



Rapport de stage

*Mise en place d'un banc de test de
détecteurs diamant dans le cadre du
projet MONIDIAM*

Stagiaire : Adrien Sarrat

Maître de stage : Jean-Yves Hostachy

Responsable de projet : Denis Dauvergne

Remerciements

Tout d'abord, Je remercie Jean-Yves Hostachy pour m'avoir encadré, guidé et conseillé durant ce stage.

Je tiens aussi à remercier Denis Dauvergne pour m'avoir accueilli dans son équipe, ainsi que pour ses remarques.

Je remercie également Mahfoud Yamouni pour ses nombreux conseils, les riches discussions que l'on a eues, ainsi que le temps qu'il m'a accordé.

Je remercie Marie-Laure Gallin-Martel et Laurent Gallin-Martel pour leur disponibilité et leur aide.

Table des matières

I.	Introduction	1
II.	Présentation du stage.....	1
a.	Le projet MONIDIAM	1
1.	Objectifs du projet et problématiques.....	1
2.	Utilisation des rayonnements ionisants dans la lutte contre le cancer et présentation de l'hadronthérapie	2
3.	Intérêt des détecteurs diamants	3
b.	Contexte du stage.....	4
c.	Objectifs du stage	4
III.	Dispositif expérimental	5
a.	Présentation.....	5
b.	Théorie sur la détection nucléaire par un diamant pour des particules lourdes chargées.....	7
IV.	Les actions menées.....	9
a.	Algorithme de lecture et d'analyse de données	9
b.	Analyse des performances de détection de différents diamants.....	11
V.	Perspectives	12
VI.	Conclusion	13
VII.	Références	14
	Annexes.....	15

I. Introduction

Mon stage de troisième année de licence en Physique Chimie se déroule au Laboratoire de Physique Subatomique et Cosmologie (LPSC), sous la direction de Jean-Yves Hostachy, pour une durée d'un mois (janvier 2016). La réalisation d'un tel stage doit permettre d'approfondir ma vision du monde professionnel, et plus particulièrement du monde de la recherche. Ma collaboration au sein d'un projet de Recherche et Développement doit aussi permettre de confronter mes connaissances et compétences aux défis qui y sont relevés.

Avec un effectif de plus de 200 personnes, le LPSC est une Unité Mixte de Recherche qui est affiliée à l'IN2P3, l'INSU, l'INSIS, le CNRS, et l'université de Grenoble. Les thématiques de recherche de ce laboratoire résident essentiellement dans la recherche fondamentale (évolution et composition de l'univers, unification des forces, particules élémentaires...) à travers des collaborations internationales sur des projets tels qu'ALICE ou ATLAS (détecteurs du LHC). Une partie des activités du LPSC est aussi dédiée à des travaux ayant des enjeux sociétaux, tels que les nouveaux types de réacteurs nucléaires, la physique médicale, ou encore la physique des plasmas.

II. Présentation du stage

Le stage s'effectue dans le cadre du projet MONIDIAM au sein du groupe Physique pour les Applications Médicales. Afin de mieux comprendre l'importance et les objectifs du stage, une présentation de ce projet est nécessaire.

a. Le projet MONIDIAM

1. Objectifs du projet et problématiques

L'hadronthérapie consiste à améliorer les techniques de traitement du cancer par utilisation de rayonnements ionisants. L'objectif du projet MONIDIAM est d'effectuer les études préliminaires nécessaires à la réalisation d'un système de monitoring en ligne de l'hadronthérapie (figure 1, a).

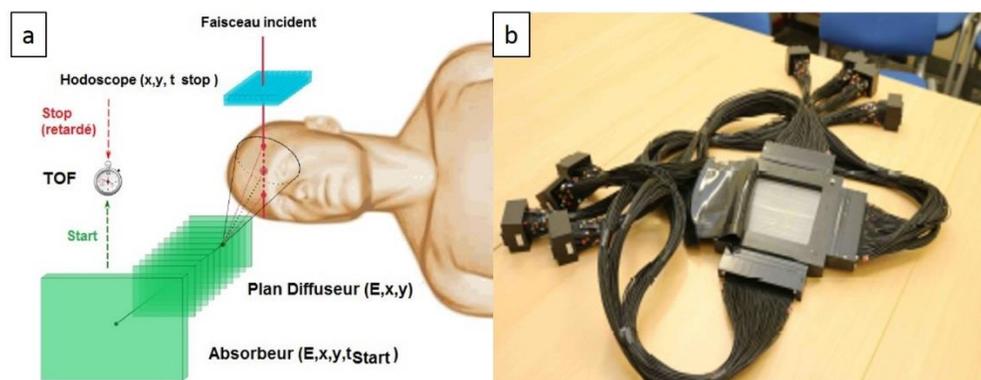


Figure 1. Illustration du monitoring en ligne de l'hadronthérapie (a). Exemple d'une caméra Compton à temps de vol pour la détection des gamma prompts avec un hodoscope faisceau (b) hodoscope à fibres scintillantes). Source : PowerPoint AG GDR MI2B (Marseille, le 04/09/2015)

Ce monitoring doit s'effectuer en partie à l'aide de détecteurs diamants polycristallins minces et de grandes surfaces, et doit permettre une vérification en temps réel in vivo que le faisceau de particules chargées s'arrête bien sur la zone ciblée prévue. De plus, le contrôle en temps réel de la dose déposée dans les tissus devient nécessaire au vu de l'évolution de ces méthodes de traitement du cancer vers des séances moins nombreuses, mais à plus fortes doses délivrées.

Ce système doit avoir un temps de réponse minime, être radiorésistant, et utilisable dans un cadre dosimétrique. Aussi, l'emploi de détecteurs diamants doit jouer le rôle d'hodoscope, c'est-à-dire permettre un étiquetage spatio-temporel des ions afin de faire, par exemple, une mesure de temps de vol sur les rayonnements secondaires issus du patient dans le cadre d'un contrôle en ligne du traitement. Actuellement, les hodoscopes les plus courants utilisent une matrice de fibres scintillantes (figure 1, b). Cependant, les performances de telles fibres dans le cadre de l'hadronthérapie sont limitées par deux facteurs : le taux de comptage de ce type de détecteur est trop faible et la radiorésistance du matériau constitutif insuffisante pour les fluences employées.

2. Utilisation des rayonnements ionisants dans la lutte contre le cancer et présentation de l'hadronthérapie

Le cancer est une pathologie, souvent mortelle, caractérisée par la prolifération anormale de cellules « malades ». Aujourd'hui, différentes techniques sont utilisées afin de lutter contre le cancer. Parmi elles, l'hadronthérapie est une thérapie novatrice (seul deux centres en France la pratiquent aujourd'hui) utilisant, comme la radiothérapie conventionnelle, les rayonnements ionisants (annexe 1).

Le principal enjeu de ces techniques est de détruire les cellules cancéreuses en délivrant la dose prescrite dans la tumeur et en épargnant autant que possible les tissus sains environnants. La dose (quantité d'énergie délivrée par les rayonnements dans un volume dV de masse dm) délivrée dans les cellules cancéreuses dépend de l'intensité, de l'énergie et de la nature du rayonnement, ainsi que de la sensibilité au rayonnement de chacun des tissus. En effet, la dose délivrée dans ces tissus est pondérée, d'une part, par le type de rayonnement utilisé (rayons X, particules chargées...), et d'autre part, par la radiosensibilité des tissus ciblés (annexe 2).

L'avantage fondamental de l'utilisation de l'hadronthérapie, au lieu de la radiothérapie conventionnelle, réside dans le type de particules qui est exploité pour former le rayonnement. En effet, l'hadronthérapie utilise des particules chargées tels que des protons ou des ions carbone, alors que la radiothérapie utilise des photons. Or, l'interaction rayonnement-matière (annexe 3) de ces particules chargées est radicalement différente de celle des photons, ce qui affecte la façon dont est déposée l'énergie par ces particules dans le corps du patient. Comme le montre la figure 2, alors que les photons montrent une décroissance exponentielle de la dose absorbée en profondeur dans les tissus, les particules chargées (protons dans cet exemple) présentent un dépôt d'énergie par unité de longueur (ou volume) maximum en fin de parcours (pic de Bragg).

La figure 2 montre aussi l'avantage d'utiliser des protons plutôt que des photons quand un tissu sensible A (figure 2) est situé derrière la tumeur située en B. Le dépôt d'énergie des photons sur l'ensemble du trajet provoque une irradiation sur le tissu sain A, alors que les protons ont déposé toute leur énergie sur le tissu ciblé B, ce qui épargne le tissu A. Dans le cas où il faut traiter une tumeur volumique avec une dose uniforme, on fait varier l'énergie du faisceau de protons ou d'ions carbone par pas successifs afin de superposer plusieurs courbes de pics de Bragg, ce qui permet d'obtenir un pic de Bragg étalé, appelé SOBP (Spread-out Bragg Peak) comme le montre la courbe bleue de la figure 2.

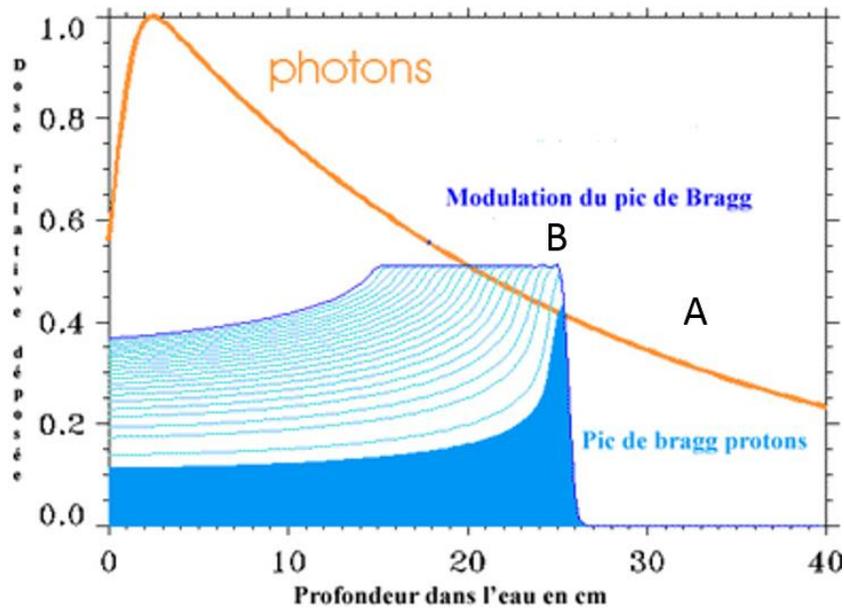


Figure 2. Illustration de l'avantage d'utiliser des particules chargées plutôt que des photons dans le cadre du traitement du cancer. Source : <http://www.laradioactivite.com> [7]

3. Intérêt des détecteurs diamants

L'utilisation de détecteurs diamants pour une application de type hodoscope est avantageuse à plusieurs titres (tableau 1).

Propriété	Diamant	Silicium	Meilleur
Densité [g.cm ⁻³]	3,52	2,33	/
Gap [eV]	5,48	1,12	/
Energie de création e-t [eV]	13,1	3,62	Silicium
Signal moyen (MIP)	36e-/μm	89e-/μm	Diamant
Résistivité [Ω.cm]	10 ¹³ -10 ¹⁶	10 ⁵ -10 ⁶	
Conductivité thermique [W.cm ⁻¹ .K ⁻¹]	>1800	1,48	
Energie de déplacement [eV]	43	25	
Mobilité des électrons [cm ² .V ⁻¹ .s ⁻¹]	1900	1450	
Mobilité des trous [cm ² .V ⁻¹ .s ⁻¹]	2300	505	
Tension de saturation [V.cm ⁻¹]	10 ⁷	3.10 ⁵	

Tableau 1. Comparaison des performances de détection entre le diamant et le silicium à 300K.

Tout d'abord, les diamants sont radiorésistants (énergie de déplacement élevée et grande conductivité thermique) ce qui permet de les soumettre à des irradiations cliniques prolongées de plusieurs années sans perte significative de leur performance de détection. Cet aspect représente ici un facteur économique

important dans la mesure où les détecteurs constitués de fibres scintillantes s'abîment rapidement et doivent être renouvelés au bout d'un à trois ans d'exposition à de tels flux de rayonnements. De même, si l'on utilisait du silicium (monocristallin) pour constituer cet hodoscope dans le cadre de l'hadronthérapie, le matériau devrait être renouvelé très vite. Le numéro atomique du diamant est faible et proche de celui des tissus vivants ($Z=6$ pour le diamant et $Z\approx 7$ pour le corps humain) ce qui permet, d'une part, de les utiliser dans un cadre dosimétrique, et d'autre part, d'avoir une faible absorption des rayonnements incidents (la perte d'énergie des rayons incidents dans le diamant est d'autant plus importante que le nombre d'électrons atomiques du matériau est grand). Avec un gap (écart en énergie entre la bande de valence et la bande de conduction dans un isolant ou semi-conducteur) de 5.48 eV, le bruit de fond issu du détecteur sera plus faible comparé au silicium par exemple. Cependant, ce gap élevé induit une moins bonne résolution en énergie : le nombre de paires électron/trou créées pour un dépôt d'énergie donné sera plus faible, et les fluctuations statistiques relatives seront donc plus grandes. De plus, l'amplitude des signaux relevés sera donc plus faible, ce qui détériorera le rapport signal sur bruit. Aussi, les diamants polycristallins ont le désavantage d'avoir une concentration de défauts importante (joints de grains) qui limite la Distance de Collection de Charge, ou CCD (distance moyenne de séparation des paires électron-trou avant piégeage), et donc l'amplitude du signal relevé. En effet, ces défauts vont induire un piégeage des porteurs de charge créés et donc une diminution du signal électrique. Une solution à ce problème consisterait à employer des diamants monocristallins qui ont intrinsèquement moins de défauts, et offrent donc une meilleure CCD. Cependant, ces diamants monocristallins sont beaucoup plus chers et sont produits avec de petites surfaces, ce qui est contraire au cahier des charges. Enfin, la mobilité des charges élevée par rapport au silicium permet d'avoir une meilleure résolution temporelle et une capacité de comptage plus élevée, ce qui est indispensable pour la réalisation d'un hodoscope dans le cadre de l'hadronthérapie.

Les détecteurs diamants polycristallins sont donc une alternative à un hodoscope à fibres scintillantes.

b. Contexte du stage

Ce stage se déroule dans un contexte de début de projet. En effet, le banc de test a été conçu récemment, peu de mesures et analyses ont été faites, ce qui donne à ce stage une portée intéressante. En effet, cela me permet de participer activement au développement de l'activité, en travaillant sur les points essentiels de celle-ci (exploitation informatique d'un fichier de données, premières analyses de données avec un nouveau système d'acquisition etc.). Cela permet aussi d'avoir une vision intéressante de la façon dont se construit un tel projet à ce stade d'avancement, vision que l'on n'a pas forcément dans un stage où l'activité est développée depuis longtemps.

c. Objectifs du stage

L'objectif de ce stage est de contribuer au développement du projet MONIDIAM. Une compréhension générale de la structure et du fonctionnement du banc de test a dû être réalisée afin de pouvoir utiliser ce dernier de façon autonome. Un système d'acquisition pour le banc de test ayant été acquis récemment, il a été nécessaire de créer un algorithme de lecture et d'analyse (sous ROOT [1]) des fichiers de mesures fournis par le système. Quelques diamants polycristallins, de qualités différentes, ont fait l'objet d'observations de leur performance de détection (amplitude des signaux, amplitude du bruit, temps de montée du signal...).

III. Dispositif expérimental

a. Présentation

En utilisant une source de rayonnements α (He^{2+}), le banc de tests fournit la réponse à un dépôt en énergie proche de celui attendu en hadronthérapie mais près de la surface d'entrée du diamant (entre 0 et quelques micromètres) en collectant les charges sur chacune des faces du détecteur, celui-ci ayant une épaisseur d'environ $500\mu\text{m}$. Le système doit être adapté pour mesurer différents paramètres tels que l'amplitude des signaux ou la résolution temporelle du système d'acquisition.

Le dispositif expérimental est constitué du détecteur diamant polycristallin (positionné sur un porte-échantillon dédié : figure 4, b), d'une source alpha (^{233}U) délivrant des particules d'une énergie moyenne de 4.9 MeV, de deux préamplificateurs CIVIDEC (gain : 40 dB, bande passante analogique : 1MHz-2GHz [2]) dont le fonctionnement est assuré par une alimentation réglée à 12V/~85mA, d'un double blindage électromagnétique (permettant la diminution du bruit environnant), d'un générateur de tension de polarisation du diamant qui assure la collecte des charges créées, d'un voltmètre FLUKE pour la vérification de cette tension, ainsi que le système d'acquisition WaveCatcher qui est relié à l'ordinateur. Le synoptique de ce dispositif est présenté sur la figure 3.

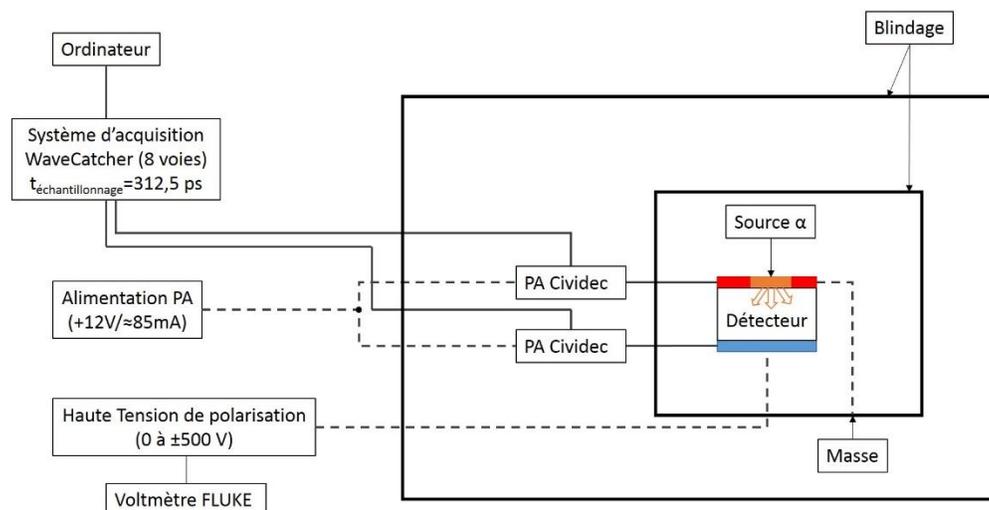


Figure 3. Synoptique du dispositif expérimental MONIDIAM

Les préamplificateurs doivent permettre l'extraction du signal avec une dégradation minimale du rapport signal sur bruit. Dans notre cas, des préamplificateurs de courant ont été choisis : ce type de préamplificateur est adéquat pour des signaux ayant un temps de montée très faible (inférieur à la nanoseconde). Afin d'éviter une perte du signal dans les câbles, les préamplificateurs sont positionnés au plus près possible du détecteur : figure 4, a. De plus, le modèle de préamplificateur (marque : CIVIDEC) choisi fournit un bruit électronique faible : 2.5 mV RMS (donnée constructeur, validée par nos mesures). Cette caractéristique est importante dans la mesure où nos signaux ont une amplitude faible (de 10 mV à 150 mV suivant la qualité du diamant utilisé) : il faut donc optimiser en tout point le bruit de notre chaîne d'acquisition.

Nous utilisons deux préamplificateurs reliés à chacune des deux faces métallisées du diamant. Comme nous l'expliquerons plus loin, l'obtention et l'exploitation de ces deux signaux améliorent le rapport signal sur bruit de l'analyse que l'on a fait lors des acquisitions.

Le système d'acquisition WaveCatcher est un système qui échantillonne le signal en sortie des préamplificateurs avec un temps d'échantillonnage de 312 ps. Il permet d'enregistrer l'ensemble des points d'échantillons jusqu'à 8 voies, et d'en faire une post-analyse. C'est un système développé par le Laboratoire de l'Accélérateur Linéaire (CNRS/IN2P3/LAL) en collaboration avec le CEA/IRFU. Ce système ayant été livré sans documentation, j'ai écrit un protocole d'utilisation (primaire) du système, qui indique les manipulations à réaliser pour lancer une acquisition, et les différents réglages de base possibles (sélection des seuils, fronts et voies de déclenchement, échelle en temps et en amplitude etc.).

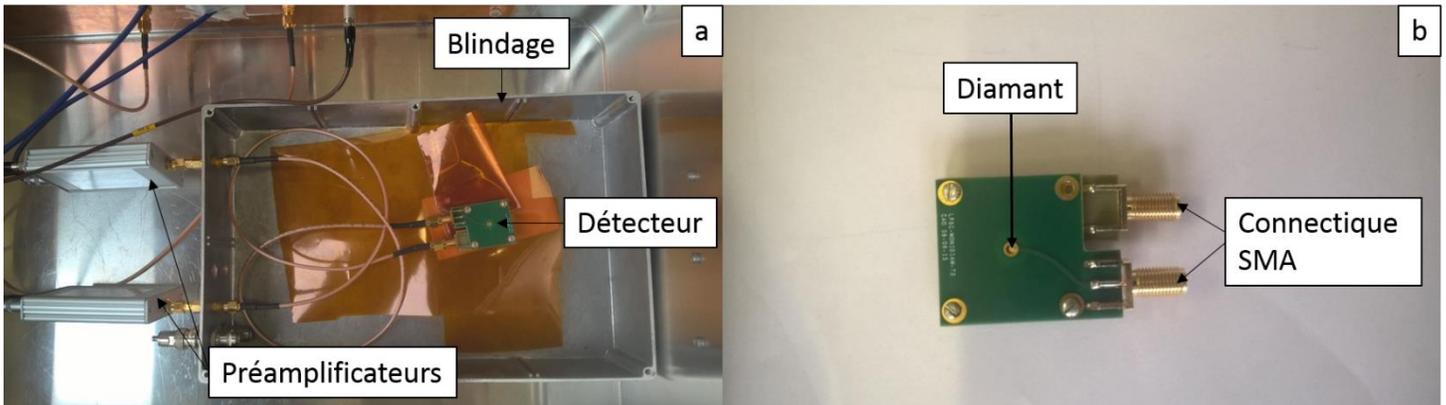


Figure 4. A gauche (a), vue d'ensemble de la chaîne détecteur-préamplificateurs. A droite (b), présentation du détecteur et de son support dédié.

Les différents diamants utilisés doivent être fixés et positionnés précisément sur un support dédié à leur dimension : ce support permet au signal (via des pistes 50Ω) d'être transporté jusqu'à la connectique SMA, et donc au préamplificateur sans rupture d'impédance ce qui est important si l'on veut fonctionner à haute fréquence (Δt de l'ordre de la picoseconde) sans induire des oscillations.

Enfin, deux configurations de détection étaient possibles. D'une part, la configuration sandwich où les contacts électriques sont déposés sur les faces opposées du diamant, et d'autre part, la configuration coplanaire où ces mêmes contacts sont disposés du même côté du diamant (figure 5). Comme expliqué précédemment, on souhaite récupérer le signal provenant des électrons et des trous. De plus, nous travaillons avec des flux de particules chargées.

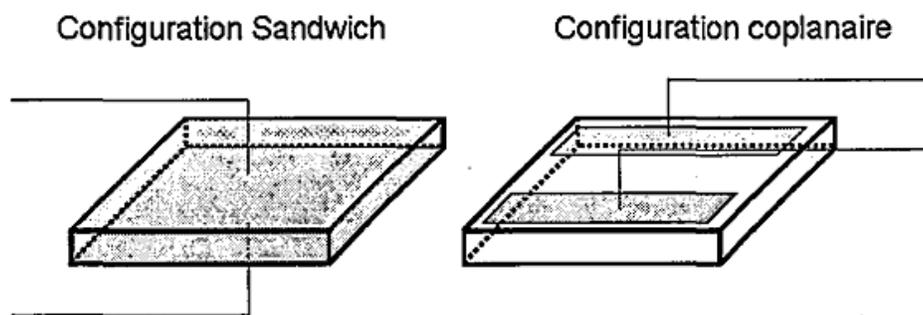


Figure 5. Illustration d'une configuration coplanaire et configuration sandwich. Source : thèse de Nicolas Tranchant [9]

La configuration retenue pour notre dispositif a donc été une configuration sandwich. En effet, celle-ci permet d'obtenir un maximum d'interaction entre le diamant et le rayonnement incident car le volume sensible est plus important par rapport à une configuration coplanaire. Aussi, l'avantage d'une configuration sandwich est d'appliquer un champ électrique uniforme à travers le diamant, ce qui est primordial pour

recupérer le plus efficacement possible les charges créées par le dépôt d'énergie issu du passage d'une particule, et de ne pas introduire de distorsion temporelle du signal.

b. Théorie sur la détection nucléaire par un diamant pour des particules lourdes chargées

Un détecteur composé de diamant fonctionne, du point de vue de la détection nucléaire, comme une chambre à ionisation solide. Le fonctionnement d'un détecteur composé de diamant est illustré par la figure 6.

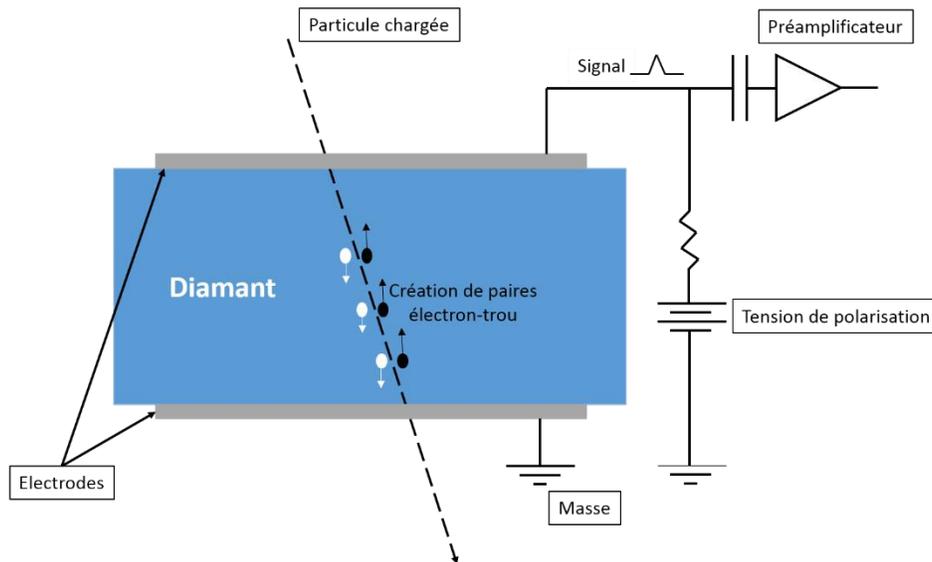


Figure 6. Illustration du fonctionnement d'un détecteur diamant

Dans le cas de particules massives chargées telles que des alphas (particule formée de 2 protons et 2 neutrons) ou des ions carbonés, ces particules vont déposer leur énergie le long de leur parcours dans le diamant par ionisations successives des atomes du milieu. Cette perte d'énergie est décrite par la formule de Bethe-Bloch :

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi}{m_e c^2} \cdot \frac{nz^2}{\beta^2} \cdot \left(\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0}\right)^2 \cdot \left[\ln\left(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I \cdot (1 - \beta^2)}\right) - \beta^2 \right]$$

Où $\beta = v/c$, v vitesse de la particule, E énergie de la particule, x longueur du chemin, c vitesse de la lumière, z charge de la particule, e charge élémentaire, m_e masse de l'électron, n densité numérique des électrons du matériau, I potentiel d'excitation moyen du matériau.

Cette formule montre bien que la perte d'énergie dans le milieu sera d'autant plus importante par unité de longueur que la charge atomique du matériau est élevée. De plus, les multiples transferts d'énergie au milieu lors des collisions de la particule incidente avec les électrons atomique ne vont pas modifier la trajectoire de cette particule, car l'angle de déviation d'une particule incidente lors d'une collision (à paramètre d'impact quasi-nul) avec un électron atomique dépend du rapport $\frac{\text{Masse projectile}}{\text{Masse cible}}$, où le projectile

est la particule incidente, et la cible l'électron : dans ce cas, la masse du projectile est bien supérieure à la masse de la cible, l'angle de déviation est donc quasi-nul. De ce fait, la perte d'énergie par unité de longueur augmente avec la diminution de l'énergie cinétique de la particule (figure 7). Cela explique pourquoi le maximum d'énergie est perdu en fin de parcours de la particule suivant un pic de Bragg que nous avons mentionné précédemment.

Notons que la formule ci-dessus n'est valable que pour les vitesses élevées, pour lesquelles l'ion va beaucoup plus vite que les électrons de la cible, et ses propres électrons s'il n'est que peu ou pas ionisé. A basse vitesse, cette formule n'est plus du tout valable et les processus d'interaction qui régissent le ralentissement sont différents : en particulier le pouvoir d'arrêt dit nucléaire rentre en jeu (figure 7-b). Ce pouvoir d'arrêt nucléaire consiste dans les collisions élastiques entre noyaux écrantés. Néanmoins, la portion du parcours concernée est négligeable, et l'approximation faite plus haut est valable.

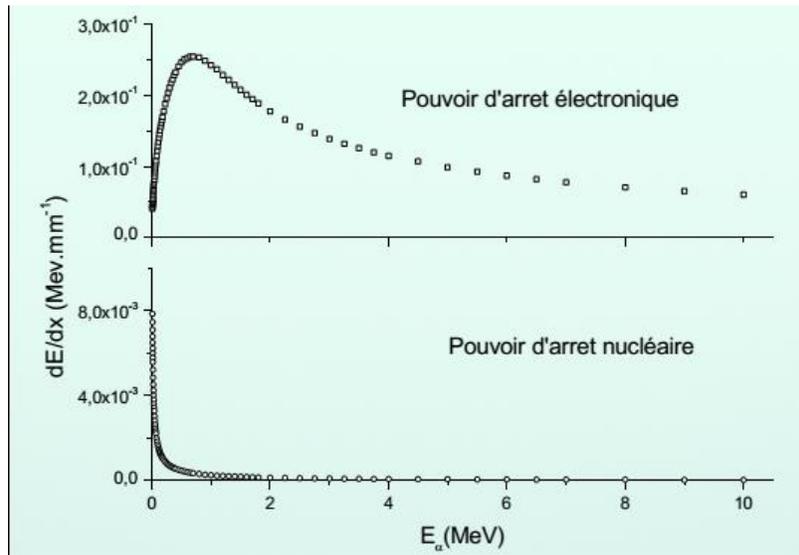


Figure 7. Evolution de la perte d'énergie d'une particule chargée lourde en fonction de son énergie. Source : cours d'interaction rayonnement-matière d'Olivier Dorvaux [6]

Dans notre cas, nous disposons de ^{233}U qui est une source de particules alpha d'énergie moyenne 4.9 MeV. Nous avons calculé que toute l'énergie de ces particules est déposée (et génère un ensemble de paires électron-trou) sur une profondeur de 12 μm dans le diamant. Comme le montre la figure 6, sous l'effet du champ électrique appliqué entre les deux faces du matériau, les porteurs de charge vont être entraînés vers une électrode ou l'autre suivant la charge de ceux-ci. L'entraînement, et donc la mise en mouvement de ces charges, vers les électrodes va ainsi créer le signal électrique que nous exploitons tout le long de la chaîne d'acquisition.

IV. Les actions menées

a. Algorithme de lecture et d'analyse de données

L'algorithme de lecture et d'analyse de données créé a été programmé avec ROOT, qui nécessite une écriture en C++. Le logiciel ROOT a été développé par le CERN, et conçu à l'origine pour l'analyse des données en physique des particules. L'algorithme que j'ai écrit est capable de lire et de stocker correctement les différentes données envoyées par le système d'acquisition WaveCatcher. L'exploitation de ces données donne lieu à l'obtention de différents histogrammes et graphiques qui permettent une analyse approfondie des mesures réalisées. Ainsi, cet algorithme fournit les réponses temporelles des deux voies de mesure, les histogrammes permettant d'analyser le bruit et les différents signaux des spectres... L'exploitation des deux voies de mesure permet de mesurer le décalage en temps entre les deux voies de la chaîne d'acquisition (Leading Edge Time pour le décalage en temps sur le front avant, et Trailing Edge Time pour le front arrière).

De plus, l'exploitation de ces deux voies de mesure permet d'optimiser le rapport signal sur bruit en soustrayant la voie 2 (signal positif) à la voie 1 (signal négatif) : figure 8.

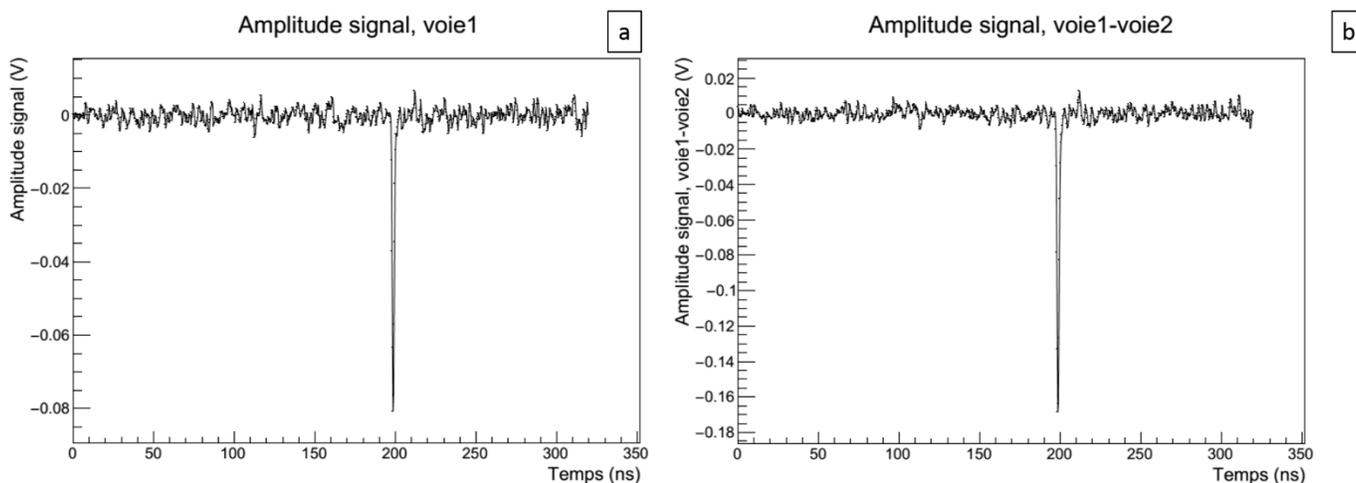


Figure 8. Comparaison en amplitude du spectre de la voie 1 (a) avec le spectre issu de la soustraction voie 1 - voie 2 (b).

On observe alors qu'on double l'amplitude du signal (160 mV contre 80 mV en moyenne) car les signaux sont entièrement corrélés entre les deux voies. Mais le bruit issu principalement de l'électronique des préamplificateurs est décorréolé entre voie 1 et 2. Ainsi, en procédant à la soustraction du spectre de la voie 2 sur la voie 1, on double l'amplitude du signal, alors que le bruit est multiplié par un facteur proche de $\sqrt{2}$ (figure 9). En fait dans le cas d'une décorrélation parfaite l'écart type du bruit est égal à la racine carrée de la somme quadratique de chaque voie :

$$\sigma(\text{total}) = \sqrt{\sigma(1) + \sigma(2)} = \sqrt{2} \sigma \text{ avec } \sigma = \sigma(1) = \sigma(2) \text{ (car les 2 voies sont identiques)}$$

On obtient donc une amélioration du rapport signal sur bruit d'un facteur proche de $\sqrt{2}$ ce qui est intéressant, notamment quand nous avons des signaux de faibles amplitudes.

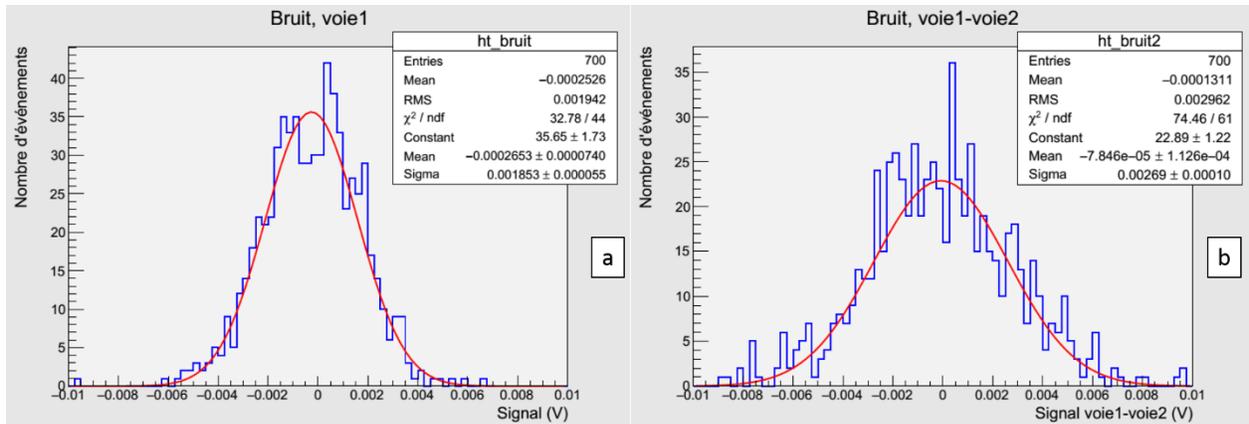


Figure 9. Comparaison de l'amplitude du bruit entre un spectre de la voie 1 (a), et un spectre issu de la soustraction des deux voies (b)

De plus, il est intéressant d'évaluer la résolution temporelle entre les deux voies de mesure. Etant donné la précision en temps désirée (quelques dizaines de picosecondes) on ne peut pas se contenter d'un seuil fixe de déclenchement car le temps déduit à l'intersection de ce seuil dépendrait de l'amplitude du signal (erreur temporelle appelée "walk"). Nous utilisons donc la technique du discriminateur à fraction constante numérique (figure 10), avec dans notre cas un seuil à 50% de l'amplitude du signal, et qui consiste :

1. à calculer la ligne de base un peu en amont du signal proprement dit (50 points d'échantillonnage dans notre cas)
2. on recherche le maximum de l'amplitude du signal,
3. on retranche la ligne de base et l'on divise par 2 (c'est à dire 50%) puis l'on rajoute la ligne de base. On obtient ainsi la valeur du seuil dépendant de l'amplitude du signal (figure 10),
4. on localise les deux points qui entourent la valeur calculée du seuil en 3, et par interpolation linéaire on déduit la valeur temporelle t ,
5. on fait ensuite la différence t_2-t_1 des 2 signaux provenant des 2 préamplificateurs : l'écart type de cette distribution pour un grand nombre d'événements (résolution temporelle) est alors bien meilleure, environ 37 ps (figure 11) que le pas de chaque mesure de notre système d'acquisition, soit 312,5 ps.

La résolution temporelle obtenue avec ce diamant est excellente.

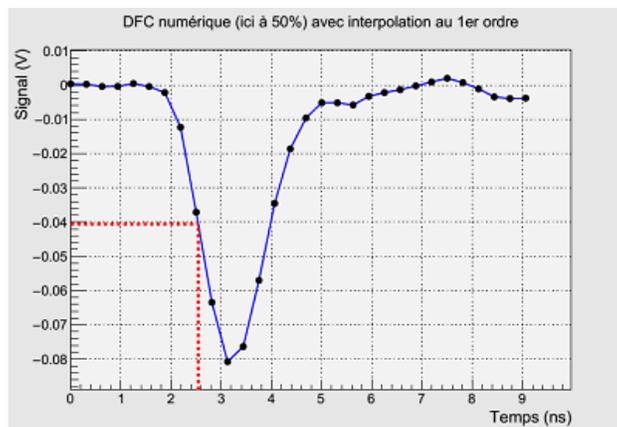


Figure 10. Illustration de la fonction d'interpolation linéaire appliquée à la mesure d'un temps (mesure du temps pour une fraction de 50% de l'amplitude maximale du signal).

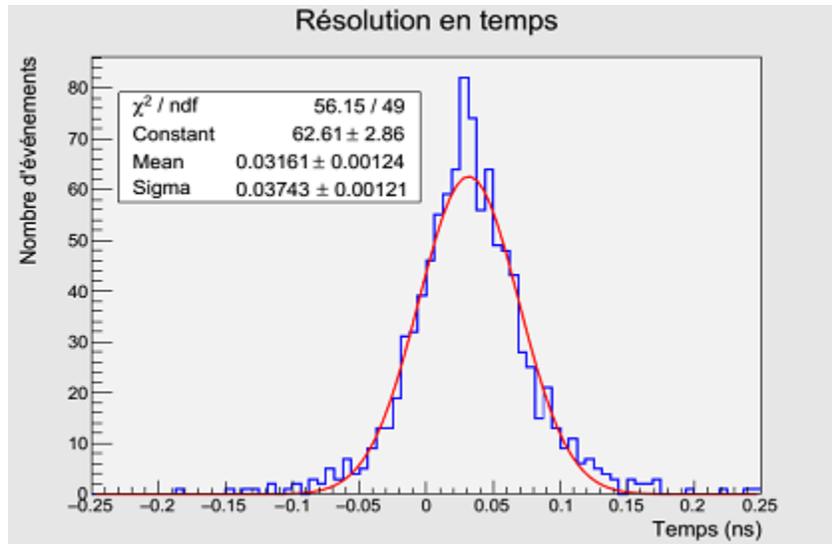


Figure 11. Résolution temporelle entre les deux voies de mesure.

Une autre fonction importante a été programmée, mais non exploitée durant ce stage. Celle-ci permet l'étude de plusieurs fichiers de mesure, en simultanée, afin d'établir une cartographie des performances en amplitude (par exemple) sur différentes zones locales d'un même cristal. En effet, en appliquant un masque entre le diamant et la source α , on peut réaliser un écrantage, et donc la sélection d'une zone précise du diamant pour vérifier que ce dernier ne présente pas d'inhomogénéité significative de ses performances de détection en tout point de son volume sensible.

D'autres fonctionnalités seront programmées sur l'algorithme à l'avenir.

b. Analyse des performances de détection de différents diamants

Comme expliqué précédemment, les diamants polycristallins présentent de nombreux défauts qui affectent plus ou moins leurs performances de détection. Ainsi, nous avons pu observer cela en comparant deux diamants polycristallins de qualités différentes. Si on compare la figure 8 (a), à la figure 11, on en déduit que le diamant ayant fourni le spectre de la figure 8 est de bien meilleure qualité que celui ayant fourni le spectre de la figure 12. On observe pour ce dernier une amplitude 4 fois moins élevée que pour le premier diamant, alors que le bruit est pratiquement identique dans les deux cas (environ 2mV).

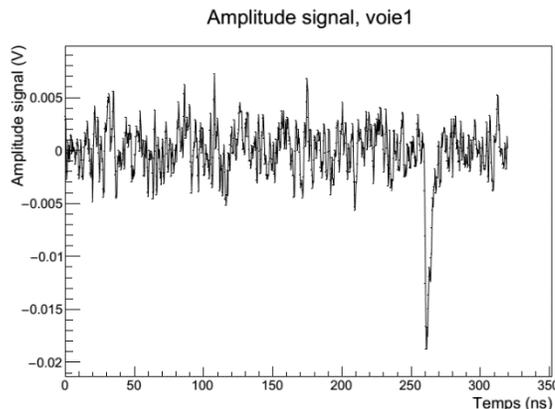


Figure 12. Signal d'un diamant polycristallin présentant des performances de détection en amplitude médiocres.

Il est donc intéressant de travailler avec les diamants de qualité cristalline la plus élevée, comme le diamant de la figure 8.

V. Perspectives

Prochainement, un accès au synchrotron de l'ESRF permettra d'exploiter un faisceau micro-focalisé pulsé de photons d'une énergie de 9 keV. Ces photons interagiront de façon aléatoire sur toute l'épaisseur du diamant mais de façon simultanée, car le flux de photons à chaque impulsion sera élevé. L'objectif de l'utilisation de cet outil est multiple. D'une part, cette expérience permettra la caractérisation de la réponse du diamant ainsi que de son électronique de lecture. D'autre part, la finesse du faisceau utilisé (environ 1 μ m) permettra d'établir une cartographie sur différents diamants polycristallins afin de mettre en évidence les défauts présents, et leur impact sur les performances du détecteur. En effet il est important de savoir si des défauts à l'échelle de quelques microns peuvent induire localement une variation de l'efficacité.

De plus, une expérience sera réalisée au GANIL (Grand Accélérateur National d'Ions Lourds) avec des ions carbone. Ces ions, d'une énergie de 95 MeV/u, représentent le dépôt d'énergie maximal par une particule incidente en hadronthérapie. La détection sera plus facile, et l'objectif de cette expérience sera d'optimiser les performances de détection en termes de prise de temps, d'efficacité, selon l'électronique utilisée.

Enfin, la réalisation d'un démonstrateur de taille réduite (4x4 cm² par exemple) avec son électronique de lecture intégrée est prévue. La réalisation d'une lecture intégrée (plusieurs voies de lecture étant intégrées dans un même circuit de quelques millimètres carrés) représente un défi et un investissement important.

VI. Conclusion

En conclusion, ce stage a été riche et intéressant sur différents plans. D'un point de vue technique, la création d'un algorithme d'analyse des fichiers de données fournis par le système d'acquisition permet d'exploiter pleinement les mesures acquises sur le banc de test. Ces mesures ont déjà permis de mettre en évidence que le rapport signal sur bruit pour certains diamants polycristallins est important (d'une valeur moyenne de 40) ce qui est satisfaisant, étant donné les défauts intrinsèques que peuvent présenter un diamant polycristallin. La pleine exploitation des signaux provenant des électrons et des trous peut permettre d'améliorer davantage ce rapport. L'utilisation d'une interpolation linéaire, programmée dans l'algorithme, sur le front de montée de nos signaux a permis aussi de mettre en évidence une résolution temporelle entre les deux voies du dispositif de détection qui est très correcte (37 ps rms). Des études complémentaires sont en cours afin de vérifier s'il existe des différences de performances significatives entre différents points d'un même diamant, et le cas échéant de quantifier ces différences.

D'un point de vue personnel, ce stage a été l'occasion de travailler (mais pour une durée trop courte) sur un projet très intéressant, dont l'application (médicale) représente un enjeu important dans la lutte contre le cancer. La diversité des tâches qui m'ont été confiées a permis de m'investir en différents points du projet, ce qui est très stimulant. En effet, je n'ai pas seulement fait de l'informatique à travers l'élaboration de l'algorithme d'analyse. La prise en main et la compréhension du banc de test, ainsi que les différentes mesures réalisées ont aussi représenté un aspect majeur de la mission. En somme, ce stage a été l'occasion de découvrir l'utilisation des diamants dans un cadre de détection nucléaire, et de m'initier à la programmation avec le logiciel ROOT. La découverte d'un environnement de recherche autre que le CEA, où j'ai déjà réalisé deux stages auparavant, permet d'approfondir ma vision du monde de la recherche, et d'affiner mes choix pour mon projet professionnel. Cette nouvelle période en laboratoire confirme ainsi mon souhait de m'orienter vers le master professionnalisant ITDD (ingénierie nucléaire) à Valence où je pourrai ainsi approfondir et acquérir de nouvelles compétences dans le domaine du nucléaire.

VII. Références

[1] R. Brun and F. Rademakers. ROOT - An Object Oriented Data Analysis Framework. Nucl. Instrum. Meth., 1997.

[2] Cividec Broadband_Amplifier, 2_GHz, 40dB :
https://cividec.at/Preamplifiers_C2_Broadband_Amplifier,_2_GHz,_40_dB.html

[3] « Développement de détecteurs, caractérisations, analyse de données et modélisation, du domaine de la physique des hautes énergies à celui de la physique médicale », Habilitation à Diriger des Recherches (HDR) de Marie-Laure Andrieux Gallin-Martel

[4] Cours de radioprotection délivré en Licence professionnelle « Techniques Nucléaires et Radioprotection » par Abdel-Mjid Nourreddine

[5] Cours d'électronique nucléaire délivré en Licence professionnelle « Techniques Nucléaires et Radioprotection » par Marc Rousseau

[6] Cours d'interaction rayonnement-matière délivré en Licence professionnelle « Techniques Nucléaires et Radioprotection » par Olivier Dorvaux

[7] <http://www.laradioactivite.com/>

[8] <http://www.irsn.fr/>

[9] « Synthèse et caractérisation de diamant monocristallins pour applications de détecteur de rayonnement », thèse de Nicolas Tranchant

Annexes

Annexe 1. Les rayonnements ionisants

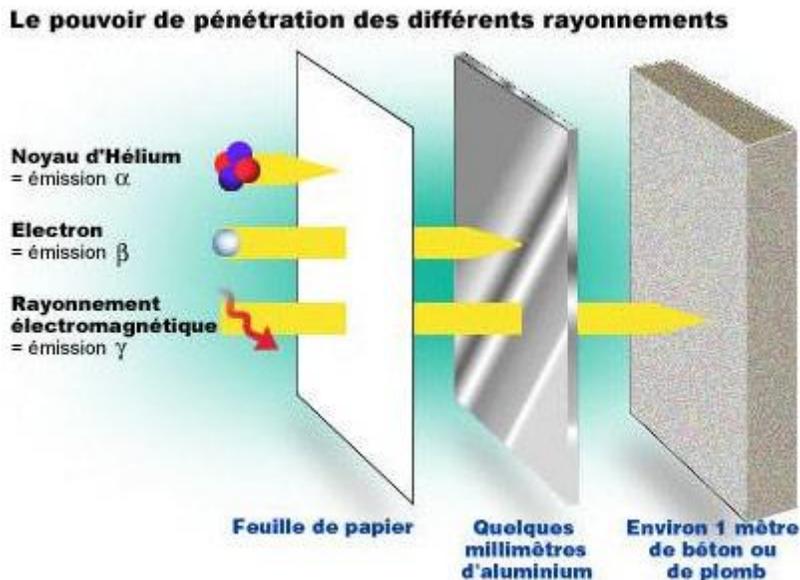
Un rayonnement est une émission d'énergie et/ou un faisceau de particules. Certains rayonnements vont avoir tendance à rendre instable un atome, soit en l'excitant, soit en l'ionisant.

Un atome, instable de nature ou après une interaction avec un rayonnement, va tendre à se stabiliser en émettant différents rayonnements :

- En perdant 2 protons et 2 neutrons : rayonnement alpha.
- En transformant un neutron en proton ou vice-versa : rayonnement β^- ou β^+ .
- En émettant des photons : rayonnements X ou gamma suivant la gamme d'énergie.
- Fission nucléaire

Les rayonnements provoquent des effets différents sur l'organisme en fonction du type de rayonnement et de la dose reçue.

Le dépôt d'énergie dans la matière n'est pas identique d'un type de rayonnement à un autre, et les moyens de se protéger de ceux-ci sont donc différents pour chaque type de flux. Par exemple, une feuille de papier est suffisante pour arrêter les rayonnements alpha, alors que se protéger de rayonnements gamma nécessite environ un mètre de béton (cette épaisseur est donnée à titre indicatif, celle-ci variant suivant le degré de protection que l'on envisage, l'activité de la source, l'énergie des photons...)



Annexe 2. Concept de dose

Les effets que peuvent provoquer les rayonnements ionisants sur la santé dépendent de plusieurs paramètres :

- La dose d'irradiation, c'est-à-dire la quantité d'énergie transmise par les rayonnements dans l'organe ou le tissu touché ;
- La nature du rayonnement (X, gamma, alpha...) ;
- Les modalités d'exposition (interne ou externe) ;
- L'organe ou le tissu atteint (poumons, peau, gonades...).

Différents concepts de dose sont utilisés pour comprendre l'impact de multiples rayonnements sur de multiples types de tissus ou d'organes.

Tout d'abord, on calcule la dose absorbée (exprimé Gray, noté Gy, c'est à dire J/kg) qui représente l'énergie déposée par le rayonnement à l'organisme ou à un objet qu'il rencontre. Ensuite, pour prendre en compte l'influence de deux paramètres, le type de tissu ou d'organe touché et le type de rayonnement, on calcule deux doses :

- La première, appelée dose équivalente (en Sv), prend en compte le type de rayonnement. Elle est calculée en multipliant la dose absorbée par un facteur dépendant du type de rayonnement
- La seconde, appelée dose efficace, prend en compte le type de tissu ou d'organe touché.



La figure ci-dessous expose les différents facteurs de pondération (W_R , en % sur la figure) de l'influence d'un rayonnement suivant sa nature.

Nature du rayonnement	Énergie	W_R
Photons (X et gamma)	Toutes	1
Électron et muon	Toutes	1
Neutron $W_R = \begin{cases} 2.5+18.2e^{-\frac{(\ln E_n)^2}{6}} & \text{si } E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5+17e^{-\frac{(\ln 2E_n)^2}{6}} & \text{si } 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5+3.5e^{-\frac{(\ln 0.04E_n)^2}{6}} & \text{si } E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases}$	$E < 0,01 \text{ MeV}$	5
	$0,01 < E < 0,1 \text{ MeV}$	10
	$0,1 < E < 2 \text{ MeV}$	20
	$2 < E < 20 \text{ MeV}$	10
	$E > 20 \text{ MeV}$	5
Proton (autres que les protons de recul)	$E > 2 \text{ MeV}$	5
Alpha, fragments de fission, noyaux lourds		20

La figure ci-dessous expose les différents facteurs de pondération (W_T) de l'influence d'un rayonnement suivant le type d'organe avec lequel il entre en contact.

Tissu ou organe	W_T (%)
Gonades	8
Moelle rouge	12
Colon	12
Poumons	12
Estomac	12
Vessie	4
Seins	12
Foie	4
Oesophage	4
Thyroïde	4
Peau	1
Surface des os	1
Cerveau	1
Glandes salivaires	1
Autres tissus ou organe	12

Annexe 3. Interaction rayonnement-matière de différentes particules

Nature du rayonnement	Type du processus	Conséquence après interaction
Particules chargées α , β	Ionisation	Mise en mouvement d'électrons du matériau absorbant
	Excitation	Réorganisation du cortège électronique : émission de rayons X et/ou e ⁻ Auger
	Rayonnement de freinage (β)	Emission d'un rayon X de freinage (spectre continu)
	Cas particulier en fin de parcours des (β^+) : annihilation de la matière	Emission de 2 photons de 511 keV en sens opposé
photons γ , X	Effet photoélectrique (faible énergie)	Absorption total du photon incident et photoélectron Réorganisation du cortège électronique : émission de rayons X et/ou e ⁻ Auger.
	Effet Compton (énergies intermédiaires)	Diffusion du photon incident et éjection d'un électron Compton Réorganisation du cortège électronique : émission de rayons X et/ou e ⁻ Auger.
	Effet de production de paires (E > 1,022 MeV)	Absorption total du photon incident et mise en mouvement d'une paire e ⁻ /e ⁺ Emission de 2 photons de 511 keV en sens opposé après annihilation
Neutrons	Absorption (n thermiques)	Emission d'un rayonnement de type : n, p, α , γ
	Diffusion (n rapides)	Diffusion du n incident / projection du noyau de recul