Programme Java pour le contrôle du dosimètre	47
3.3.1	Introduction	47
3.3.2	Fonctionnalités Principales	49
3.3.3	Fonctionnement de la classe Dosimeter :	50
	Conclusion	51
	Bibliographie	52

Liste des tableaux

1.1	la dose équivalente	16
1.2	La dose efficace	17

Table des figures

1-1	Fluence radiative de faisceau [5]	11
1-2	Représentation schématique du transfert d'un photon au milieu [3].	13
1-3	L'équilibre électronique [5].	16
2-1	Exemple de film dosimétrique [4]	21
2-2	Détecteur diode [5]	21
2-3	Vue en coupe d'une chambre d'ionisation cylindrique [7].	23
2-4	La jonction PN [7]	24
2-5	L'interaction des rayonnements avec la diode [7]	25
2-6	Vue en coupe d'un dosimètre à diode [7]	27
2-7	Schéma de principe d'un MOSFET [7]	27
2-8	Système de dosimétrie in-vivo implantable utilisant un MOSFET [7]	29
2-9	Mesure par le système de MOSFET implantable [7]	30
2-10	Exemple de dosimètre passif [8]	31
2-11	Dosimètre à détection de traces [9].	33
2-12	Détecteur solide de traces [9]	34
2-13	Principe de RPL [7]	35
2-14	Degré de pénétration des différents types de rayonnements ionisants [10]	38
2-15	Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen [5]	40
3-1	Dosimètre sous forme de montre [19].	43
3-2	Dosimètre en forme de stylo [20]	44
3-3	Radiomètre et dosimètre numérique [21]	48

Introduction

Dans un monde de plus en plus complexe et avancé dans les domaines de la médecine et de l'industrie, les rayonnements ionisants deviennent un outil indispensable dans de nombreuses applications. Cependant, l'utilisation de cette technologie s'accompagne d'une grande responsabilité : assurer la protection contre les rayonnements pour les individus et l'environnement. Le développement d'un système dosimétrique numérique pour la détection des rayonnements constitue une étape cruciale vers la réalisation de cet objectif, offrant un outil précis et fiable pour mesurer les doses de rayonnement et évaluer les risques potentiels.

Cette recherche vise à explorer les bases théoriques et pratiques pour le développement d'un système dosimétrique numérique avancé, un système utilisé pour mesurer et enregistrer les doses de rayonnement de manière numérique avancée. Ce système fonctionne grâce à l'utilisation de capteurs électroniques capables de détecter différents types de rayonnements tels que les rayons gamma, les rayons X et les particules bêta β . Les données recueillies par ces capteurs sont converties en informations numériques pouvant être affichées, stockées et analysées facilement à l'aide de processeurs centraux avancés. Parmi les principales caractéristiques de ce système figurent une haute précision dans la mesure du rayonnement, la capacité à stocker de grandes quantités de données sur de longues périodes, et la fourniture d'alertes immédiates en cas de dépassement des niveaux de rayonnement sûrs. Il peut également être intégré à d'autres systèmes de sécurité pour assurer une protection complète. Ce système est utilisé dans les industries nucléaires, les établissements médicaux, les recherches scientifiques et les applications militaires pour garantir la sécurité des travailleurs et de l'environnement.

En partant de la compréhension des bases physiques du rayonnement jusqu'aux ap-

plications pratiques dans divers domaines tels que la médecine nucléaire et la sécurité radiologique, nous discuterons des défis auxquels sont confrontés les chercheurs et les ingénieurs dans ce domaine, y compris les matériaux sensibles au rayonnement, la conception des circuits électroniques pour le traitement des signaux, et le développement de logiciels permettant une analyse précise et efficace des données.

Pour cela, ce mémoire est divisé en trois chapitres selon l'organisation suivante :

Dans le premier chapitre, nous avons abordé une connaissance générale de la radiothérapie, y compris la radiothérapie interne et externe. Ensuite, nous avons présenté un aperçu historique du plus ancien appareil utilisé pour mesurer les doses et également défini l'appareil de mesure des doses et ses principes fondamentaux.

Dans le deuxième chapitre, nous avons expliqué les différents systèmes de cet appareil et identifié ses types, y compris les systèmes passifs et actifs, ainsi que les types de rayons que cet appareil peut détecter.

Quant au troisième et dernier chapitre, nous réaliserons un système numérique pour une forme spécifique de cet appareil.

Nous avons conclu ce mémoire par un résumé général, dans lequel nous avons présenté les principaux résultats obtenus de notre travail précédent.

Chapitre 1

La radiothérapie

La radiothérapie est un traitement locorégional des cancers. Elle consiste à utiliser des rayonnements (on dit aussi rayons ou radiations) pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation pour se détruire les cellules cancéreuses tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants. La radiothérapie peut être externe (téléthérapie) ou interne (curiethérapie) [1] :

1.1 Radiothérapie externe (Téléthérapie)

Dans une radiothérapie externe, les rayons produits par une source externe sont dirigés vers la région du corps à traité (sein, prostate...) afin d'éliminer les cellules cancéreuses. La radiothérapie externe est dite transcutanée car les rayons traversent la peau pour atteindre la tumeur. Ces rayons sont émis en faisceau ciblé sur la tumeur par une machine appelée accélérateur linéaire de particules.

1.1.1 Les étapes de la mise en œuvre de la radiothérapie externe

Le déroulement d'une radiothérapie repose sur un travail d'équipe entre le manipulateur, le physicien, le dosimétriste, coordonnés par l'oncologue radiothérapeute. Une radiothérapie externe comporte quatre étapes majeures :

- 1 - le repérage de la zone à traiter ou phase de simulation.
- 2 - le calcul de la distribution de la dose (dosimétrie).

3 - le traitement.

4 - la surveillance pendant et après le traitement.

1.2 Radiothérapie interne (curiethérapie)

Une curiethérapie consiste à mettre en place, de façon temporaire ou permanente, des sources radioactives au contact direct de la zone à traiter. Ces sources émettent des rayonnements qui détruisent les cellules cancéreuses. La dose de rayonnements décroît très vite au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source radioactive. La dose est donc très forte au niveau de la zone à traiter et diminue au niveau des tissus sains. Cela permet de limiter les effets secondaires. Le patient doit être pris en charge par un oncologue radiothérapeute spécialisé dans la curiethérapie : on parle aussi de curiethérapeute. Une curiethérapie doit être réalisée par une équipe entraînée et spécialisée.

1.2.1 Les étapes de la mise en œuvre de la radiothérapie interne

A Consultation avec le médecin curiethérapeute :

→ Le médecin évalue la possibilité d'une curiethérapie.

→ Informations fournies sur la technique, la durée du traitement, les résultats attendus, les effets secondaires potentiels, et la nécessité d'hospitalisation.

→ Précautions à prendre sont expliquées.

B Planification de la curiethérapie :

→ Dosage, choix de la source et durée du traitement sont programmés.

→ Dosimétrie réalisée par radiographies, échographie, scanner ou IRM.

C Déroulement de la curiethérapie :

→ Installation d'un matériel adapté dans la zone à traiter (aiguille, tube plastique, applicateur).

→ Le matériel vecteur peut être mis en place avant l'introduction des sources radioactives.

→ Anesthésie générale ou locale peut être nécessaire.

D Curiothérapie à bas débit de dose ou à bas débit pulsé :

→ Application de la source radioactive pendant deux à cinq jours.

→ Hospitalisation en chambre isolée dans un secteur protégé.

E Curiethérapie à haut débit de dose :

→ Application d'une forte dose pendant une courte période.

→ Répétition de la séance une ou deux fois par semaine selon les protocoles.

→ Traitement sans hospitalisation, sauf si une anesthésie générale est nécessaire pour la mise en place du matériel vecteur.

1.3 Compteur Geiger

Le compteur Geiger-Müller (communément appelé compteur G-M, ou simplement tube Geiger) est l'un des plus anciens types de détecteurs de rayonnement en existence, ayant été introduit par Geiger et Müller en 1928. Cependant, la simplicité, le faible coût et la facilité d'utilisation de ces détecteurs ont conduit à leur utilisation continue jusqu'à aujourd'hui. Les compteurs G-M constituent la troisième catégorie générale de détecteurs remplis de gaz basés sur l'ionisation. À l'instar des compteurs proportionnels, ils utilisent la multiplication du gaz pour augmenter considérablement la charge représentée par les paires d'ions originaux formées le long de la trajectoire du rayonnement, mais de manière fondamentalement différente. Dans le tube G-M, des champs électriques substantiellement plus élevés sont créés pour augmenter l'intensité de chaque avalanche. Dans des conditions appropriées, une situation est créée dans laquelle une avalanche peut elle-même déclencher une deuxième avalanche à un endroit différent à l'intérieur du tube. À une valeur critique du champ électrique, chaque avalanche peut créer, en moyenne, au moins une autre avalanche, ce qui entraîne une réaction en chaîne auto-propagante. À des valeurs de champ électrique encore plus élevées, le processus devient rapidement divergent et, en principe, un nombre exponentiellement croissant d'avalanches pourrait être créé en très peu de temps. Une fois que cette décharge Geiger atteint une certaine taille, cependant, les effets collectifs de toutes les avalanches individuelles entrent en jeu et terminent finalement la réaction en chaîne. Parce que ce point de limitation est toujours atteint après environ le même nombre d'avalanches ont été créées, toutes les impulsions d'un tube Geiger sont de

la même amplitude indépendamment du nombre de paires d'ions originaux ayant initié le processus. Un tube Geiger ne peut donc fonctionner que comme un simple compteur d'événements induits par le rayonnement et ne peut pas être appliqué en spectroscopie directe du rayonnement car toutes les informations sur la quantité d'énergie déposée par le rayonnement incident sont perdues. Une impulsion typique d'un tube Geiger représente une quantité inhabituellement grande de charge collectée, environ $10^9 - 10^{10}$ paires d'ions étant formées dans la décharge. Par conséquent, l'amplitude de l'impulsion de sortie est également grande (typiquement de l'ordre des volts). Ce signal de niveau élevé permet une simplification considérable dans l'électronique associée, éliminant souvent complètement le besoin d'une amplification externe. Comme les tubes eux-mêmes sont relativement peu coûteux, un compteur G-M est souvent le meilleur choix lorsqu'un système de comptage simple et économique est nécessaire [2].

1.4 La dosimétrie

1.4.1 La dosimétrie des rayonnements ionisants

L'hétérogénéité de l'émission de la source de rayonnements, les caractéristiques du rayonnement utilisent, les distances de la source par rapport aux différentes parties du volume des produits traités et la structure du produit ne permettent pas d'obtenir une dose identique dans tout le volume du produit. D'où la nécessité de procéder à la dosimétrie .

L'effet biologique obtenu lors de l'irradiation de la matière vivante par un rayonnement dépend, essentiellement de la nature du rayonnement et de l'énergie absorbée par la matière irradiée. La dosimétrie est un de déterminer cette énergie absorbée. Cette détermination est essentielle [3] :

Pour prévoir en radiothérapie, les effets du traitement sur les tissus tumoraux et sur les tissus sains adjacents.

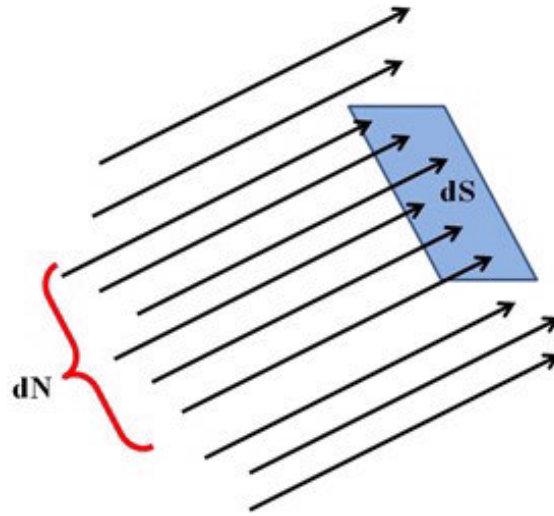


FIG. 1-1 – Fluence radiative de faisceau [5]

1.4.2 Définition

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements, absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traités et une maintenance des performances des mesures acceptables.

1.4.3 Grandeurs et unités dosimétriques

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie, sont [3] :

Fluence et fluence énergétique :

Lorsqu'un faisceau traverse une surface dS [cm^2], supposée petite, qui lui est perpendiculaire [5] la fluence radiative Φ de ce faisceau est le nombre de particules incidentes dN divisé par unité de surface figure .1-1

La formule peut s'appliquer à un nombre de photons aussi bien qu'à un nombre de

particules chargées :

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad \text{cm}^{-2} \quad (1.1)$$

Le débit de la fluence φ exprime le nombre de particules traversant une surface par unité de surface dS et unité du temps dt .

$$\varphi = \frac{dN}{dSdt} \quad \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \quad (1.2)$$

La fluence énergétique ψ , d'unité [$\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2}$], est la quantité d'énergie emportée par le faisceau au travers de la surface dS .

Si E est l'énergie des particules d'un faisceau supposé mono-énergétique, on a donc :

$$\psi = \Phi E = \frac{dN}{dS} E \quad \text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2} \quad (1.3)$$

La fluence énergétique ramenée à la seconde, peut aussi être appelée l'intensité du faisceau I

$$I = \frac{d\psi}{dt} = \frac{d^2N}{dSdt} E \quad \text{MeV} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \quad (1.4)$$

Pour un faisceau qui présente une distribution continue en énergie, il y a lieu de tenir compte de la distribution en énergie $\frac{dN}{dE}$ et d'intégrer l'intensité sur l'ensemble du spectre.

Exposition :

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et γ . Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (International Commission on Radiation Units and mesurément) [6] comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm [3] :

$$E_x = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} \quad (1.5)$$

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R).

$$1 R = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C} \cdot \text{kg}^{-1}$$

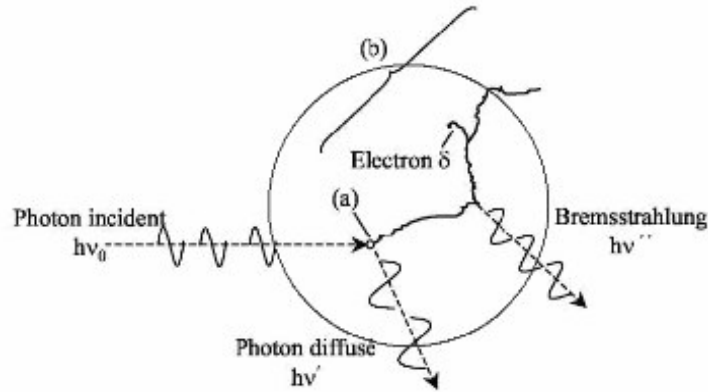


FIG. 1-2 – Représentation schématique du transfert d'un photon au milieu [3].

Où ΔQ est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse Δm sont complètement arrêtés par l'air. Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge ΔQ .

Kerma :

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron) Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes [3] :

- La première est l'interaction des photons avec les atomes du milieu mettant ainsi les électrons en mouvement par les interactions de photons (effet photoélectrique, Compton, création de paire, etc...).
- La deuxième étape concerne le transfert d'énergie qui se fait entre ces électrons de haute énergie et le milieu par excitations et ionisations.

La quantité dénommée kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium). Elle traduit le premier acte du transfert d'énergie par collision aux particules secondaires. Elle présente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume de masse dm du milieu :

$$K = \frac{dE_{cin}}{dm} \quad \text{Gy(Gray)} \quad (1.6)$$

Gy (Gray) ; 1 Gy=1 J. kg⁻¹

Le Kerma se divise en kerma de collision K_{col} et kerma radiatif, le kerma de collision est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions. le kerma radiatif est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{col} + K_{rad}. \quad (1.7)$$

La fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs est représentée par un facteur désigné sous le nom de la fraction radiative \bar{g} . Par conséquent, la fraction d'énergie perdue lors des collisions est $(1 - \bar{g})$.

Une relation fréquemment utilisée entre le kerma K_{col} de collision et le kerma total K peut être écrite comme suit :

$$K_{col} = K(1 - \bar{g}). \quad (1.8)$$

Le débit de kerma est :

$$K^\circ = \frac{\Delta K}{\Delta t} \quad \text{Gy/min} \quad (1.9)$$

La dose absorbée :

La différence entre le Kerma et la dose absorbée peut être mise en évidence en remarquant que dans l'énergie transférée à l'électron une partie est déposée dans le milieu, l'autre est perdu sous forme de rayonnement de freinage [3].

La dose absorbée, D est le quotient $d\bar{\varepsilon}$ par dm , où $d\bar{\varepsilon}$ est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière de masse dm :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad \text{Gy(Gray)} \quad (1.10)$$

unité en Gy (Gray); 1 Gy=1 J.kg⁻¹

Débit de dose absorbée :

Le débit de dose absorbée D° , est le quotient de dD par dt , où dD est l'incrément de dose absorbée pendant l'intervalle de temps dt correspondant [3] :

$$D^\circ = \frac{dD}{dt} \quad \text{Gy/h} \quad (1.11)$$

Soient 2 points de l'espace (1) et (2) distants respectivement de d_1 et d_2 d'une source radioactive [5] :

$$D_1^\circ \times d_1^2 = D_2^\circ \times d_2^2 \quad (1.12)$$

Unité S.I : J.kg⁻¹.s⁻¹

L'équilibre électronique :

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant, ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales [5].

$$K_{\text{col}} = K(1 - \bar{g}). \quad (1.13)$$

1.4.4 Grandeurs en radioprotection

Dose équivalente H :

La dose équivalente est une grandeur estimée des risques aléatoires selon le type de rayonnement :

$$H = \sum D_R \times W_R \quad \text{Sv(Sievert)} \quad (1.14)$$

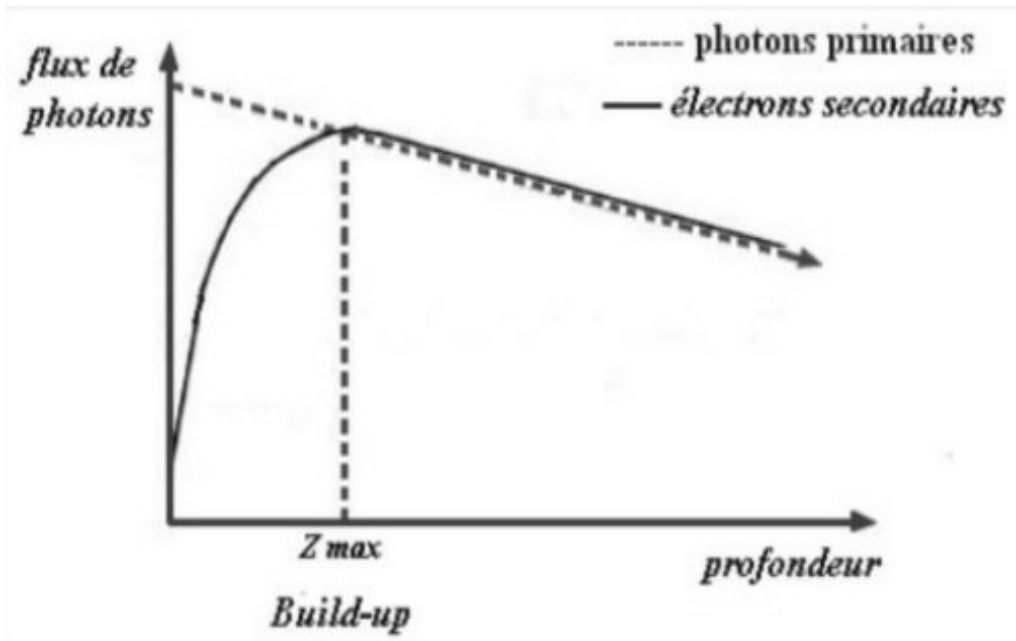


FIG. 1-3 – L'équilibre électronique [5].

Rayonnement	W_R
photons, X, γ et radioactivité	1
protons	2
neutrons	2,5 à 20
particules α et lourdes	20

TAB. 1.1 – la dose équivalente

W_R : Facteur de pondération de chaque rayonnement.

D_R : Dose chaque rayonnement.

unité en Sv (Sievert).

Dose efficace E :

La dose efficace est une grandeur estimée des risques aléatoires selon le type de tissu [5] :

$$E = \sum H_T \times W_T \quad \text{Sv(Sievert)} \quad (1.15)$$

H_T : Dose absorbée par tissu.

tissu	W_T
moëlle osseuse, côlon, poumon, estomac, seins	0.12
gonade	0.08
Vessie, foie	0.04
peau, os , cerveau	0.01
foie, duodénum, glande thyroïde	0.05

TAB. 1.2 – La dose efficace

W_T : Facteur de pondération de chaque tissu.

unité en Sv (Sievert).

Chapitre 2

Systemes dosimétriques

La mesure de la dose absorbée nécessite l'utilisation d'un système dosimétrique qui se comporte non seulement des dosimètres physiques ou chimiques bien établis mais également de l'instrument qui mesure l'effet induit par le rayonnement dans le matériau du dosimètre [4].

2.1 Classification des systèmes dosimétriques

Les systèmes dosimétriques peuvent classés en deux classes principales selon leurs qualités métrologiques : systèmes dosimétriques primaire et secondaire.

2.1.1 Systèmes dosimétriques primaires

Ces dosimètres sont utilisables pour des applications spécifiques telles que les étalonnages des champs de rayonnements γ ou électrons ou pour des utilisations plus routinières dans le traitement ionisant par faisceaux d'électrons de forte énergie. Parmi ces systèmes, la calorimétrie et l'ionométrie sont les plus utilisés.

2.1.2 Systèmes dosimétriques secondaires

Les dosimètres secondaires (nécessitant un étalonnage) faisant partie principalement de la famille des dosimètres à méthode chimique, sont généralement plus faciles à mettre en œuvre. Parmi ceux-ci, les systèmes dosimétriques de référence (grande précision, stabilité,

reproductibilité) fournis et analysés par les laboratoires de référence, sont utilisés pour l'étalonnage de champs de rayonnements.

Des exemples de systèmes dosimétriques de référence sont : le dosimètre de Fricke, Dichromate (systèmes dosimétriques chimiques liquides) ou encore l'alanine (système solide). Les systèmes dosimétriques secondaires peuvent être classés en trois classes principales selon leurs qualités relatives et leurs domaines d'application.

2.2 Principaux types de dosimètres

Il est possible de déterminer la dose absorbée lors d'une exposition à un rayonnement déterminé. On utilise comme dosimètres principalement les dispositifs suivants :

2.2.1 Systèmes dosimétriques physiques

Calorimétrie :

On utilise le fait qu'une grande partie de l'énergie d'ionisation et d'excitation se dégrade finalement en chaleur, les transformations chimiques ou les changements physiques ne présentant en général que quelques %. Dans certains milieux absorbants, tels que le graphite ou les métaux, l'énergie localement déposée est dissipée entièrement en chaleur et ce pour beaucoup de rayonnements ionisants dans un large domaine d'énergie. La calorimétrie constitue ainsi une méthode absolue pour déterminer la dose absorbée à partir des mesures relativement simples de température et de capacités calorifiques [4]. Cette méthode permet en pratique l'étalonnage de champ de rayonnement et est surtout utilisée pour des contrôles quotidiens de traitement ionisant par faisceaux d'électrons.

Ionométrie :

Principale méthode de base avec la calorimétrie. Son principe est le suivant : Un détecteur à ionisation comporte deux électrodes polarisées délimitant un volume gazeux irradié par une source de rayonnements ionisants qui peut être externe ou plus récemment interne [4]. Les ions positifs et les électrons sont collectés sous l'action du champ électrique créé entre ces électrodes reliées à un circuit RC qui enregistre un courant ou une impulsion.

La collecte de ces ions est en concurrence avec des processus de recombinaison d'ions de signes contraires avant qu'ils atteignent les électrodes ou des multiplications ioniques par accélération des ions primaires dans des champs électriques suffisamment intenses. Le nombre de charges collectées varie en fonction de la tension inter électrode ; le régime de fonctionnement en chambre d'ionisation correspond à l'obtention d'un premier courant de saturation résultant de la collecte de tous les ions primaires en absence des effets de recombinaison et de multiplication ioniques [4].

Film dosimétrique :

Ce sont les plus utilisés des dosimètres pour la radioprotection individuelle. Leur port est obligatoire pour les personnes qui travaillent dans un service de radiologie, de radiothérapie ou de médecine nucléaire. Une partie du film est équipée d'un cache qui intercepte les rayons et permet de ne mesurer que la dose d'exposition liée aux photons X ou γ ; la partie non cachée mesure la dose globale X et γ . Tous les mois, le film est développé et son noircissement permet de connaître la dose absorbée par comparaison à une gamme étalon. Pratique et économique, ces dosimètres ont l'avantage de fournir un document conservable [4].

2.2.2 Dosimètre active (ou opérationnelle)

Au cours des deux dernières décennies, les dosimètres à semi-conducteurs sont devenus les détecteurs les plus utilisés en dosimétrie. Ces détecteurs sont constitués de cristaux semi-conducteurs (silicium, germanium) et permettent de mesurer la dose en temps réel à haute résolution en énergie des rayonnements.

Le principe de ce type de détecteur est semblable à celui des détecteurs gazeux (chambre d'ionisation) puisqu'ils mesurent les charges créées dans le semi conducteur par le rayonnement d'ionisant fig 2-2 Cependant l'énergie nécessaire pour créer une paire (électron - ion) est plus faible que dans la chambre d'ionisation, c'est pourquoi les diodes présentent une meilleure résolution en énergie [5].

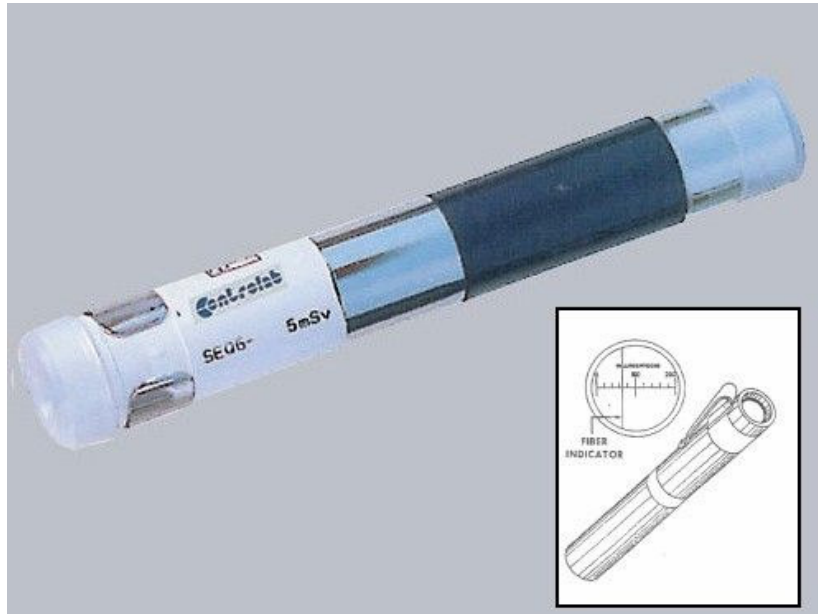


FIG. 2-1 – Exemple de film dosimétrique [4]

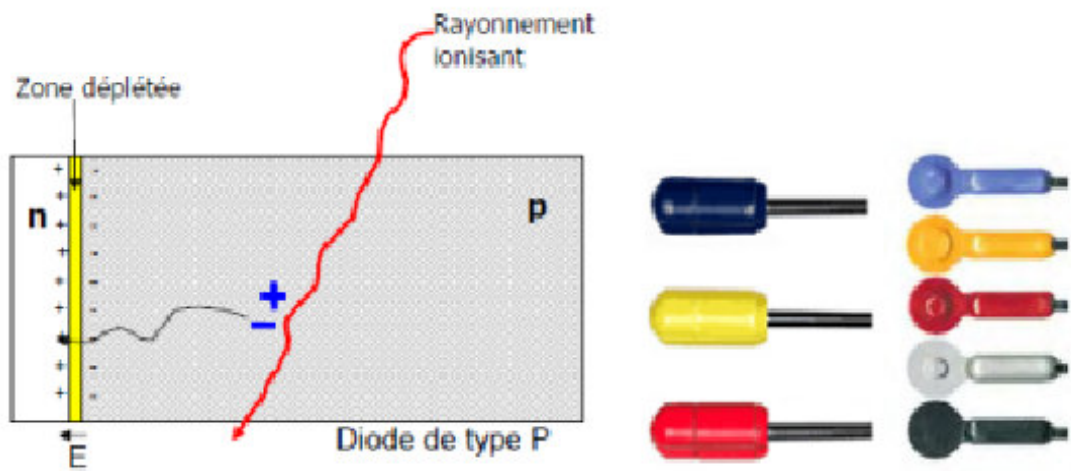


FIG. 2-2 – Détecteur diode [5]

Le principe de la détection de particules par des éléments semi-conducteurs.

L'avantage des dosimètres basés sur ce principe est que, comme tout composant de ce type, un petit détecteur à semi-conducteur peut facilement être intégré dans un circuit électronique et partant de là exploiter les nombreuses possibilités modernes de traitement du signal : Il peut être relié à des mémoires qui stockent l'information à intervalles réguliers ; en cas d'exposition élevée il peut servir à déclencher un bip d'alarme, sonore ou visuel ; surtout, il peut être couplé à un affichage digital qui renseigne l'utilisateur en permanence et en temps réel sur la dose reçue. En particulier, ce système est le seul qui puisse fournir à tout instant la valeur d'un paramètre fondamental en termes de radioprotection, à savoir le débit de dose. Au total, on a là un dosimètre qui s'impose aux professionnels qui évoluent dans des environnements soit à risque soit à exposition faible mais constante. En principe les directives nationales, suivant en cela les directives européennes, rendent obligatoire son utilisation en zone contrôlée, seul ou en complément d'un autre dosimètre, et cela y compris pour les étudiants et stagiaires qui y passeraient occasionnellement.

Dosimétrie par conversion radioélectrique :

Chambre d'ionisation : La chambre d'ionisation a été le premier détecteur à être utilisé comme dosimètre in vivo à Stockholm en 1932. Les chambres d'ionisation sont des détecteurs à gaz. Une particule chargée interagit avec les électrons atomiques du milieu gazeux traversé et est progressivement ralentie. Le nombre de paires électrons-ions créée est proportionnel à l'énergie perdue par la particule. En collectant ce pair électron-ion on peut mesurer la perte d'énergie de la particule. On polarise donc la chambre d'ionisation afin de collecter ces charges, la charge mesurée est proportionnelle à la dose déposée dans le dosimètre (Attix 1966) (Johns 1953) [7].

Actuellement, la chambre d'ionisation sert de référence pour étalonner les autres types de détecteurs utilisés comme dosimètre in vivo en radiothérapie. Il y a plusieurs types des chambres d'ionisation : la chambre d'ionisation ouverte qui est utilisée par les laboratoires de référence pour la mesure des radiations, la chambre cylindrique utilisée dans le domaine de la radiothérapie fig 2-3, et la chambre plate utilisée dans le domaine de la radiologie diagnostique, comme chambre moniteur dans les accélérateurs linéaires utilisés en

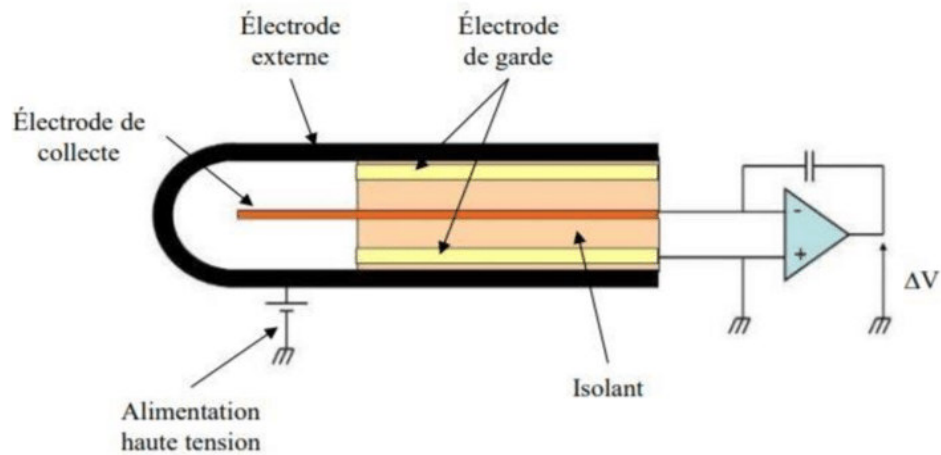


FIG. 2-3 – Vue en coupe d’une chambre d’ionisation cylindrique [7].

radiothérapie, est utilisée en radiothérapie pour les faisceaux d’électrons. D’une manière générale, les dimensions des chambres d’ionisation en rendent l’implantation intracorporelle peu envisageable ou tout au moins pas de manière prolongée.

Dosimétrie par semi-conducteur :

Théorie des bandes : Dans un réseau cristallin, on peut considérer qu’il existe deux bandes d’énergie permises qui jouent un rôle important dans la détermination des propriétés conductrices du matériau solide : la bande de valence qui est le domaine des niveaux d’énergie les plus hauts des électrons prisonniers du cristal, et la bande de conduction qui représente les niveaux d’énergie les plus bas des électrons libres de se déplacer dans le cristal. L’énergie qui sépare la bande de valence de la bande de conduction est appelée le gap. Si un électron acquiert un surcroît d’énergie plus grand que la valeur du gap, il peut sauter de la bande de valence à la bande de conduction où il sera libre de circuler, rendant ainsi le matériau conducteur de l’électricité. La largeur du gap détermine donc les propriétés conductrices des matériaux ; soit le gap est presque nul comme dans le cas des métaux ce qui rend le mouvement des électrons entre les deux bandes très faciles et explique la forte conductance des métaux ; soit la largeur du gap est très élevée ce qui rend très peu probable le passage des électrons d’une bande à l’autre, et représente la situation

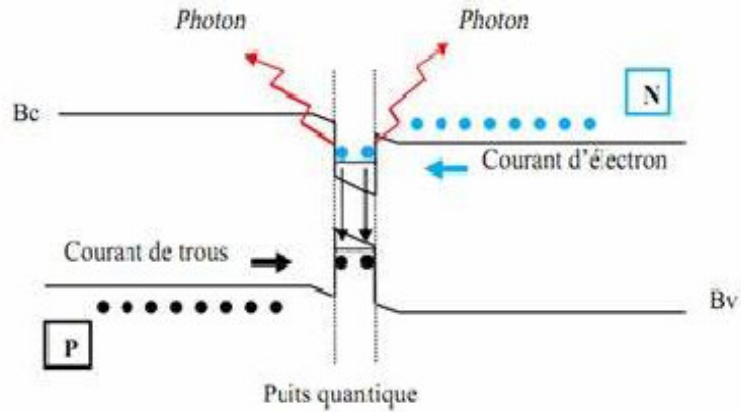


FIG. 2-4 – La jonction PN [7]

des isolants. Il existe aussi des cas intermédiaires que l'on appelle semi-conducteurs [7].

Cette situation physique est perturbée dans le cas de l'irradiation d'un matériau. En particulier, l'interaction des particules du rayonnement avec le cristal d'un semi conducteur provoque la création de paires électrons-trous qui contribuent alors soit à la création d'un courant (cas des diodes) soit à la création d'une charge (cas de MOSFET).

Dosimétrie à diodes : Les diodes utilisées en dosimétrie sont des composants électroniques en silicium qui comportent une jonction PN . Cette jonction est réalisée à l'interface entre deux zones, l'une dopée P (zone comportant des « trous » introduits par des atomes dopants dont la couche électronique superficielle comporte un électron de moins que celle du silicium) et l'autre dopée N (zone en excès d'électrons par l'introduction atomes dont la couche électronique superficielle comporte un électron de plus que celle du silicium). Ces atomes dopants appartiennent aux colonnes voisines de celle du silicium dans le tableau périodique des éléments [7].

A l'interface, les électrons de la zone N vont diffuser vers la zone P . Pour combler les trous de cette zone. Ces électrons diffusés vont laisser des trous donc une zone positive de la zone N , et vont créer une zone chargée négative du coté P . Du fait de la diffusion des porteurs entre les zones N et P de la diode, Il apparaît à l'interface entre les zones dopes N et P une zone de charge d'espace dépourvue de porteurs mobiles encore appelée zone déplétée comme le montre.

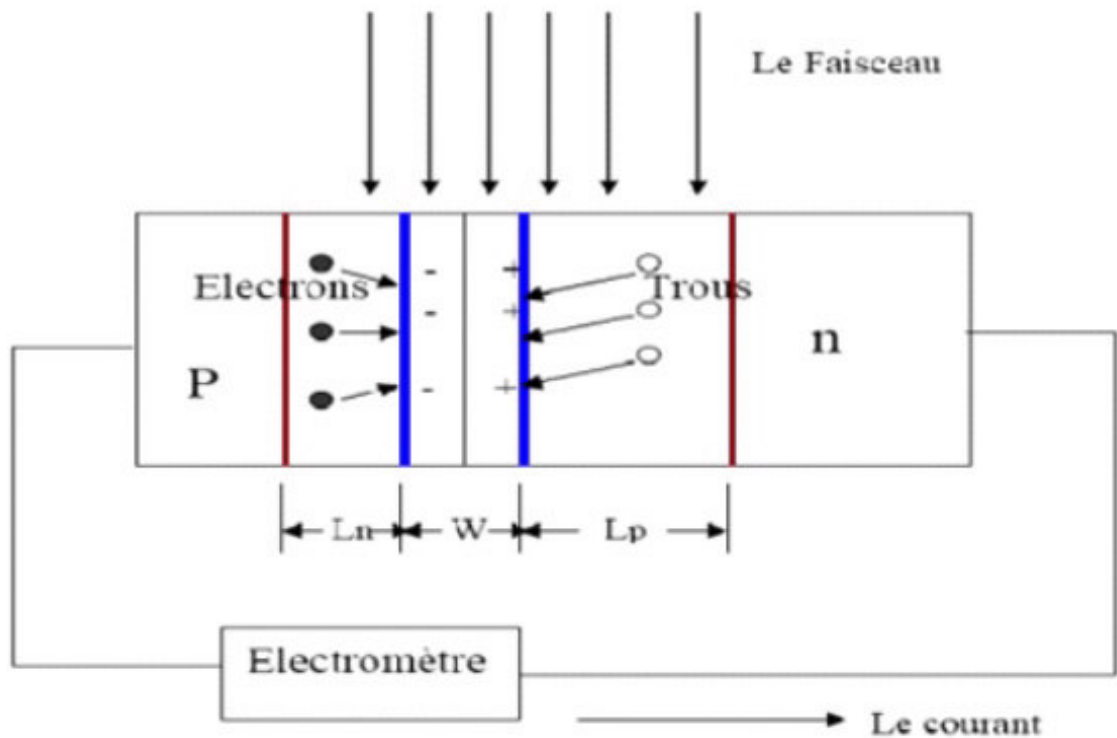


FIG. 2-5 – L'interaction des rayonnements avec la diode [7] .

En pratique, les diodes sont réalisées de la manière suivante : à partir d'un matériau faiblement dopé d'un type donné, on implante par diffusion une forte concentration d'impuretés dopantes de l'autre type à une extrémité du barreau dopé. Actuellement, il existe deux types de diodes selon le mode de fabrication : une diode du type N (barreau dopé N avec forte implantation P), et une diode du type P . L'interaction du rayonnement avec la diode va générer des paires électrons-trous dans tout le matériau semi-conducteur. Ces porteurs vont diffuser jusqu'à la zone déplétée où ils subiront l'effet du champ électrique intrinsèque et participeront au courant inverse de la diode. Ce courant est proportionnel au débit de dose. L'intégration de ce courant donne une information proportionnelle à la dose déposée dans la diode. figure 2-5 ou est le schéma du principe de mesure de la dose avec une diode.

L'énergie moyenne pour créer un pair électron-trou dans une diode est relativement faible. Elle est de l'ordre de 3.6 eV. De plus, les diodes sont constituées de silicium

(*Si*) qui a une grande densité ($2,3 \text{ g.cm}^3$). Pour ces deux raisons, les diodes ont une grande sensibilité. Les diodes peuvent intrinsèquement fonctionner en mode « temps réel » puisqu'elles génèrent un courant qui est proportionnel au débit de dose.

L'irradiation va beaucoup plus affecter la durée de vie des « électrons » que celle des « trous » ce qui va par conséquent causer une perte de sensibilité beaucoup plus importante des diodes du type *N* que du type *P*. Donc, il est préférable d'utiliser des substrats de type p pour les diodes, parce qu'ils sont plus robustes à l'irradiation et ils présentent des « courants d'obscurité » (courant de fuite en l'absence d'irradiation) plus faibles.

La sensibilité d'une diode varie en fonction de la température. La SVWT (ou Sensitivity Variation With Température) est de l'ordre de $0,1\%/^{\circ}\text{C}$. La SVWT augmente avec l'irradiation du composant et peut atteindre $0,4\%/^{\circ}\text{C}$ pour un détecteur du type *P* après une irradiation de 5 kGy avec un faisceau d'électrons d'énergie de 20 MeV. Puisque Le silicium ($Z = 14$) n'est pas équivalent tissu (le Z moyen des tissus vivants est d'environ 7), l'interaction des rayonnements avec la diode par rapport aux tissus varie en fonction de l'énergie. Par conséquent, la sensibilité de la diode va augmenter aux basses énergies (inférieur à 200 keV) et donc conduire à une surestimation de la dose à ces énergies. La réponse des dosimètres à diode dépend aussi de la dose accumulée (≈ 0.2 à 4% de perte de sensibilité par Gray du fait des défauts induits par l'irradiation). La réponse des dosimètres à diodes varient également avec l'angle d'incidence du faisceau. Cette variation est de l'ordre de 2% sur $\pm 45^{\circ}$.

Dosimètres MOSFET : Le MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) fait partie de la famille des transistors à effet de champ. La figure 2-7 représente un schéma de la structure d'un MOSFET [7].

Le principe des dosimètres MOSFET est basé sur l'interaction des rayonnements avec l'oxyde de la grille (gate). L'énergie nécessaire pour créer des paires électrons-trous dans l'oxyde est de 18 eV. Lors de l'irradiation du MOSFET, des paires électrons-trous sont générés dans l'oxyde de la grille. Les charges positives diffusent vers l'interface *Si/SiO₂* où elles sont piégées. Ces charges piégées forment une accumulation de charges positives ce qui modifie le courant qui circule dans le canal et de ce fait modifie la tension de seuil

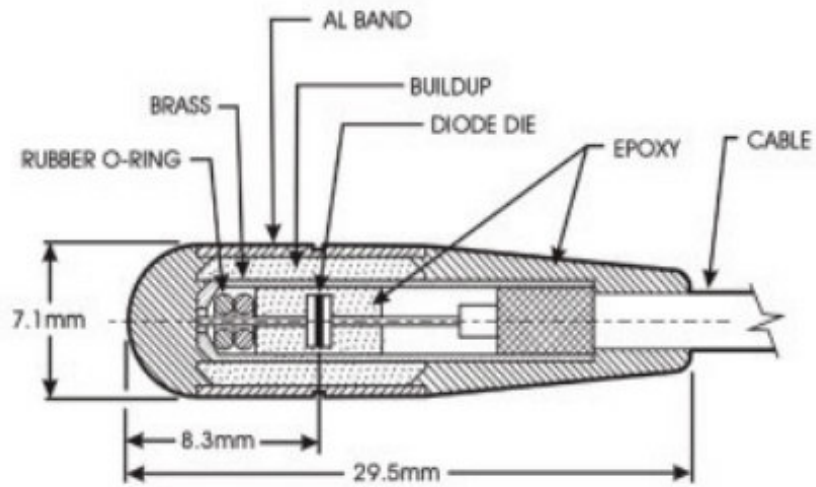


FIG. 2-6 – Vue en coupe d'un dosimètre à diode [7]

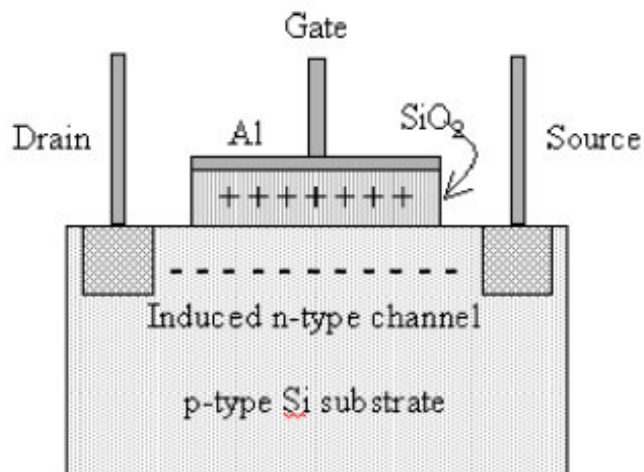


FIG. 2-7 – Schéma de principe d'un MOSFET [7]

du transistor (V_{th}). En mesurant cette tension de seuil, on peut calculer la dose déposée dans le MOSFET. Le MOSFET a deux modes de fonctionnement :

- Le mode passif en l'absence d'une tension de polarisation appliquée sur la grille. Dans ce cas, la variation de la tension de seuil en fonction de la dose déposée dans l'oxyde de grille s'écrit selon :

$$\Delta V_{th}^2 \sim 0.0022 D^{0.4} t_{ox}^2$$

Où : D la dose absorbée en grays, et t_{ox} l'épaisseur d'oxyde en micromètres.

- Le mode actif où une tension de polarisation est appliquée à la grille. La linéarité de la réponse du MOSFET est améliorée dans ce mode grâce à la diminution du nombre des paires électrons-trous qui se recombinent dans l'oxyde de grille. La variation de la tension de seuil par rapport à la dose déposée dans l'oxyde de la grille s'écrit selon :

$$\Delta V_{th} \sim 0.04 D t_{ox} f$$

Où : D la dose absorbée en grays et t_{ox} l'épaisseur d'oxyde en micromètres.

f est la fraction des trous générés dans l'oxyde de la grille et qui ne disparaissent pas par recombinaison.

Le MOSFET est l'un des choix préférés pour les dosimètres dans les applications médicales. Parmi les avantages du MOSFET :

- La capacité de réaliser des mesures instantanées.
- Sa petite taille, ce qui permet son utilisation dans n'importe quelle région du corps.
- La capacité de stocker la dose, mais il ne peut pas revenir à son état initial.
- Une précision extrême dans la mesure des petits champs.
- La réponse est influencée par les changements d'énergie du rayonnement.
- Son exactitude est affectée par le bruit $1/f$.
- Le seuil de tension du MOSFET est influencé par la température.
- La possibilité d'améliorer la précision grâce à des mesures différentielles ou à l'utilisation d'un deuxième MOSFET ou d'une diode PN pour mesurer la température.
- Une précision moyenne dans les applications chirurgicales (3,6%), mais avec une durée de vie limitée.

Les dimensions de ce MOSFET sont de 1 mm × 1 mm avec une surface active de 200 μm × 200 μm . Ce dispositif n'est pas destiné à être implanté mais permet de réaliser

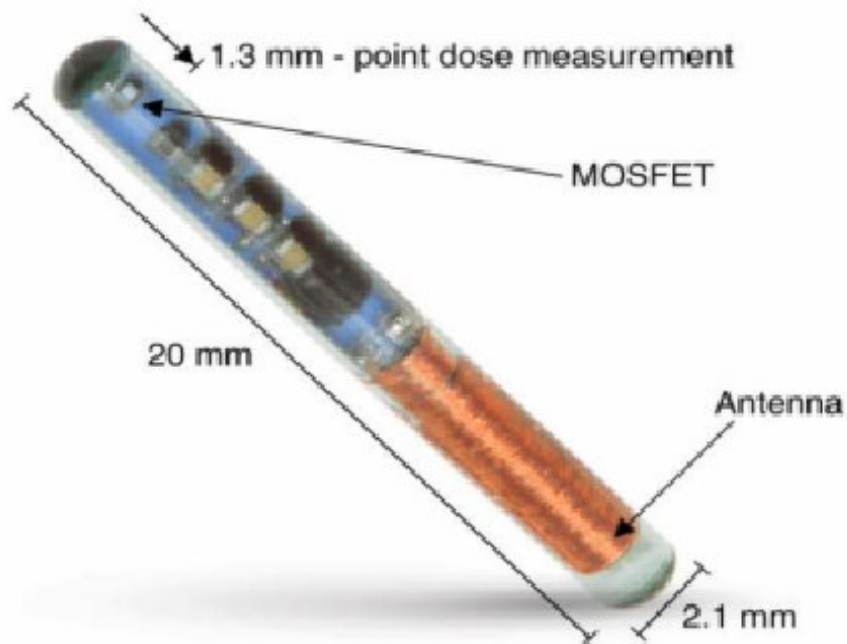


FIG. 2-8 – Système de dosimétrie in-vivo implantable utilisant un MOSFET [7]

une dosimétrie de surface (localisée au niveau de l'oxyde de la grille).

Un MOSFET a été introduit comme dosimètre implantable in vivo aux Etats Unis en 2003. Le système consiste en une capsule de verre dans laquelle il y a un MOSFET du type P-Channel, un microprocesseur, et un système de transmission du signal par une antenne comme le montre figure 2-8. Ce système fait 20 mm de longueur et 2.1 mm d'épaisseur . Ce système a été développé pour une implantation permanente. Les désavantages de ce système sont : ses grandes dimensions qui limitent l'utilisation de ce système pour les petits volumes, la possibilité de migration de ce système à distance du point de mesure initialement choisi. C'est aussi très difficile de considérer l'abandon définitif de ce système dans l'organisme du patient à cause des risques d'inflammations et d'infections.

Des mesures par le système de MOSFET implantable de la dose délivrée à plus d'une centaine de patients atteints d'un cancer du sein ou de la prostate montrent que 40% des patients traités pour un cancer du sein ont reçu des doses s'écartant de plus de 5% de la dose planifiée, et que 22% des patients ont reçu dose s'écartant de plus de 7%. Dans le

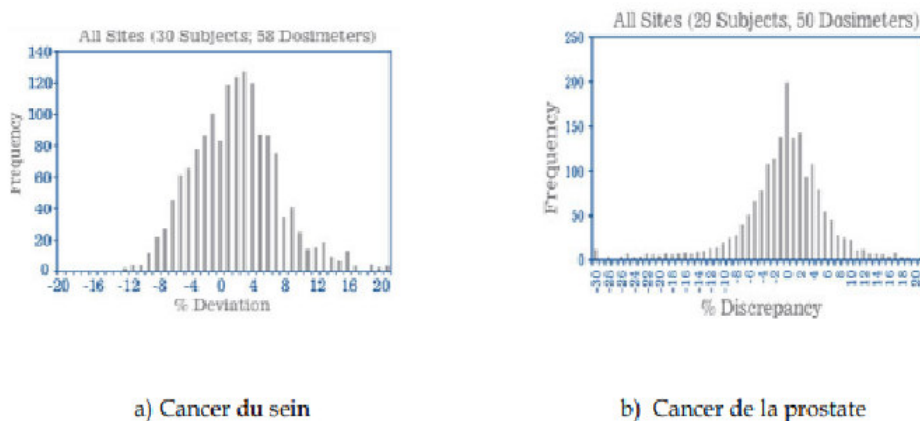


FIG. 2-9 – Mesure par le système de MOSFET implantable [7]

cas du cancer de la prostate 36% des patients ont reçu des doses s'écartant de plus de 21% des patients ont reçu des doses s'écartant de ces résultats publiés par SICEL sont rapportés dans figure 2-9.

Une méthode d'implantation du MOSFET est d'utiliser le même type de cathéter que celui utilisé pour implanter la source radioactive d'iridium en curiethérapie. L'inconvénient de ce système est l'effet directionnel où il est noté que le changement de direction provoque un changement de sensibilité du détecteur de 25%.

2.2.3 Dosimétrie passif (ou réglementaire)

La dosimétrie passive est obligatoire pour tous les travailleurs exposés pénétrant en zone surveillée ou contrôlée. Toutefois, elle n'a pas de raison d'être lorsque sont manipulées des sources émettant des rayonnements auxquels le dosimètre est insensible. Ainsi, elle est mise en œuvre dès lors que les rayonnements auxquels sont exposés les travailleurs présentent les caractéristiques suivantes [11] :

- rayonnement X et γ d'énergie > 15 keV émis par un radionucléide.
- rayonnement β d'énergie moyenne > 100 keV.
- rayonnement neutronique, depuis les neutrons thermiques ($E > 0,025$ eV). jusqu'aux neutrons rapides (E jusqu'à 100 MeV).



FIG. 2-10 – Exemple de dosimètre passif [8]

Elle est assurée au moyen de dosimètres faisant appel à différentes techniques de détection des rayonnements telles que :

- la radiophotoluminescence (RPL).
- la luminescence stimulée optiquement (OSL).
- la luminescence stimulée thermiquement (TLD).

Principe de fonctionnement :

Le dosimètre passif est constitué d'un matériau détecteur inséré dans un boîtier comportant des filtres de différentes natures permettant d'identifier la nature des différents rayonnements et de corriger la réponse du détecteur en fonction de l'énergie des rayonnements. Il en existe différents types et leur principe de fonctionnement repose sur l'intégration d'une dose par modification d'une caractéristique physique ou chimique du matériau détecteur. Cette modification est ensuite mesurée (utilisation d'un appareil de lecture et parfois d'un traitement préalable pour déterminer l'équivalent de dose reçue).

Les dosimètres font l'objet d'essais de type permettant de vérifier :

- leurs performances aux rayonnements ionisants à mesurer.
- leurs performances aux variations dues à l'environnement.
- l'influence d'éventuelles interférences.

Ils sont homologués selon des prescriptions normatives. Les essais sont réalisés par des laboratoires accrédités. Les organismes de dosimétrie passive sont agréés par l'ASN.

Spécifications relatives au port de dosimètres :

Dans le cadre du contrôle radiologique individuel, la grandeur opérationnelle employée pour la dosimétrie des travailleurs est l'équivalent de dose individuelle noté $H_p(d)$. La mesure de l'équivalent de dose individuelle spécifie la profondeur de référence d'exprimer en mm. Les résultats sont exprimés après déduction de l'exposition naturelle mesurée par un dosimètre témoin.

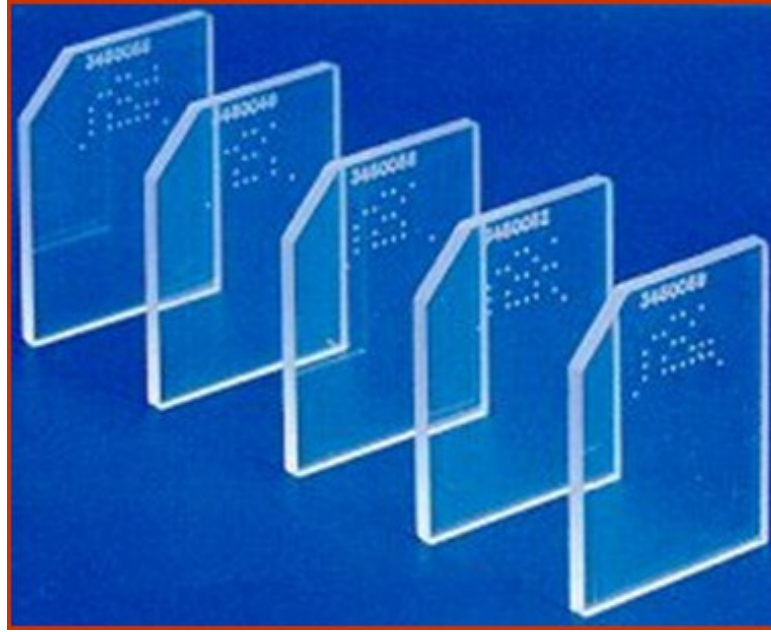


FIG. 2-11 – Dosimètre à détection de traces [9].

Les différents dosimètres passifs :

Détecteur solide de traces pour la dosimétrie des neutrons Il s'agit d'un détecteur de type polymère qui se présente sous la forme d'une plaque de plastique transparente. Le principe de détection repose sur l'interaction des neutrons sur les noyaux hydrogénés du détecteur : elle provoque l'émission de protons de recul qui endommagent le détecteur le long de leur trajectoire (traces). Ces traces sont dénombrées, après attaque chimique d'une surface étalon par analyse d'image sous microscopie optique.

dosémetrie de thermoluminescences TLD :

La thermoluminescence est l'émission de lumière par un matériau après avoir été excité par un rayonnement ionisant puis chauffé. Elle résulte de la libération d'électrons excités et capturés lorsque la matière a été irradiée [7].

Dans le cas d'un dosimètre TLD, la luminescence induite par un détecteur en fluorure de lithium (LiF) est mesuré. Les rayonnements ionisants « arrachent » au détecteur des électrons qui sont piégés par les impuretés présentes dans le LiF. Sous une source

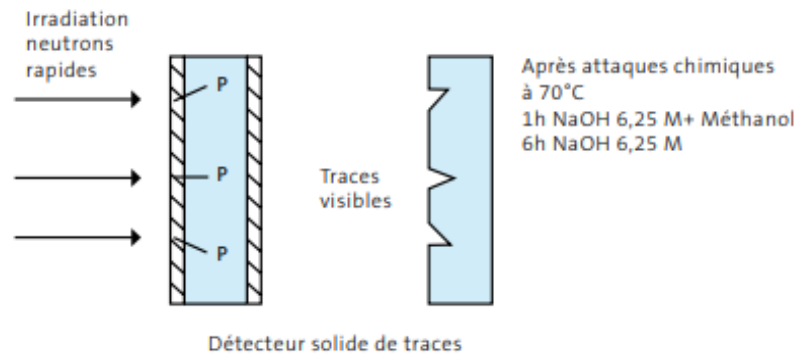


FIG. 2-12 – Détecteur solide de traces [9]

de chaleur, ces électrons sont libérés et se désexcitent en émettant une luminescence proportionnelle à la dose reçue.

La limite de détection des TLD varie selon les matériaux, de quelques μSv pour les plus courants à environ $10 \mu\text{Sv}$ (LiF). Les TLD permettent de mesurer les équivalents de dose pour les rayonnements β et X, γ . Ils sont utilisés en dosimétrie individuelle des extrémités.

Dosimètres RPL (Radiophotoluminescents) :

La radiophotoluminescence est une émission lumineuse obtenue après stimulation avec une lumière laser ultraviolette d'un matériau auparavant irradié. Ainsi, le rayonnement crée des charges qui se retrouvent piégées par les impuretés contenues dans un verre (verre phosphaté dopé à l'argent). Ces charges sont libérées par une excitation laser UV et émettent, lors de leur retour à l'équilibre, une luminescence orange (606 nm), proportionnelle à la dose reçue [7].

L'étendue de mesure se situe entre $10 \mu\text{Sv}$ et 10Sv . Ces dosimètres sont utilisés en dosimétrie corps entier pour la mesure Hp (10).

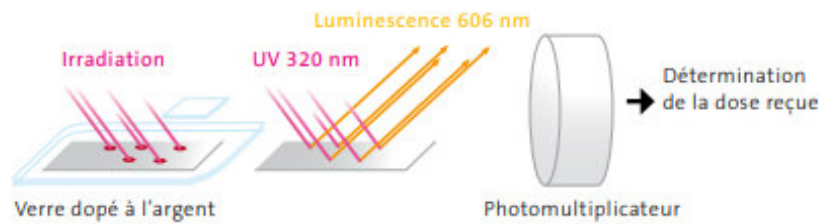


FIG. 2-13 – Principe de RPL [7]

Dosimètres OSL (Optically Stimulated Luminescence) :

Le principe de fonctionnement du dosimètre OSL repose comme pour le dosimètre RPL sur la lecture d'une émission de lumière. Ainsi, lors de l'exposition du dosimètre à des rayonnements ionisants, des charges se trouvent piégées dans le matériau sensible (cristal d'oxyde d'aluminium Al_2O_3) dopé au carbone. Sous les flashes lumineux d'un laser ou de diodes électroluminescentes, elles sont libérées et émettent alors une lumière proportionnelle à la dose équivalente reçue [7].

2.3 Déference par dosimétrie passive et dosimétrie active

2.3.1 Type de radiation principal

→ dosimétrie passive : Utilisé pour mesurer les radiations qui sont absorbées ou réfléchies sans changement dans leur fréquence ou leur énergie.

→ dosimétrie active : Utilisé pour mesurer les radiations qui réagissent avec la substance absorbante et provoquent un changement, telles que les radiations nucléaires qui réagissent avec les atomes et les molécules pour produire de nouvelles radiations [2].

2.3.2 Applications

→ dosimétrie passive : utilisé dans des domaines tels que la médecine nucléaire, les industries manipulant des matériaux radioactifs et la recherche scientifique.

→ dosimétrie active : utilisé dans des domaines tel que la médecine nucléaire, la recherche nucléaire et les sciences environnementales pour mesurer les radiations actives résultant d'activités nucléaires, de radiations naturelles et artificielles [12].

2.3.3 Nature de la mesure

→ dosimétrie passive : Mesure les doses subies par une personne sans réagir avec la substance absorbante du rayonnement.

→ dosimétrie active : Mesure les doses en réponse à la réaction provoquée par le rayonnement actif avec la substance absorbante [13].

2.3.4 Sécurité

→ dosimétries passive : Généralement plus sûr car il n'interagit pas avec la substance absorbante.

→ dosimétrie active : Peut nécessiter une manipulation plus prudente en raison de la nature du rayonnement actif et des réactions qu'il provoque [14].

2.3.5 Les caractéristiques de chaque appareil

Caractéristique de Dosimétrie passive :

→ Facilité d'utilisation : Généralement simple à utiliser et ne nécessite pas de manipulation active de la part de l'utilisateur [15].

→ Interactions avec la substance : Aucune interaction directe avec la substance absorbante.

→ Temps de mesure : Les mesures sont enregistrées passivement sur une période de temps définie.

→ Coût : Souvent moins cher en raison de sa simplicité et de son manque de composants actifs.

→ Sensibilité aux interférences : Moins susceptible aux interférences extérieures car il n'y a pas de composants actifs pour capter les signaux.

→ Durée de vie de la batterie : *N/A*

Caractéristique de Dosimétrie active :

→ Facilité d'utilisation : Peut nécessiter une configuration plus complexe et une manipulation plus précise.

→ Interactions avec la substance : Interagit avec la substance absorbante, provoquant une réponse détectable

→ Temps de mesure : Peut fournir des mesures en temps réel ou programmées, selon les besoins.

→ Coût : Peut être plus coûteux en raison de la technologie et des composants actifs nécessaires.

→ Sensibilité aux interférences : Peut être plus sensible aux interférences externes en raison de la technologie active utilisée.

→ Durée de vie de la batterie : La durée de vie de la batterie peut être un facteur, en particulier pour les dispositifs portables nécessitant une alimentation continue.

Dans les industries travaillant avec des matériaux radioactifs, le dosimètre individuel passif pourrait être le plus utilisé pour effectuer des mesures continues sur des longues périodes. En revanche, dans certains domaines médicaux tels que la thérapie par rayonnement, les superviseurs pourraient préférer le dosimètre individuel actif où une surveillance précises et immédiates des doses est nécessaire [16].

2.4 Les types de rayonnements

Le rayonnement de fond correspond au rayonnement présent en permanence dans l'environnement. Il est émis par des sources naturelles et artificielles. Le présent document est axé sur le rayonnement ionisant et les doses qu'il est susceptible d'entraîner. Quatre catégories principales de rayonnement ionisant y sont abordées [17] :

- le rayonnement alpha.

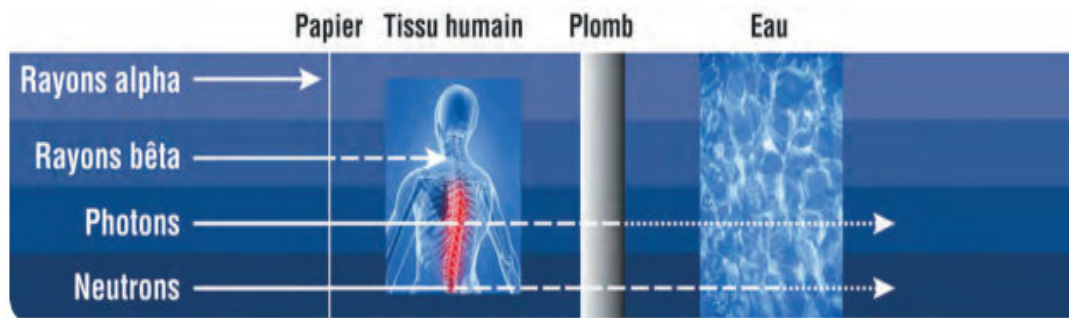


FIG. 2-14 – Degré de pénétration des différents types de rayonnements ionisants [10]

- le rayonnement bêta.
- le rayonnement photonique (rayons X et rayons gamma).
- le rayonnement neutronique.

2.4.1 Rayonnement alpha (α)

Le rayonnement alpha, émis par un atome radioactif, est un faisceau de noyaux d'hélium composé de deux protons et deux neutrons. En raison de leur masse et de leur charge relativement importante, leur capacité de pénétration dans la matière est extrêmement limitée. Le rayonnement alpha peut être arrêté par une feuille de papier ou la couche de cellules mortes de la peau. Par conséquent, le rayonnement alpha produit par des substances nucléaires se trouvant en dehors du corps ne présente pas de risque d'irradiation. Toutefois, lorsque des substances nucléaires émettant du rayonnement alpha sont ingérées dans l'organisme (par exemple en les respirant ou en les mangeant), l'énergie du rayonnement alpha est complètement absorbée dans les tissus corporels. Pour cette raison, le rayonnement alpha constitue seulement un risque interne. Parmi les substances nucléaires subissant une désintégration alpha, on peut citer le radon 222 qui se désintègre en polonium 218 [17].

2.4.2 Rayonnement bêta (β)

Le rayonnement bêta, émis par un atome radioactif, est un faisceau d'électrons. Les particules bêta ont une charge négative ou positive, sont très petites et peuvent pénétrer

plus profondément que les particules alpha. Il est néanmoins possible d'arrêter la majeure partie du rayonnement bêta avec une protection minimale, comme des feuilles de plastique, de verre ou de métal. Lorsque la source de rayonnement se trouve à l'extérieur du corps, le rayonnement bêta d'une énergie suffisante peut entrer dans le corps en traversant la couche de cellules mortes de l'épiderme et communiquer son énergie aux cellules vivantes de la peau. Cependant, la capacité du rayonnement bêta à pénétrer dans les tissus et organes corporels plus profonds est très limitée. Les substances nucléaires émettant du rayonnement bêta peuvent également s'avérer dangereuses lorsqu'elles sont ingérées dans l'organisme. Parmi les substances nucléaires subissant une désintégration bêta, on peut citer le tritium (hydrogène 3) qui se désintègre en hélium 3 [17].

2.4.3 Rayonnement photonique (rayonnement gamma γ et rayons X)

Les rayons X :

Les rayons X sont un rayonnement électromagnétique comme les ondes radio, la lumière visible, ou les infra-rouges. Cependant, ils peuvent être produits de manière très spécifique par des changements d'orbites d'électrons (transitions électroniques), par une source radioactive ou par accélération des électrons sur une cible métallique. Les cibles des accélérateurs sont généralement construites selon deux couches : une en matériau de numéro atomique z élevé pour la production de photons et l'autre en matériau de faible z pour stopper complètement les électrons et durcir le spectre de photons. Les électrons sont extraits par chauffage d'un filament métallique et accélérés par une haute tension [5].

Les rayons gamma γ :

Les rayons γ sont très différents des électrons par leur origine, leurs sources, leur utilisation. Mais le processus d'interaction avec le produit traité, bien que différent de celui des électrons, aboutit également à une ionisation des atomes touchés, donc à un transfert d'énergie à la masse irradiée.

Les rayonnements gamma sont émis par des noyaux radioactifs. Pour ioniser les denrées



FIG. 2-15 – Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen [5]

alimentaires, on utilise principalement comme sources de rayonnements les deux radios isotopes suivants, à savoir :

- **Le cobalt 60**, dont le descendant (nickel 60), issu de sa désintégration β^- , émet, pour se désexciter, deux photons γ successifs de 1.172 MeV et 1.333 MeV. On obtient ce radionucléide, par irradiation neutronique, dans les réacteurs nucléaires, du cobalt 59, seul isotope stable du cobalt. Il convient de signaler particulièrement que l'énergie des γ émis est telle qu'il n'y a pas de radioactivité induite dans la matière irradiée avec une source de cobalt 60. Cette impossibilité représente la première condition à remplir dans le choix d'une source de rayonnements ionisants.

- **Le césium 137**, dont le noyau-fils (baryum 137) provenant de sa désintégration, émet, afin de rejoindre son état fondamentalement stable, un photon γ de 0.662 MeV. On récupère ce radionucléide, au moyen d'une séparation par voie chimique, parmi les nombreux produits de fission des combustibles irradiés dans les centrales électronucléaires. Il présente l'avantage d'avoir une période beaucoup plus longue que celle du cobalt-60, son rayonnement est suffisamment pénétrant pour beaucoup d'applications tout en permettant une protection biologique plus compacte [4].

2.4.4 Rayonnement neutronique (η)

Mis à part le rayonnement cosmique, la fission spontanée est la seule source naturelle de neutrons (η). Une source courante de neutrons est un réacteur nucléaire où la scission d'un noyau d'uranium ou de plutonium s'accompagne d'une émission de neutrons. Les neutrons produits par chaque fission peuvent frapper le noyau d'un atome à proximité et provoquer une autre fission, en traînant une réaction en chaîne. La production d'électricité d'origine nucléaire se fonde sur ce principe. Toutes les autres sources de neutrons dépendent de réactions dans lesquelles un noyau est bombardé par un certain type de rayonnement (comme un rayonnement photonique ou un rayonnement alpha) et dont l'effet sur le noyau se traduit par l'émission d'un neutron. Les neutrons peuvent pénétrer dans les tissus et les organes du corps humain lorsque la source de rayonnement se trouve en dehors du corps. Les neutrons peuvent également être dangereux lorsque les substances nucléaires émettrices de neutrons sont déposées dans l'organisme. Le rayonnement neutronique est mieux arrêté ou absorbé par des matériaux contenant des atomes d'hydrogène, comme la paraffine et les plastiques. Ceci est dû au fait que les neutrons et les atomes d'hydrogène ont des masses atomiques similaires et entrent facilement en collision les uns avec les autres [17].

Chapitre 3

ystème dosimétrique digital pour la détection des rayonnements

3.1 Les principales caractéristiques d'un appareil de balayage radiologique

Il doit répondre à certaines exigences et conditions, parmi lesquelles les plus importantes sont [18] :

Simplicité de conception : L'appareil doit être facile à utiliser et à entretenir.

Robustesse : Il doit être durable et capable de résister à des conditions difficiles.

Légèreté et portabilité : L'appareil doit être léger et facile à transporter.

Précision et fiabilité des données : Il doit fournir des mesures exactes et fiables.

Sensibilité : L'appareil doit être capable de détecter de faibles niveaux de radiation avec précision.

3.1.1 Le principe de fonctionnement

Le principe de fonctionnement d'un appareil de balayage radiologique repose sur la détection des rayonnements ionisants tels que les rayons gamma et les rayons bêta, en utilisant des détecteurs de radiation comme les tubes Geiger-Müller ou les détecteurs en silicium. L'appareil convertit les radiations détectées en signaux électriques qui sont



FIG. 3-1 – Dosimètre sous forme de montre [19].

analysés pour fournir des mesures précises du niveau de radiation présent [2].

3.1.2 Exemples de dosimétrie dont nous avons parlé précédemment

Dosimètre sous forme de montre bracelet :

La montre dosimètre permet un contrôle en continu des radiations de l'environnement. Elle mesure la dose ambiante et le débit de dose pour une grande dynamique de mesure. Cette montre est particulièrement durcie pour les environnements extrêmes [19].

Sous forme de stylo :

Les dosimètres en forme de stylo présentent plusieurs avantages qui en font des outils importants pour mesurer l'exposition aux radiations. Tout d'abord, ce sont des appareils de lecture directe qui mesurent et affichent la dose accumulée d'exposition aux rayons gamma et aux rayons X à tout moment. Ces appareils se distinguent par leur robustesse



FIG. 3-2 – Dosimètre en forme de stylo [20]

et leur précision, étant hermétiques et résistants à l'immersion, ce qui les rend adaptés à une utilisation dans des environnements difficiles tels que les applications militaires et industrielles. De plus, ils sont faciles à transporter et à utiliser grâce à un clip métallique qui peut être fixé à une poche ou à tout autre objet [20].

3.2 Radiomètre et dosimètre numérique

Cet appareil sert de radiomètre et de dosimètre numérique. Il permet de mesurer la dose absorbée et le débit de dose de radiation ionisante. Le détecteur est un tube GM (Geiger-Müller) avec fenêtre en mica, capable de mesurer les rayonnements alpha, bêta et gamma. Il permet également l'alarme en cas de dépassement du niveau choisi de débit de dose [21].

3.2.1 Description du circuit

Ce radiomètre numérique avec dosimètre est contrôlé par le circuit Atmel AVR ATtiny2313A, ATtiny2313V ou ATtiny2313. Il est horodaté à partir de l'oscillateur RC interne de 8 MHz. Il est affiché sur un affichage LED sept segments à quatre chiffres et faible consommation d'énergie. Il peut être configuré à partir de deux affichages à double chiffres LD-D028UR-C (hauteur de caractère 7 mm). L'affichage a une anode commune et est contrôlé par une fréquence de multiplexage d'environ 100 Hz. Les boutons TL1 et TL2 sont utilisés pour contrôler le radiomètre-dosimètre. Comme détecteur de rayonnement ionisant, j'ai utilisé le tube E1 - tube Geiger-Müller (GM) Philips 18504. Pour son fonctionnement, il nécessite une tension anodique élevée. Le plateau du tube commence à 425 V (max) et la longueur est de 225 V (min). Le tube GM a un plateau relativement large et il n'est pas nécessaire de régler la tension au centre, elle peut être réglée plus près de son extrémité inférieure. Il semble que la tension la plus appropriée soit d'environ 480 V. Cette tension est obtenue par un onduleur basse puissance. Vous pouvez également utiliser un type de tube différent. La tension anodique peut être ajustée en changeant la diode ZD1 zener. Les transistors T2 et T3 sont oscillateurs. La tension est transformée par le transformateur Tr1 est doublée dans le circuit avec D1, D2, C5 et C6. La fréquence de fonctionnement peut être ajustée en cas de problèmes en changeant C4 (surtout si l'oscillateur ne démarre pas). La stabilisation est effectuée par rétroaction formée par ZD1 et T1. Comme ZD1, nous pouvons utiliser une diode zener ou un transit. Comme les diodes zener avec une tension aussi élevée ne sont généralement pas disponibles, nous pouvons utiliser plusieurs diodes Zener (ou transits) en série. Tr1 est un transformateur pour alimenter les lampes CCFL. Il provient d'un moniteur LCD de 17 pouces et a été initialement conçu pour alimenter une paire de tubes CCFL. Le tube GM est connecté à une cathode mise à terre. Cette méthode de connexion permet une meilleure immunité au bruit. Les impulsions sont détectées par le condensateur C7 séparant la composante continue de la tension et amplifiées par les transistors T4 et T5. Ensuite, elles sont indiquées par le haut-parleur Rep1 (petit haut-parleur avec une impédance d'au moins 32 ohms) et évaluées par le circuit IO1. Le comptage des impulsions est effectué par le temporisateur/compteur 16 bits qui est horodaté extérieurement par ces impulsions. En cas

de dépassement du niveau de dose défini, la broche 5 de IO1 (port PA0) passe en logique 1 et allume la LED1 d'avertissement. Cette broche peut également faire fonctionner une sirène auto-oscillante pour assurer un avertissement acoustique. La broche 4 (port PA1) est utilisée pour commuter en veille le convertisseur de haute tension et l'indicateur avec Rep1. Si l'appareil est éteint, il passera en logique 0. En même temps, IO1 est mis en mode veille Power-down et l'ensemble du radiomètre-dosimètre consomment presque zéro d'énergie en mode hors tension. La consommation est d'environ 10 à 30 mA en mode de fonctionnement, en mode d'indication environ 2 à 4 mA. Le circuit peut être alimenté par une tension d'environ 2,7 à 5,5 V. L'alimentation peut être une alimentation 5 V, une batterie ou un accumulateur. Nous pouvons utiliser 3 piles de 1,5 V (AA ou AAA), 3 piles NiCd ou NiMH de 1,2 V ou une Li-Ion ou Li-Pol avec une tension de 3,6 ou 3,7 V. En plaçant un fusible en série [21].

3.2.2 Contrôle mesure

Pour contrôler l'appareil, deux boutons - TL1 et TL2 - sont utilisés. TL1 est utilisé pour allumer et changer les modes. TL2 est utilisé pour réinitialiser le cycle de mesure, réinitialiser la dose cumulative et éteindre le radiomètre-dosimètre. Après l'allumage (appuyez sur TL1), le radiomètre-dosimètre passera en mode d'affichage et de surveillance. Les impulsions acoustiques indiquent les impulsions du tube GM et l'appareil surveille les niveaux de radiation et mesure la dose. L'affichage est éteint, cet état est indiqué uniquement par un point clignotant. Le bouton TL2 peut maintenant éteindre l'appareil. En appuyant sur TL1, nous entrerons dans l'affichage de la dose (dosimètre). Dans le mode du dosimètre, le point décimal clignote, les données sont en mR. En appuyant sur TL2, les données peuvent être actualisées. Les données sont également actualisées automatiquement à certains intervalles. Une pression longue sur TL2 (1,5 s) réinitialise le dosimètre. La prochaine pression sur TL1 met l'appareil en mode de mesure rapide des radiations (recherche). Les mesures sont effectuées avec un taux de rafraîchissement 10 fois plus élevé et une résolution allant jusqu'à 0,01 mR. Appuyons sur TL1 pour entrer dans un mode de mesure précise des radiations avec une résolution allant jusqu'à 0,001 mR. Dans les modes de débit de dose (radiomètre), le point décimal brille en permanence,

les données sont affichées en mR/h. Le cycle de mesure peut également être manuellement défini pour démarrer en appuyant sur TL2. La prochaine pression sur TL1 remet le radiomètre-dosimètre en mode d'économie d'énergie. Maintenant, nous pouvons éteindre avec TL2. L'extinction de l'appareil n'efface pas la dose, mais elle n'est plus mesurée. Dans tous les modes sauf "éteint", la surveillance du niveau de radiation est active (une augmentation des niveaux de radiation au-dessus de la limite définie active l'alarme) et la mesure de la dose est également active. Après le remplacement des piles, la dose peut nécessiter une réinitialisation (le dosimètre peut afficher une valeur sans signification). Le calibrage est effectué en ajustant la constante de calibrage. Vous pouvez entrer en mode de calibrage en appuyant longuement sur TL1 et TL2 simultanément (1,5 s). Les chiffres peuvent être réglés à l'aide de TL2. TL1 bascule entre les chiffres. Ensuite, nous réglons le niveau d'alarme en mR/h. Le réglage du niveau d'alarme peut également être atteint en appuyant longuement sur TL1. La constante de calibrage (XXX.X) détermine le temps de mesure exacte en seconde (s). Le nombre d'impulsions pendant cette période correspond au niveau de radiation en uR/h. Le temps de mesure rapide est 10 fois plus court que la constante de calibrage. La constante de calibrage et le niveau d'alarme sont stockés dans la mémoire EEPROM, donc ils ne seront pas perdus même si l'alimentation est coupée. Théoriquement, le débit de dose maximum que l'appareil peut afficher est de 9999 mR/h et la dose de 9999 mR, mais le débit de dose maximum réel est limité par le tube GM. L'appareil est destiné à la mesure de faibles niveaux de radiation seulement. Pour des valeurs de radiation plus élevées, le tube peut se saturer et entraîner une sous-estimation du débit de dose et de la dose. Pour une mesure vraiment correcte, il serait également nécessaire de compléter le tube avec un écran de compensation pour prévenir la surestimation des types de radiations moins pénétrantes [21].

3.3 Programme Java pour le contrôle du dosimètre

3.3.1 Introduction

Cette application a été développée pour interagir avec un dosimètre connecté à un ordinateur via des ports série. Le dosimètre est utilisé pour mesurer la dose de radiation

reçue, et l'application permet de lire ces données, de les traiter, et de les afficher à l'utilisateur. Cette fonctionnalité est essentielle pour des applications en physique, en médecine nucléaire, et dans d'autres domaines nécessitant la surveillance des radiations.

3.3.2 Fonctionnalités Principales

Initialisation des Ports Série :

- Deux ports série sont initialisés : `/dev/ttyu1` et `/dev/ttyu2`.
- Le port `/dev/ttyu2` est utilisé pour transférer les données du microcontrôleur vers le programme Java (lecture).
- Le port `/dev/ttyu1` est utilisé pour transférer les données du programme Java vers le microcontrôleur après traitement ou pour les afficher sur la console du Mac.

Simulation de Lecture de Doses :

- L'application simule la lecture de plusieurs doses envoyées en flux.
- Chaque dose lue est traitée et ajoutée à la dose totale.
- Les doses sont affichées sur un affichage à sept segments pour une visualisation claire.

Contrôle du Dosimètre :

- Une méthode permet de contrôler le dosimètre en utilisant des boutons (**TL1** et **TL2**).
- Le menu interactif permet d'allumer/éteindre le dosimètre, de changer de mode, et de quitter l'application.

Affichage des Données :

- Les doses lues sont affichées sur la console ainsi que sur un affichage à sept segments simulé.
- Le système permet également d'afficher des messages de statut pour informer l'utilisateur des actions en cours (par exemple, ouverture/fermeture des ports, chan-

gement de mode, etc.).

3.3.3 Fonctionnement de la classe Dosimeter :

Initialisation :

Lors de la création de l'objet **Dosimeter**, les ports série sont initialisés pour permettre la communication entre le dosimètre et le programme.

Lecture et Traitement des Doses :

La méthode **readAndProcessDose** lit une dose à partir du port série, met à jour la dose totale et affiche la dose lue.

Contrôle :

Les méthodes **toggleDosimeter** et **changeMode** permettent de contrôler l'état du dosimètre et de changer son mode de fonctionnement.

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
public class App {
    new *
    public static void main(String[] args) {
        System.out.println("***** INITIALISATION DE DEUX PORTS SÉRIE : *****\n");
        String comment = "LE PORT /dev/ttyu2 EST UTILISÉ POUR LE TRANSFERT DE\n"
            + "DONNÉES DU MICROCONTROLLEUR VERS LE PROGRAMME JAVA (LECTURE)\n\n"
            + "LE PORT /dev/ttyu1 EST UTILISÉ POUR LE TRANSFERT DE DONNÉES \n"
            + "DU PROGRAMME JAVA VERS LE MICROCONTROLLEUR APRÈS AVOIR TRAITÉES \n"
            + "OU BIEN LES AFFECHER SUR LA CONSOLE DU MAC\n\n";
        System.out.println(comment);
        SerialManager serialManager = new SerialManager();
        GeigerCounter geigerCounter = new GeigerCounter();

        // Ouvrez les ports série
        serialManager.openPorts();
        String data = serialManager.getSerialComm2().readData();
        System.out.println("Données lues: " + data);

        serialManager.getSerialComm1().writeData("Test message " + data);
        System.out.println("\n");

        System.out.println("* NOUS ALLONS CRÉER UNE MÉTHODE POUR CONTRÔLER LE DOSIMÈTRE EN UTILISANT LES BOUIONS TL1 ET TL2.\n");
        geigerCounter.onAndOffDosimeter();

        // Fermez les ports série lorsque vous avez terminé
        System.out.println("***** ON VA FERMER LES PORTS *****\n");
        serialManager.closePorts();
    }
}
```

```
***** INITIALISATION DE DEUX PORTS SÉRIE : *****\n
LE PORT /dev/ttyu2 EST UTILISÉ POUR LE TRANSFERT DE
DONNÉES DU MICROCONTROLLEUR VERS LE PROGRAMME JAVA (LECTURE)

LE PORT /dev/ttyu1 EST UTILISÉ POUR LE TRANSFERT DE DONNÉES
DU PROGRAMME JAVA VERS LE MICROCONTROLLEUR APRÈS AVOIR TRAITÉES
OU BIEN LES AFFECHER SUR LA CONSOLE DU MAC

Port /dev/ttyu1 opened successfully.
Port /dev/ttyu2 opened successfully.
```

```
Run: App x
***** SIMULATION DE LECTURE DE PLUSIEURS DOSES ENVOYÉES EN FLUX *****
Dose processed: 0.1709205270389731
Total Dose: 0.1709205270389731
Dose: 0.1709205270389731
Total Dose: 0.1709205270389731
Affichage à sept segments : 17
##   ###

Dose processed: 0.05566048212133212
Total Dose: 0.2265810091603052
Dose: 0.05566048212133212
Total Dose: 0.2265810091603052
Affichage à sept segments : 5
##### # ## ##

Dose processed: 0.05661784193335251
Total Dose: 0.2831988510936577
Dose: 0.05661784193335251
Total Dose: 0.2831988510936577
Affichage à sept segments : 5
##### # ## ##
```

```
Run: App x
* NOUS ALLONS CRÉER UNE MÉTHODE POUR CONTRÔLER LE DOSIMÈTRE EN UTILISANT LES BOUTONS TL1 ET TL2.
Menu:
1. Turn on dosimeter
2. Change mode
3. Exit
Saisissez un chiffre entre 1 et 3
1
Dosimeter turned on
Dose: 0.25478770056468136
Affichage à sept segments : 25
## ## # # ## ##

Saisissez un chiffre entre 1 et 3
2
Mode changed.
Dose: 0.27602969182728576
Affichage à sept segments : 27
## ## # ###

Saisissez un chiffre entre 1 et 3
3
Exiting...

Process finished with exit code 0
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
2 usages
public class Dosimeter {
    2 usages
    private SevenSegmentDisplay display;
    4 usages
    private boolean dosimeterOn = false;
    3 usages
    private boolean modeChanged = false;
    4 usages
    private double totalDose = 0.0;
    3 usages
    private SerialCommunication serialCommunication;

    1 usage
    public Dosimeter(String portName) {

        this.serialCommunication = new SerialCommunication(portName);

        this.display = new SevenSegmentDisplay(); // Initialisation de l'affichage à sept segments
    }
}
```

```
1 usage
public void readAndProcessDose() {
    double dose = serialCommunication.readDose();
    totalDose += dose;
    System.out.println("Dose: " + dose);
    //System.out.println("Total Dose: " + totalDose);

    // Afficher la dose sur l'affichage à sept segments
    display.show((int) (dose * 100)); // Convertir la dose en entier pour l'affichage
}

1 usage
public void toggleDosimeter() {
    dosimeterOn = !dosimeterOn; // Inverser l'état du dosimètre
    System.out.println("Dosimeter turned " + (dosimeterOn ? "on" : "off"));
}

1 usage
public void changeMode() {
    modeChanged = true; // Indiquer qu'un changement de mode a été demandé
}
}
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialMan...
1 usage
141 public void processDose(double dose) {
142     // Traitement de la dose (par exemple, mise à jour du total de la dose)
143
144     totalDose += dose;
145     System.out.println("Dose processed: " + dose);
146     System.out.println("Total Dose: " + totalDose);
147 }
148
1 usage
149 public double getTotalDose() {
150     return totalDose;
151 }
152
2 usages
153 public SerialCommunication getSerialCommunication() {
154     return this.serialCommunication;
155 }
156
1 usage
157 public boolean isModeChanged() {
158     return modeChanged;
159 }
160
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x ...
157 public boolean isModeChanged() {
158     return modeChanged;
159 }
160
2 usages
161 public boolean isDosimeterOn() {
162     return dosimeterOn;
163 }
164
1 usage
165 public void setModeChanged(boolean modeChanged) {
166     this.modeChanged = modeChanged;
167 }
168 }
169
170
171
172
173
174
```

```

Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
4 usages
5 public class GeigerCounter {
6     12 usages
7     private Dosimeter dosimeter;
8     2 usages
9     private SevenSegmentDisplay display;
10    1 usage
11    public GeigerCounter() {
12        System.out.println("***** SIMULATION DE LECTURE DE PLUSIEURS DOSES ENVOYÉES EN FLUX *****");
13        // Initialiser le dosimeter pour gérer les données de dose
14        this.dosimeter = new Dosimeter( portName: "/dev/ttyU1");
15        // Initialiser l'affichage à sept segments
16        this.display = new SevenSegmentDisplay();
17
18        // Boucle principale pour traiter les données de comptage
19        for (int i = 0; i < 3; i++) {
20            // Lire les données de dose du microcontrôleur
21            double dose = dosimeter.getSerialCommunication().readDose();
22            // Traiter les données de dose et les enregistrer dans le dosimeter
23            dosimeter.processDose(dose);
24            // Afficher ou envoyer les données de dose (par exemple, les afficher sur la console)
25            System.out.println("Dose: " + dose);
26            System.out.println("Total Dose: " + dosimeter.getTotalDose());
27            // Afficher la dose sur l'affichage à sept segments
28            int displayValue = (int) (dose * 100); // Convertir la dose en entier pour l'affichage
29            display.show(displayValue);
30            // Attendre une période avant de lire à nouveau les données de dose
31            try {
32                Thread.sleep( millis: 1000); // Attendre une seconde
33            } catch (InterruptedException e) {

```

```

Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
1 usage
39 public void onAndOfDosimeter(){
40     System.out.println("\nMenu:");
41     System.out.println("1. Turn " + (this.dosimeter.isDosimeterOn() ? "off" : "on") + " dosimeter");
42     System.out.println("2. Change mode");
43     System.out.println("3. Exit");
44     Scanner scanner = new Scanner(System.in);
45     for (int i = 0; i < 3; i++) {
46         // Affichage du menu
47         System.out.println("Saisissez un chiffre entre 1 et 3");
48         // Lecture de l'entrée utilisateur
49         int choice = scanner.nextInt();
50         // Traitement de l'entrée utilisateur
51         switch (choice) {
52             case 1:
53                 dosimeter.toggleDosimeter();
54                 break;
55             case 2:
56                 dosimeter.changeMode();
57                 break;
58             case 3:
59                 System.out.println("Exiting...");
60                 dosimeter.getSerialCommunication().close();
61                 System.exit( status: 0);
62                 break;
63             default:
64                 System.out.println("Invalid choice. Please enter a valid option.");
65         }
66         // Vérification du changement de mode
67         if (dosimeter.isModeChanged()) {

```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
9 usages
5 public class SerialCommunication {
6     private final SerialPort serialPort;
7     private InputStream inputStream;
8     private OutputStream outputStream;
9     private String portName;
10    public SerialCommunication(String portName) {
11        serialPort = SerialPort.getCommPort(portName);
12        serialPort.setComPortParameters(newBaudRate: 9600, newDataBits: 8, newStopBits: 1, newParity: 0);
13        serialPort.setComPortTimeouts(SerialPort.TIMEOUT_READ_BLOCKING, newReadTimeout: 0, newWriteTimeout: 0);
14        this.portName = portName;
15        System.out.println("Port " + this.portName + " opened successfully.");
16    }
17    public String readData() {
18        try {
19            System.out.println("***** ON VA SIMULER LA LECTURE DE DONNÉES LUES PAR LE PORT SÉRIÉ " + this.portName + " *****");
20            //inputStream = serialPort.getInputStream();
21            byte[] buffer = new byte[1024];
22            int len = inputStream.read(buffer);
23            return new String(buffer, 0, len);
24            //return String.valueOf(Math.random());
25        } catch (Exception e) {
26            e.printStackTrace();
27            return null;
28        }
29    }
30 }
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
1 usage
141 public void processDose(double dose) {
142     // Traitement de la dose (par exemple, mise à jour du total de la dose)
143
144     totalDose += dose;
145     System.out.println("Dose processed: " + dose);
146     System.out.println("Total Dose: " + totalDose);
147 }
148
149 1 usage
150 public double getTotalDose() {
151     return totalDose;
152 }
153
154 2 usages
155 public SerialCommunication getSerialCommunication() {
156     return this.serialCommunication;
157 }
158
159 1 usage
160 public boolean isModeChanged() {
161     return modeChanged;
162 }
163 }
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
29 public void writeData(String data) {
30     try {
31         // outputStream = serialPort.getOutputStream();
32         // outputStream.write(data.getBytes());
33         System.out.println("***** ON VA SIMULER L'AFFICHAGE DE DONNÉES LUES PAR LE PORT SÉRIE " + this.portName);
34         System.out.println(data);
35     } catch (Exception e) {
36         e.printStackTrace();
37     }
38 }
1 usage
39 public void close() {
40     if (serialPort != null) {
41         serialPort.closePort();
42     }
43 }
2 usages
44
45 public double readDose() {
46     // Simuler la lecture d'une dose du microcontrôleur
47     // Remplacez ce code par la logique réelle pour lire les données du port série
48     return Math.random(); // Exemple de valeur aléatoire pour le test
49 }
50
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
2 usages
51 public void openPort() {
52     if (!serialPort.isOpen()) {
53         if (serialPort.openPort()) {
54             System.out.println(this.portName + " is still open successfully.");
55         } else {
56             System.out.println("Failed to open port " + this.portName);
57         }
58     } else {
59         System.out.println("Port is already open.");
60     }
61 }
2 usages
62 public void closePort() {
63     if (serialPort.isOpen()) {
64         serialPort.closePort();
65         System.out.println("Port closed successfully.");
66     } else {
67         System.out.println("Port is already closed.");
68     }
69 }
2 usages
70 public boolean isOpen() {
71     return serialPort.isOpen();
72 }
```

```
2 usages
public class SerialManager {
    5 usages
    private SerialCommunication serialComm1;
    5 usages
    private SerialCommunication serialComm2;
    1 usage
    public SerialManager() {
        serialComm1 = new SerialCommunication( portName: "/dev/ttyu1");
        serialComm2 = new SerialCommunication( portName: "/dev/ttyu2");
    }
    1 usage
    public SerialCommunication getSerialComm1() { return serialComm1; }
    1 usage
    public SerialCommunication getSerialComm2() { return serialComm2; }
```

```
Dosimeter.java x GeigerCounter.java x SerialCommunication.java x App.java x SerialManager.java x
1 usage
public void openPorts() {
    if (!serialComm1.isOpen()) {
        serialComm1.openPort();
    }
    if (!serialComm2.isOpen()) {
        serialComm2.openPort();
    }
}
1 usage
public void closePorts() {
    serialComm1.closePort();
    serialComm2.closePort();
}
}
```

```
SevenSegmentDisplay.java x
3 public class SevenSegmentDisplay {
4     // Table de correspondance des segments pour chaque chiffre
private static final int[][] SEGMENTS = {
5         {1, 1, 1, 1, 1, 1, 0}, // 0
6         {0, 1, 1, 0, 0, 0, 0}, // 1
7         {1, 1, 0, 1, 1, 0, 1}, // 2
8         {1, 1, 1, 1, 0, 0, 1}, // 3
9         {0, 1, 1, 0, 0, 1, 1}, // 4
10        {1, 0, 1, 1, 0, 1, 1}, // 5
11        {1, 0, 1, 1, 1, 1, 1}, // 6
12        {1, 1, 1, 0, 0, 0, 0}, // 7
13        {1, 1, 1, 1, 1, 1, 1}, // 8
14        {1, 1, 1, 1, 0, 1, 1} // 9
15    };
16    // Méthode pour afficher un nombre sur l'affichage à sept segments
17    public static void displayNumber(int number) {
18        if (number >= 0 && number <= 99) {
19            int tensDigit = number / 10;
20            int onesDigit = number % 10;
21
22            int[] tensSegments = SEGMENTS[tensDigit];
23            int[] onesSegments = SEGMENTS[onesDigit];
24
25            // Afficher les segments pour la dizaine
26            for (int segment : tensSegments) {
27                System.out.print(segment == 1 ? "#" : " ");
28            }
29            System.out.print(" ");
30
31            // Afficher les segments pour l'unité
```

```
SevenSegmentDisplay.java ×
0
1 // Afficher les segments pour l'unité
2 for (int segment : onesSegments) {
3     System.out.print(segment == 1 ? "#" : " ");
4 }
5 System.out.println();
6 } else {
7     System.out.println("Error: Number out of range");
8 }
9 }
0
1 public void show(int value) {
2     // Logique pour afficher la valeur sur l'affichage à sept segments
3     System.out.println("Affichage à sept segments : " + value);
4     displayNumber(value);
5 }
6
7 public static void main(String[] args) {
8     // Exemple d'utilisation : afficher le nombre 42
9     displayNumber(42);
0 }
1 }
2
```

Conclusion

Après avoir examiné les bases théoriques et pratiques du développement d'un système dosimétrique numérique pour la détection des radiations, nous avons ainsi découvert l'appareil de mesure des doses et le système numérique sur lequel il fonctionne, ainsi que ses différents types. Au début, nous avons pris connaissance des concepts généraux de la radiothérapie (interne et externe) et de l'appareil de mesure des doses. Après nous avons étudié les différents types de cet appareil, ses principes de fonctionnement et les radiations qu'il capte. Enfin, nous avons mis en place le système dosimétrique numérique qui permet à l'appareil de détecter les radiations.

Bibliographie

- [1] Comprendre la radiothérapie, INCa, Boulogne Billancourt(2009).
- [2] Glenn F. Knoll, (1979) "Radiation Detection and Measurement".
- [3] Aissani. M et Yahouni. I, "Dosimétrie des photons de haute énergie" mémoire master, Université de Tlemcen.
- [4] Laameri Mohamed hadi et Ben Mansour Issam, "Caractérisation d'un dosimètre de rayonnement gamma à base d'un verre dopé par du cuivre" mémoire de projet de fin d'étude, Université de Tunisie.
- [5] Talal Abdul Hadi, "La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la radiochirurgie" thèse de doctorat, Université de Toulouse.
- [6] ICRU. (International Commission on Radiation Units and Measurements), Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU-Report 60, Bethesda, MD, 1998.
- [7] M. Anas Islam, "Etude et développement d'un système de dosimétrie in vivo implantable basé sur la radioluminescence du nitrure du gallium GaN" thèse de doctorat, Université Joseph Frourier, Grenoble1.
- [8] <https://www.dgdr.cnrs.fr/sst/cnps/guides/doc/radioprotection/Fiche11-Dosimetrie-passive-et-active.pdf>.
- [9] Herman Cember et Thomas Johnson, (04/05/2008) "Introduction to Health Physics".
- [10] Michael F. L'Annunziata, (1998) "Handbook of Radioactivity Analysis".
- [11] Michael G. Stabin, (1990)"Radiation protection and dosimetry".
- [12] Adrie.J.J.Bos, AIP Conference Proceedinge, 1341, 1(2011).
- [13] James E. Turner, (March 2004)"Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection", Review Article, 86(3), 228-253.
- [14] <https://api.cnsccsn.gc.ca/dms/digital-medias/INFO-0827-Introduction-to-Dosimetry-f.pdf/object>.
- [15] [file:///C:/Users/DELL/Downloads/10303%20\(1\)%20\(2\).pdf](file:///C:/Users/DELL/Downloads/10303%20(1)%20(2).pdf).
- [16] <https://www.itech-instruments.com/PM1603A.pdf>.
- [17] <https://inteccon.com/products/pen-dosimeters-2/>.
- [18] https://danyk.cz/avr_gm_en.html.53

Résumé:

Ce travail s'est concentré sur l'appareil de mesure des doses à travers le développement d'un système dosimétrique numérique. Nous nous sommes basés sur les données présentes dans la conception électronique de cet appareil pour aboutir finalement à un système capable de capter différentes radiations.

Cela montre l'importance de ce système dosimétrique numérique pour la protection des personnes travaillant dans le domaine des radiations et pour renforcer la sécurité radiologique, comme en médecine nucléaire et autres domaines. Il est également essentiel pour nous protéger, en tant que physiciens médicaux, de manière spécifique.

Abstrat :

This work focused on the dose measurement device through the development of a digital dosimetric system. We based ourselves on the data present in the electronic design of this device to finally arrive at a system capable of capturing different radiations. This shows the importance of this digital dosimetric system for the protection of people working in the field of radiation and for strengthening radiological safety, as in nuclear medicine and other fields. It is also essential to protect us, as medical physicists, in a specific way.

ملخص :

ركز هذا العمل على جهاز قياس الجرعات وذلك من خلال تطوير نظام دوزيمتري رقمي يخصه. حيث استندنا في ذلك إلى البيانات الموجودة في التصميم الإلكتروني التركيبي لهذا الجهاز لنصل في الأخير إلى نظام يمكنه التقاط مختلف الأشعة. موضحا أهمية هذا النظام الدوزيمتري الرقمي في حماية الأشخاص العاملين في مجال الأشعة وتعزيز الامان الاشعاعي ، كاطب النووي وغيرها، ولحمايتنا نحن كفيزيائيين طبيين بصفة خاصة.