

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE



جامعة سعد دحلب البليدة

UNIVERSITE BLIDA1

FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT DE PHYSIQUE



MEMOIRE

PRESENTE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE :

MASTER

DOMAINE : SCIENCES DE LA MATIERE

FILIERE : PHYSIQUE

SPECIALITE : RAYONNEMENT -MATERIE

PAR : MENCHRI AFFAF

Thème :

**Evaluation expérimentale du rendement en profondeur de dose
due aux composants photo-neutrons autour d'un Accélérateur
linéaire médical LINAC**

Soutenu publiquement le 29/06/2016 devant le jury composé de :

Mr. M.E.A. BENAMAR	Professeur à l'USDB	Président
Mr. A. BADREDDINE	Chercheur confirmé CRNA	Examineur
M ^{me} Z. LOUNIS-MOKRANI	Directeur de Recherche CRNA	Promotrice
Mr. M. AÏT-ZIANE	Chercheur Assistant CRNA	Examineur

ANNEE UNIVERSITAIRE : 2015-2016

DEDICACES

Je dédie ce modeste mémoire à :

*Ma mère, mon père pour leurs sacrifices, patience et encouragements, et qui
grâce à eux j'ai pu continuer mes études.*

Merci pour votre compréhension, et votre soutien permanent

Mes frères Mohamed Amine et Sid Ali

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier vivement le **BON DIEU**, de m'avoir donné la force pour suivre, ainsi que l'audace pour dépasser toutes les difficultés, c'est grâce à son aide que nous avons réalisé ce modeste travail.

Je tiens à exprimer mon profonde gratitude à Mme **Zohra LOUNIS-MOKRANI** Chercheur expert au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (**CRNA**) qui m'a donnée l'opportunité de faire ce mémoire et de m'avoir accueillie au sein de son équipe de recherche au laboratoire de la dosimétrie des rayonnements ionisants. Je vous remercié Madame

Je remercie Mr. **Mohamed El Amine BENAMAR**, Professeur à l'**Université Saad Dahlab**, Faculté des sciences, département de Physique d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire. Je lui dis merci beaucoup.

J'exprime ma profonde gratitude à celui qui m'a fait l'honneur d'accepter d'examiner ce mémoire : Monsieur **Abdelwahab BADREDDINE**, Chercheur confirmé au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger. Je lui dis merci beaucoup.

Je tien à remercier également Monsieur **Mounir AÏT-ZIANE**, Chercheur assistant au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, qui m'a fait l'honneur d'accepter à examiner ce mémoire. Je lui dis merci beaucoup.

Je tiens également à remercier très chaleureusement : Mme **Meriem MEZAGUER** Chercheur assistant, Monsieur **Djamal IMATOUKEN** Chercheur confirmé au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger. Je leur dis merci beaucoup de m'avoir accepté dans l'équipe.

A tout le personnel de l'**université Saad Dahlab**, Faculté des sciences, département de Physique que ce soit les professeurs, le personnel administratif, je les remercie tous du fond du cœur.

A tout le personnel du **CRNA** et de la Division Physique Radiologique, qui a contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail, je les remercie tous du fond du cœur.

Je n'oublie pas de remercier le personnel du **CAC Blida** qui m'a aidé à réaliser la partie expérimentale ; je les remercie beaucoup.

Enfin, je remercie mes collègues du laboratoire **Saber OULHACI** et **Rachid BOUARAR**.

Table des matières

INTRODUCTION GENERALE	1
------------------------------------	----------

CHAPITRE I : PRODUCTION DES NEUTRONS ET LEURS DETECTIONS

I.1 Introduction	3
I.1.1 Neutrons rapides	3
I.1.2 Neutrons thermiques	3
I.1.3 Neutrons intermédiaires	4
I.2 Sources des neutrons	4
I.2.1 Sources radioactives	4
I.2.2 Réacteurs nucléaires	7
I.2.3 Accélérateurs de particules	8
I.3 Accélérateur linéaire médical LINAC	8
I.3.1 Production des photons dans un LINAC	9
I.3.2 Production des neutrons	12
I.4 Interaction des neutrons avec la matière	14
I.4.1 Diffusion élastique (n, n)	14
I.4.2 Diffusion inélastique (n, n')	15
I.4.3 Réactions de fission (n, f)	15
I.4.4 Captures radiatives (n, γ)	16
I.4.5 Réactions de capture	16
I.4.5.1 Réaction (n, p), (n, α)	16
I.4.5.2 Réaction (n, 2n)	16
I.4.6 Interaction des neutrons avec le tissu	17
I.5 Détection des neutrons	17
I.5.1 Systèmes à ionisation de gaz	17
I.5.2 Systèmes solides : détecteurs thermoluminescents	20
I.5.3 Activation neutronique du Phosphore 31: P_2O_5	21
I.5.4 Détecteur Solide de Traces Nucléaires	22
I.6 Dosimétrie des neutrons	22
I.5.1 Dosimètres actifs	22
I.5.2 Dosimètres passifs	23

CHAPITRE II : LES DETECTEURS SOLIDES DE TRACES NUCLEAIRES (DSTN)

II.1 Introduction	24
II.2 Nature des Détecteurs Solides de Traces Nucléaires	24
II.3 Le polycarbonate d'AllylDiglycol	25
II.4 Trace latente	25
II.5 Révélation des traces latentes	25
II.5.1 Développement chimique.....	26
II.5.2 Géométrie des traces révélées	27
II.6. Moyens de lectures des DSTN	30
II.6.1 Lecture par microscope optique	30
II.6.2 Lecture par analyseur d'images vidéo.....	31
II.7 Propriétés du CR 39	31
II.7.1 Détection des neutrons rapides.....	31
II.7.2 Détection des neutrons thermiques.....	33

CHAPITRE III : MATERIELS ET METHODES

III.1. Introduction	34
III.2. Préparation des détecteurs pour l'irradiation	34
III.3. Irradiation	35
III.3.1 Irradiation au niveau du CAC	35
III.3.2 Irradiation à la source de Cf-252 au niveau du CRNA	36
III.4. Développement chimique	37
III.4.1 Appareils utilisés	37
III.4.2 Conditions de développement chimique.....	38
III.5. Lecture des traces révélées	40
III.5.1 Moyen d'analyse des traces	40
III.5.2 Principe de lecture.....	41
III.6. Détermination de la sensibilité du CR-39 aux neutrons du Cf-252	43

CHAPITRE IV : RESULTATS ET DISCUSSIONS

IV.1 Introduction	44
IV.2 Détermination de la densité de traces	44
IV.2.1 Evolution de la densité des traces en fonction de la profondeur et de la distance par rapport à l'axe 0	45
IV.1.2 Discussion.....	46
IV.3 Détermination de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$	47
IV.3.1.1 Calcul de la sensibilité	47
IV.3.1.2 Discussion	50
IV.4 Détermination de la fluence	51
IV.4.1. Discussion	53
CONCLUSION GENERALE	55

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Représentation spectrale de la source $^{252}\text{Cf-D}_2\text{O}$	5
Figure I.2 : Représentation spectrale de la source de fission spontanée ^{252}Cf	6
Figure I.3 : Représentation spectrale de la source $^{241}\text{Am-B} (\alpha, n)$	6
Figure I.4 : Représentation spectrale de la source $^{241}\text{Am-Be} (\alpha, n)$	6
Figure I.5 : Représentation spectrale de quelques configurations du Pu.....	7
Figure I.6 : Accélérateur linéaire médical et ses principales composantes (Varian).....	9
Figure I.7 : Principe de fonctionnement d'un canon à électrons.....	10
Figure I.8 : Principe d'accélération des électrons dans un LINAC.....	11
Figure I.9 : Principe de production des photons	11
Figure I.10 : Section efficace en fonction des énergies des photons des éléments ^{206}Pb , ^{207}Pb , ^{208}Pb , ^{186}W	12
Figure I.11 : Diffusion élastique d'un neutron par un noyau	14
Figure I.12 : Réactions de fission.....	16
Figure I.13 : Moniteur de neutrons Studvick à base de BF_3	18
Figure I.14 : Compteur à neutrons Berthold à base de ^3He	18
Figure I.15 : Section efficace des réactions nucléaires $^{10}\text{B} (n, \alpha) ^7\text{Li}$ et $^3\text{He} (n, p) ^3\text{H}$ en fonction de l'énergie neutronique	19
Figure I.16 : Réponse énergétique du moniteur de neutrons 2222 A et de LB 6411	19
Figure I.17 : Principe de la thermoluminescence (de Randall et Wilkins)	20
Figure I.18 : Section efficace de la réaction $n (^6\text{Li}, \alpha) ^3\text{H}$	21
Figure II.1 : Formule chimique et aspect de détecteur CR-39	25
Figure II.2 : Evolution de la trace révélée en fonction du temps de révélation	26
Figure II.3 : Forme d'une trace révélée à incidence normale	28
Figure II.4 : Vitesse d'attaque globale en fonction du temps de développement	30
Figure II.5 : Vitesse d'attaque le long de la trace en fonction de l'énergie des protons	30
Figure II.6 : Contribution des différents constituants du CR-39 à sa réponse.....	32
Figure II.7 : Réponse du CR-39 en fonction de l'énergie.	32

Figure III.1 : Echantillon d'un détecteur découpé et codé	34
Figure III.2 : Irradiation des CR-39 au niveau du LINAC Varian 2100 C à différentes positions à la surface et dans le fantôme.....	36
Figure III.3 : Irradiation du CR-39 par la source de ^{252}Cf	37
Figure III.4 : Dispositif de développement chimique du CR-39	38
Figure III.5 : Séchage du CR-39 après développement	39
Figure III. 1 : Variation de l'épaisseur résiduelle et de l'épaisseur décapée en fonction du temps de développement	40
Figure III.7 : Photographie du système Ltd.....	40
Figure III.8 : Nombre de traces totales avant l'application des filtres dans TASLIMAGE.....	41
Figure III.9 : Filtres disponibles dans le logiciel TASLIMAGE.....	42
Figure III.10 : Nombre de traces après l'application de filtre (Scratches et patches).....	42
Figure III.11 : Variation de la sensibilité en termes de densité de traces par neutron.....	43
Figure IV.1 : Evolution des densités des traces en fonction des profondeurs	45
Figure IV.2 : Densité de traces en fonction de la distance de l'axe de faisceau pour les profondeurs 3.5 cm et 10 cm.....	45
Figure IV.3 : Dose en fonction de la profondeur dans l'axe du faisceau.....	48
Figure IV.4 : Dose en fonction de la profondeur à 20 cm de l'axe.....	49
Figure IV.5 : Dose en fonction de la profondeur à 40 cm de l'axe.....	49
Figure IV.6 : Comparaison entre l'équivalent de dose ambiant due aux neutrons rapides pour les trois axes 0, 20, et 40	50
Figure IV.7 : Rendement en profondeur de dose.....	50
Figure IV.8 : Fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur dans l'axe du faisceau.....	52
Figure IV.9 : Fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur à 20 cm de l'axe...	52
Figure IV.10 : Fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur à 40 cm de l'axe.	53
Figure IV.11 : Comparaison entre les fluences des neutrons rapides pour les trois axes 0, 20, et 40 cm.....	53

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1 : Classification des neutrons en fonction de leur énergie.	3
Tableau I.2 : Principales sources de radionucléides produisant des neutrons.	4
Tableau I.3 : Valeurs des paramètres A et T (énergie en MeV).	7
Tableau I.4 : Energies de seuil (S_n) de production des neutrons.....	13
Tableau I.5 : Energies des photons et sections efficaces des éléments présents dans le corps humain	13
Tableau I.6 : Interaction des neutrons avec le tissu biologique	17
Tableau I.7 : Caractéristiques des deux principales émissions β de l'activation neutronique du ^{31}P	21
Tableau II.1 : Caractéristiques des réactions nucléaires produites dans le convertisseur	33
Tableau III.1 : Résultats d'expérience après irradiation du CR-39 par une source de ^{252}Cf	43
Tableau IV.1 : Densités obtenues par TASLIMAGE aux axes 0, 20, 40 à différentes profondeurs	44
Tableau IV.2 : Caractéristiques des sources radioactives de neutrons	47
Tableau IV.3 : Equivalent de dose ambiant aux axes 0, 20, 40 cm à différentes profondeurs	48
Tableau IV.4 : Fluence des neutrons rapides	51

INTRODUCTION

La radiothérapie est, avec la chirurgie et la chimiothérapie, l'une des modalités de traitement du cancer. Environ un patient sur trois subit une radiothérapie au cours de son traitement. Les rayons X d'énergies supérieures à 10 MV sont généralement utilisés pour le traitement des localisations profondes, néanmoins, ces photons génèrent des neutrons de contamination qui délivrent des doses supplémentaires non souhaitées aux patients.

La source de neutrons la plus probable se situe à la tête de l'accélérateur linéaire où il y a la cible, le filtre égalisateur, les collimateurs et le matériau composant le blindage de l'accélérateur. Les neutrons peuvent aussi être produits dans le corps du patient lui-même et dans la salle de traitement.

Ce travail vise principalement l'évaluation de la composante photo-neutron rapide produite autour des accélérateurs linéaires médicaux utilisés en radiothérapie avec des énergies de 18 MeV. Cette étude a été réalisée au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) et au service de radiothérapie du Centre Anti-Cancer (CAC) de Blida.

La détection et la mesure des neutrons rapides seront effectuées en utilisant un détecteur solides de traces nucléaires CR-39, à différentes profondeurs dans un fantôme en polyéthylène équivalent tissu. Les irradiations seront réalisées avec un faisceau RX de 18 MV et un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une DSP de 100 cm. Après irradiation, les détecteurs seront traités chimiquement puis lus au microscope en utilisant le système TASL.

Dans ce travail, nous avons adopté l'organisation suivante :

Dans le premier chapitre, nous rappelons certaines généralités sur les neutrons, les différentes sources de leurs productions et les différents modes de leurs interactions avec la matière. Le mécanisme de production de neutrons autour d'un accélérateur linéaire médical, objet de notre présente étude, sera aussi présenté. Enfin, on donnera un aperçu sur la détection des neutrons.

Le second chapitre est consacré aux notions générales sur les détecteurs solides de traces nucléaires (DSTN), les révélations des traces ainsi que les moyens d'analyse, et nous rappellerons aussi certaines propriétés du CR-39.

I.1 Introduction

Les neutrons étant des particules neutres ne subissent pas d'interactions coulombiennes comme le cas des particules chargées. Ils interagissent directement avec les noyaux, et subissent une interaction de type nucléaire avec ses constituants. La masse du neutron est voisine de celle du proton, avec une durée de vie de 12 minutes. Ils sont des particules très pénétrantes, indirectement ionisantes : ils peuvent produire des particules secondaires chargées qui sont directement ionisantes. Généralement, les neutrons sont classés en fonction de leurs énergies comme le montre le **tableau I.1 [1]**.

Tableau I-1 : Classification des neutrons en fonction de leur énergie

Neutron	Energie
Thermique	$E < 0.4 \text{ eV}$
Intermédiaire	$0.4 \text{ eV} < E \leq 200 \text{ keV}$
Rapide	$200 \text{ keV} < E \leq 10 \text{ MeV}$
Relativiste	$E \geq 10 \text{ MeV}$

I.1.1 Neutrons rapides

Les sources radioactives de neutrons produisent des neutrons rapides ayant une énergie cinétique comprise entre 1 et 20 MeV [2].

Les neutrons rapides vont interagir avec les constituants du milieu traversé et vont se ralentir en perdant, au fur et à mesure leurs énergies pour devenir intermédiaires puis thermiques.

I.1.2 Neutrons thermiques

Il s'agit des neutrons qui ont une énergie cinétique telle qu'à la température ambiante, ils se trouvent en équilibre thermique avec les noyaux du milieu récepteur en présentant un spectre de vitesses de Maxwell. L'énergie cinétique la plus probable des neutrons thermiques est [3] :

$$E_n = K_B \times T = \frac{1}{2} m v^2 \quad (\text{I, 1})$$

où

K_B : constante de Boltzmann T : température absolue

m : masse du neutron v : vitesse du neutron

A une température ambiante de 20 °C, l'énergie des neutrons est de 0,0253 eV. A cause de la distribution de la vitesse en fonction de la température du milieu traversé, il est évident que

les neutrons n'ont pas tous la même énergie cinétique. Leur énergie cinétique moyenne se situe autour de la valeur la plus probable. On convient de définir une limite supérieure au-dessous de laquelle ils sont considérés comme des neutrons thermiques. Cette valeur est de 0,4 eV, une valeur correspondante au changement remarquable observé dans la section efficace d'absorption du cadmium (Cd) dite aussi énergie de coupure du Cd [1].

I.1.3 Neutrons intermédiaires

Les neutrons intermédiaires résultent de la collision élastique entre des neutrons rapides et un noyau cible d'un matériau léger (un ralentisseur de graphite, milieu hydrogéné, corps humain,...). Ils possèdent des énergies comprises entre la gamme thermique et rapide (0.4 eV et 200 keV).

I.2.Sources des neutrons

Les neutrons sont produits à partir des trois principales sources à savoir :

I.2.1 Sources radioactives

Plusieurs radionucléides artificiels permettent de produire les neutrons par le phénomène de fission, ou par l'intermédiaire des réactions nucléaires initiées par la désintégration d'un autre radionucléide. Dans le tableau I.2, nous présentons quelques sources isotopiques de neutrons existantes recommandées pour usage dans les laboratoires de métrologie et de dosimétrie neutroniques [3].

Tableau I.2 : Principales sources de radionucléides produisant des neutrons

Radionucléide	Période	Energie moyenne en fluence (MeV)
$^{241}\text{Am-Be} (\alpha, n)$	432 ans	4.16
$^{241}\text{Am-B} (\alpha, n)$	432 ans	2.72
^{252}Cf modérée par D_2O	2.65 ans	0.55
^{252}Cf	2.65 ans	2.13
$^{124}\text{Sb} [\text{Be} (\gamma, n) \text{ } ^4\text{He}]$	60 jours	-

Pour les sources isotopiques citées ci-dessus, la production des neutrons s'effectue à travers les réactions nucléaires suivantes :

La réaction (α, n) : elle produit les neutrons en utilisant les particules α comme projectile et des éléments légers (Béryllium et Bore) comme cible. C'est une réaction exoénergétique ($Q = 5.56 \text{ MeV}$) qui peut donner un spectre de neutrons continu entre 1 et 11 MeV [4].

La réaction (γ, n) : dans ce cas, des radionucléides émetteurs de rayonnement γ sont utilisés en contact de cibles ayant des énergies de séparation neutronique inférieures aux énergies des γ incidents ; cette énergie est de 1.67 MeV pour le ^9Be , 2.23 MeV pour le ^2H , supérieure à 6 MeV pour les autres noyaux. Cette réaction produit des « photo neutrons » avec un rendement de l'ordre de 10^4 neutrons par curie. Ces sources produisent des neutrons monoénergétiques (si les photons sont monoénergétiques). Elles sont utilisées pour étalonner et contrôler les détecteurs et les spectromètres de neutrons rapides.

Fission spontanée : Dans le cas des sources comme le ^{252}Cf , la production des neutrons s'effectue suite à des fissions spontanées [4].

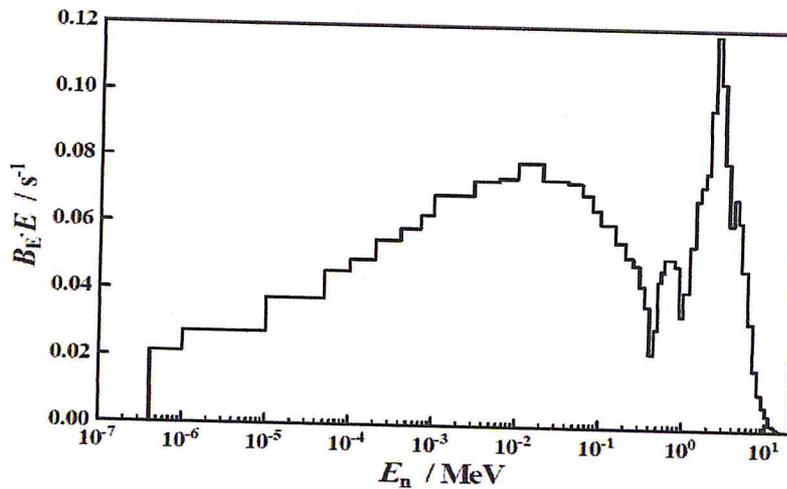


Figure I.1 : Représentation spectrale de la source ^{252}Cf -D₂O [5].

I.2.2 Réacteurs nucléaires

Ils sont considérés comme des sources de neutrons extrêmement intenses. La production des neutrons dans ce type de source s'effectue à travers les réactions de fission.

Un réacteur nucléaire contient généralement trois composants spécifiques :

- le combustible nucléaire,
- le modérateur qui est constitué du fluide ralentisseur des neutrons par collisions élastique, en les capturant le moins possible, favorisant ainsi les réactions de fissions ;
- le fluide réfrigérant, appelé caloporteur, qui extrait la chaleur produite par les fissions. La fission est produite lorsqu'un neutron est absorbé par un noyau fissile. Le nombre du moyen de neutrons générés dans chaque fission est compris entre 2.4 et 3. Le spectre de neutrons produits est continu ; il est bien représenté par la formule suivante :

$$n(E)dE = A\sqrt{E} \exp\left(\frac{-E}{T}\right) dE \quad (I, 2)$$

Le tableau suivant donne les valeurs des coefficients A et T pour quelques noyaux fissiles.

Tableau I.3 : Valeurs des paramètres A et T [3]

Noyaux fissiles	A	T
²³³ U	1.888	1.307
²³⁵ U	1.872	1.290
²³⁹ Pu	2.121	1.333

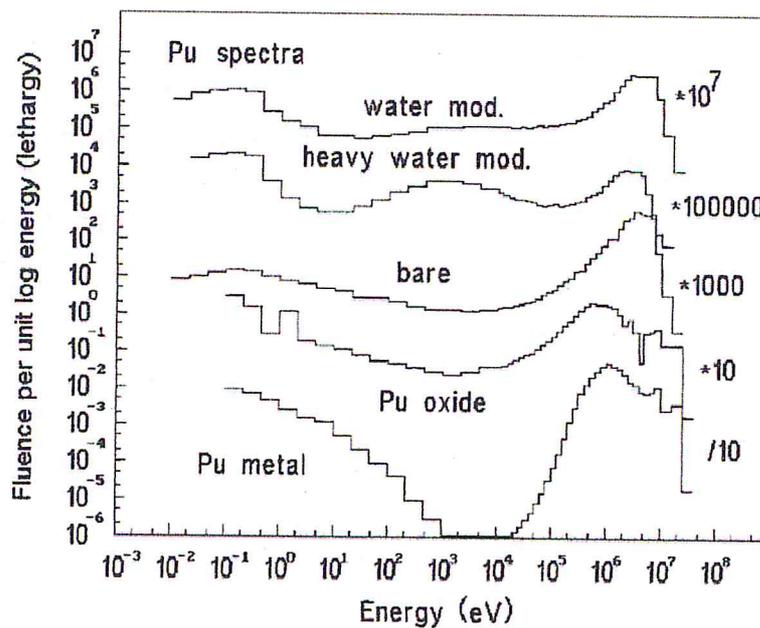


Figure I.5 : Représentation spectrale de quelques configurations du Pu (IAEA TR No. 403).

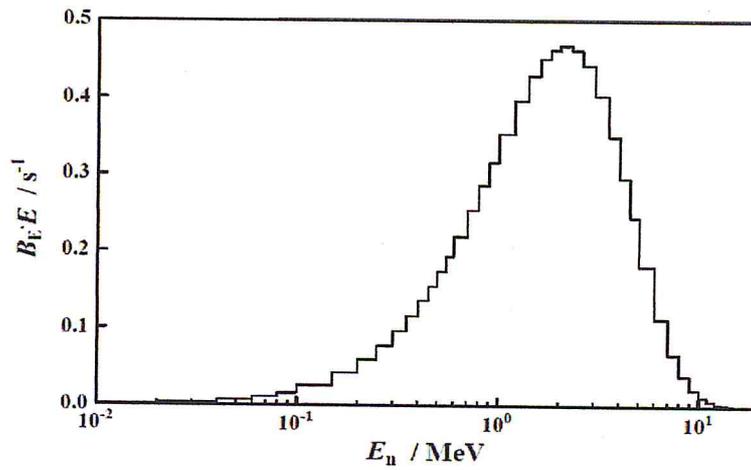


Figure I.2 : Représentation spectrale de la source de fission spontanée ^{252}Cf [5]

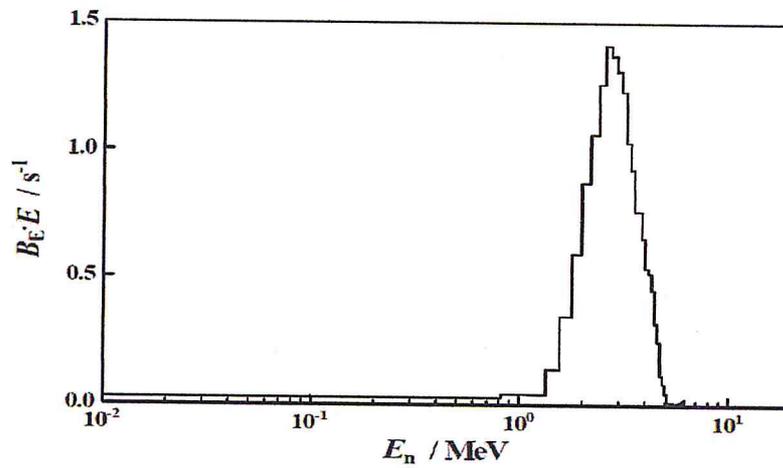


Figure I.3 : Représentation spectrale de la source $^{241}\text{Am-B}$ (α, n) [5]

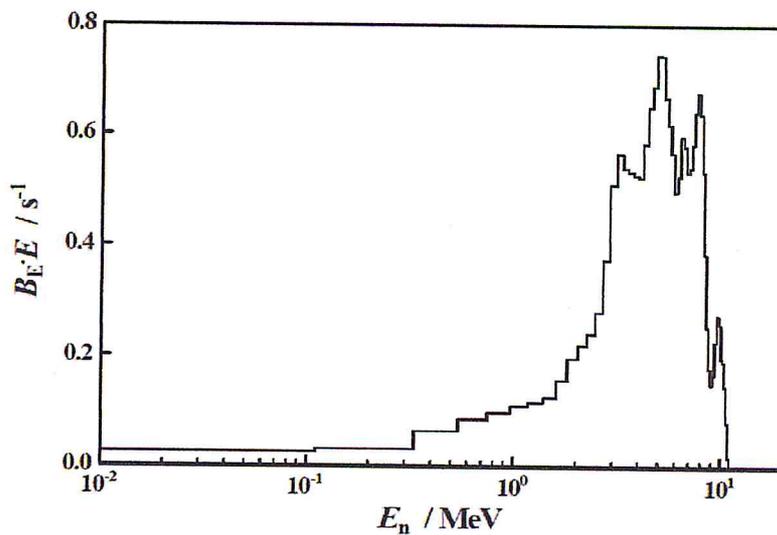


Figure I.4 : Représentation spectrale de la source $^{241}\text{Am-Be}$ (α, n) [5].

I.2.3 Accélérateurs de particules

Les neutrons sont produits dans les accélérateurs de particules suite aux réactions nucléaires suivantes :



Ces réactions sont obtenues par accélération à l'aide d'un accélérateur de particules des deutons sur des cibles de tritium ou de deutérium.

Les neutrons produits ont une distribution angulaire et énergétique. Ils ont une énergie moyenne de 14 MeV dans la réaction D-T et de 2.5 MeV dans la réaction D-D. Le flux de neutrons dans les accélérateurs est de l'ordre de $10^{11} \text{ n. cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ [4].

La production des neutrons dans un accélérateur est une production contrôlée pour des fins de recherche ou applications bien déterminées en industrie, médecine...etc. Dans le cas d'un accélérateur linéaire médical utilisé pour le traitement en radiothérapie, la production des neutrons est indésirable car les neutrons contaminent au cours du traitement le faisceau primaire (électrons ou des rayons X de haute énergie).

Dans ce qui suit, nous présentons le mécanisme de production des neutrons de contamination au niveau d'un accélérateur linéaire médical utilisé en radiothérapie, objet de notre présente étude.

I.3 Accélérateur linéaire médical LINAC

Un accélérateur linéaire (LINAC) est un système qui utilise des ondes électromagnétiques de fréquences élevées pour accélérer des électrons jusqu'à des énergies très élevées de l'ordre (4-25 MeV) à travers un tube linéaire. LINAC qui est conçu pour le traitement en radiothérapie, est composé essentiellement de deux parties indépendantes : l'accélérateur et sa tête [6].

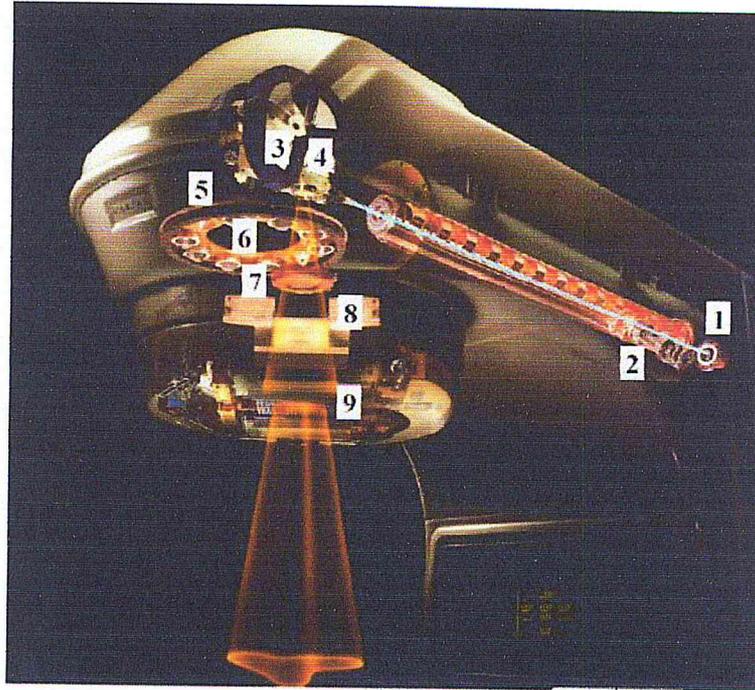


Figure I.6 : Accélérateur linéaire médical et ses principales composantes (Varian) [6].

Les différentes composantes constituant un LINAC sont :

- 1 canon à électrons
- 2 section accélératrice
- 3 champ magnétique de courbure (270°)
- 4 cible
- 5 système de commande de direction
- 6 sélecteur de mode (pour le choix du cône égalisateur en mode photons et le diffuseur en mode électrons)
- 7 chambre monitrice
- 8 mâchoires asymétriques
- 9 collimateur multi-lames

I.3.1 Production des photons dans un LINAC

Dans un accélérateur linéaire médical, l'objectif est de produire un faisceau de photons ou d'électrons, pour traiter une tumeur cancéreuse.

La production d'un faisceau de photons par un LINAC se fait selon les étapes suivantes :

I.3.1.1 Injection :

Cette étape consiste dans le chauffage d'une plaque, appelée cathode, grâce à un filament dans une cavité bien étudiée sous vide, qui va permettre d'expulser des électrons. Cette cavité comporte en plus de la cathode, une anode et une grille de commande placée entre les deux. L'anode est reliée au pôle positif de la haute tension, la cathode au pôle négatif ; lorsqu'une impulsion positive est appliquée à la grille de commande, la barrière constituée par celle-ci s'ouvre et laisse passer le flux d'électrons. La figure I.7 montre le principe de fonctionnement d'un canon à électrons d'un LINAC [3].

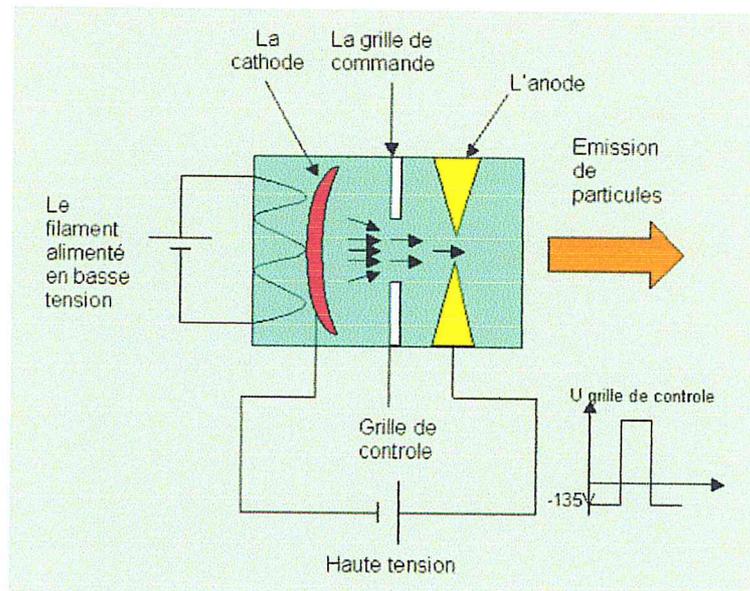


Figure I.7 : Principe de fonctionnement d'un canon à électrons [3]

I.3.1.2 Accélération des électrons

Le flux d'électrons sortant du canon va rentrer dans une section cylindrique en cuivre formée de cavités, se terminant par une déviation qui a pour but de sélectionner l'énergie souhaitée.

Pour accélérer les particules, une onde radiofréquence UHF (Ultra High Frequency) à haute puissance est injectée dans la section accélératrice. La source de cette puissance est le magnétron ou le klystron. Le magnétron est une source d'ondes RF de forte puissance, tandis que le klystron est un amplificateur de puissance RF. Un pilote RF ou un oscillateur RF qui produit une radiofréquence à faible puissance doit accompagner le klystron. Les tensions nécessaires pour faire fonctionner cet ensemble sont si élevées qu'il n'est pas possible de les produire de façon permanente. Elles sont produites sous forme pulsée par un modulateur (voir figure I.8).

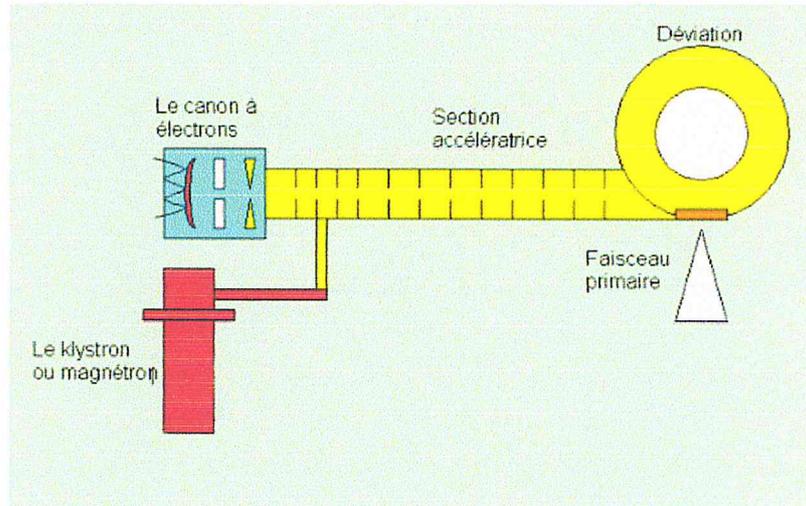


Figure I.8 : Principe d'accélération des électrons dans un LINAC [3].

1.3.1.3 Sélection d'énergie

Elle permet d'obtenir un faisceau d'énergie uniforme et plus homogène. La déviation à 270° va sélectionner et filtrer l'énergie grâce à un électro-aimant. Une fois les électrons accélérés, ils sont guidés par un champ magnétique intense en direction de la tête d'irradiation ou il y a deux modes de fonctionnement :

- a) **Le mode photon** : Les électrons frappant une cible en tungstène qui est placée sous le faisceau primaire, vont créer un rayonnement de photons (rayons X). La figure I.9 montre le principe de production des photons [6].

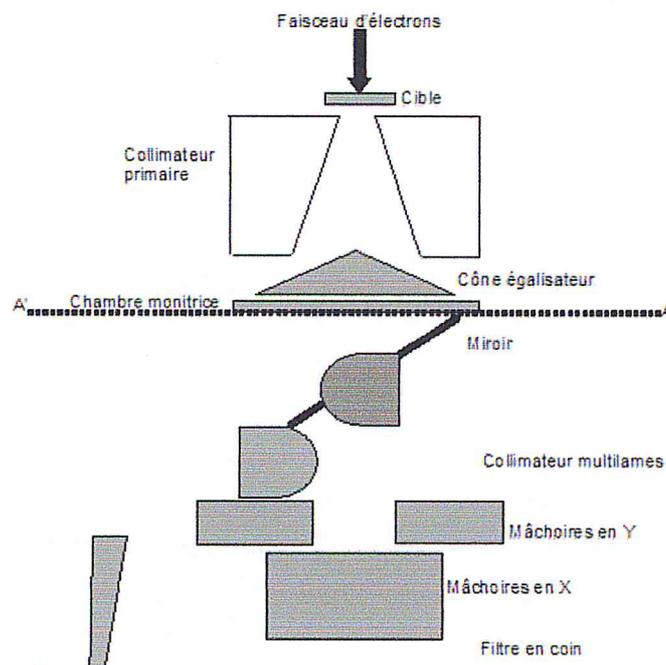


Figure I.9 : Principe de production des photons [6].

b) **Le mode électrons** : pour ce mode, il n'y a plus de cible, le cône égalisateur est remplacé par des diffuseurs. Le rôle des diffuseurs est de modifier le faisceau d'électrons.

I.3.2 Production des neutrons

A l'intérieur de la salle de traitement en radiothérapie, il y a un champ de rayonnement mixte de photons de traitement (ou électrons) et les neutrons de contamination produits autour de l'accélérateur linéaire. Les sources de photo-neutrons indésirables sont tous les matériaux avec lesquels le faisceau de photons ou d'électrons peut interagir. Les sources les plus importantes sont les matériaux situés à l'intérieur de la tête de l'accélérateur comme la cible, le filtre égalisateur et les dispositifs de collimation ayant un numéro atomique élevé, et le blindage tel que le plomb et le tungstène. Les murs de la salle de traitement et le corps du patient sont aussi des sources de photo-neutrons. La production des neutrons par la réaction (photon, n) est 137 fois supérieure à celle (électron, n) [7]. Dans ce mémoire, on s'intéresse seulement aux neutrons de contamination produits à travers la réaction (photon, n). La figure I.10 illustre les sections efficaces de production des photo-neutrons en fonction de l'énergie des photons de deux éléments à savoir le tungstène et le plomb. Ces deux éléments sont très utilisés dans la construction des têtes des accélérateurs linéaires principalement pour les systèmes de collimation et de blindage.

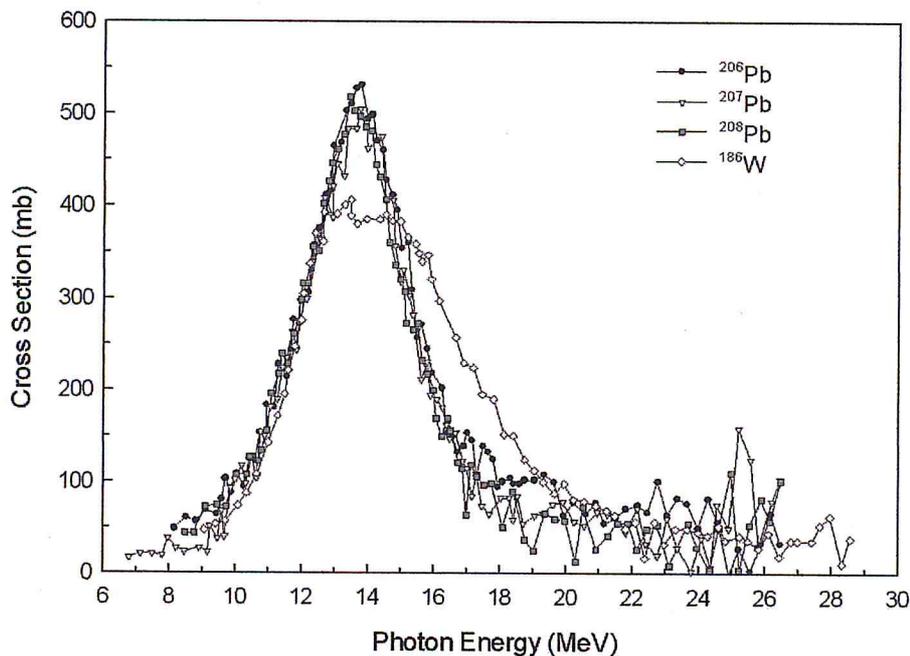


Figure I.10 : Section efficace en fonction des énergies des photons des éléments ^{206}Pb , ^{207}Pb , ^{208}Pb , ^{186}W [8].

Les interactions photo-nucléaires sont à l'origine d'émission de neutrons pour tous photon ayant une énergie supérieure à l'énergie de liaison des neutrons dans les noyaux qui est de l'ordre de 10 à 19 MeV pour les atomes légers ($A < 40$) sauf pour le deutérium et béryllium qui possèdent des énergies de seuil de production de neutrons de 2.23 et de 1.67 MeV respectivement. Le tableau I.4 présente les énergies seuils pour la production des neutrons de quelques éléments existant dans la salle de traitement [9]

Tableau I.4 Energies seuil (S_n) pour la production des neutrons [9]

Elément	Masse atomique A	$S_n(\gamma, n)$ (MeV)
H	2	2.23
Be	9	1.67
O	16	15.66
Cu	63	10.85
	65	9.91
W	180	8.41
	182	8.06
	183	6.19
	184	7.41
	186	7.21
Au	197	8.06
Pb	204	8.4
	206	8.09
	207	6.74
	208	7.37

Le photon-neutron n'est pas seulement produit à l'intérieur de la tête de l'accélérateur linéaire, mais aussi dans le corps du patient, après l'interaction des rayons X avec les composants du corps humain (C, N, O), avec un seuil d'énergie très élevée. Le tableau I.5 présente les sections efficaces de ces éléments et l'énergie de photon incident [8].

Tableau I.5 : Energies de photon et sections efficaces des éléments présents dans le corps humain.

Eléments	Energie de photon (MeV)	Section efficace (barns)
¹² C	18	7
¹⁴ N	10	15
¹⁶ O	15	9

I.4 Interaction des neutrons avec la matière

Les interactions des neutrons avec la matière se divisent en deux catégories : celles qui entraînent la disparition des neutrons, que l'on nomme l'absorption et celles qui ne contribuent qu'à diminuer l'énergie du neutron que l'on nomme la diffusion.

Le microscope optique permet donc de localiser les traces révélées avec une grande précision, de suivre leurs formes, de mesurer leurs dimensions et de déterminer leur densité. Mais l'inconvénient est qu'il prend beaucoup de temps, nous utilisons donc le comptage automatique des traces au moyen d'un analyseur d'image vidéo [16].

II.6.2 Lecture par analyseur d'image vidéo

Le système de lecture par analyseur d'image vidéo dont on dispose au laboratoire est composé de :

Un microscope optique,

Une caméra CCD, munie d'un tube de haute sensibilité,

Un micro-ordinateur couplé à un moniteur vidéo, un lecteur de disquette et une imprimante,

Une carte de traitement de l'image jouant le rôle d'interface entre la caméra et le micro-ordinateur.

Ce système peut mesurer plusieurs paramètres tels que la surface, la longueur projetée sur un axe ou simplement le comptage des traces sur une aire délimitée. Les résultats sont recueillis, traités et stockés instantanément par logiciel implanté à cet effet sur le micro-ordinateur.

Dans le cadre de notre travail de recherche, nous utilisons le polycarbonate d'Allyl Diglycol CR-39.

II.7 Propriétés du CR 39

Le CR 39 est utilisé dans le domaine de la dosimétrie à cause de sa composition chimique ($C_{12}H_{18}O_7$) qui est semblable au tissu humain. Le CR 39 est un détecteur idéal pour la dosimétrie des neutrons en radiothérapie à rayons X car il est insensible aux photons et électrons, même pour des doses très élevées. Les études effectuées sur ses propriétés d'enregistrement montrent une sensibilité élevée aux protons même de faible énergie (quelques dizaines de keV) [10]

II.7.1 Détection des neutrons rapides

Le principe de détection des neutrons rapides par le CR 39 repose principalement sur l'enregistrement des traces des particules chargées secondaires, issues des réactions de type (n, p) , (n, α) , ou de diffusions avec les constituants du détecteur (C, O et H). Les protons de recul

La variation de cette vitesse en fonction de l'énergie des protons est illustrée par la figure II.5.

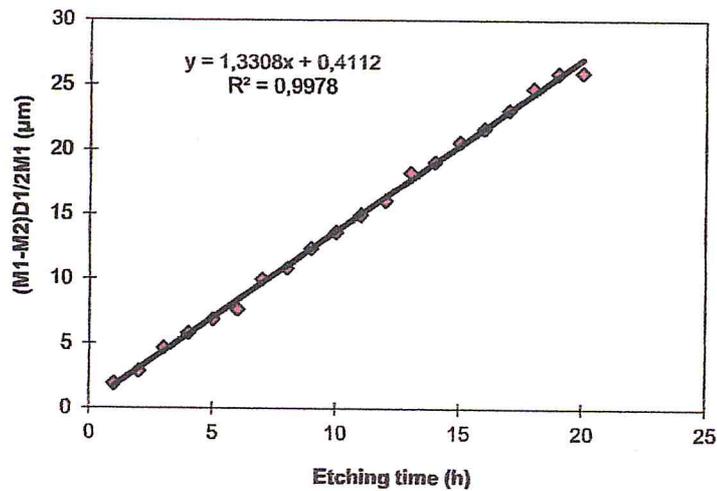


Figure II.4 : Vitesse d'attaque globale en fonction de temps de développement [15].

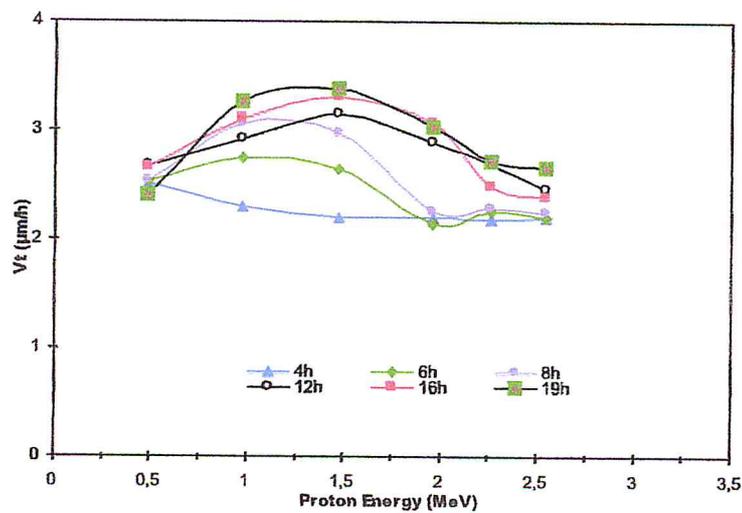


Figure II.5 : Vitesse d'attaque le long de la trace en fonction de l'énergie des protons [15].

II.6. Moyens de lecture des DSTN

II.6.1 Lecture par microscope optique

Le microscope optique est l'élément de base pour l'étude et l'observation des traces révélées. Dans le cas du CR-39, matériau transparent, la lecture s'effectue par transmission avec éclairage de lumière visible et les traces apparaissent sombres dans un fond clair.

II.5.2.1 les paramètres physiques liés aux DSTN

a. la vitesse d'attaque globale V_B

Elle correspond à la vitesse avec laquelle l'épaisseur du détecteur est décapée lorsqu'il est soumis à un traitement chimique pendant une durée donnée. Généralement, les techniques utilisées pour déterminer la valeur de V_B sont basées sur la mesure d'épaisseurs, et des masses [2].

Méthode de mesure des épaisseurs

Durant le traitement chimique, la surface du détecteur est décapée couche par couche et son épaisseur diminue progressivement. Pour calculer V_B , l'épaisseur du détecteur est mesurée en des points sélectionnés avant le traitement chimique, puis remesurée à des intervalles de temps réguliers après chaque traitement. La vitesse d'attaque globale est donnée par l'expression :

$$V_B = \frac{\Delta e}{\Delta t} \quad (\text{II, 1})$$

Δe : variation d'épaisseur après le temps Δt

La vitesse d'attaque globale du matériau vierge peut aussi être déduite à partir de la variation des masses avant et après développement selon la relation suivante :

$$V_b \cdot t = (M_1 - M_2) \cdot D_1 / 2 \cdot M_1 \quad (\text{II, 2})$$

où M_1 et M_2 sont les masses initiale et finale du détecteur, D_1 son épaisseur initiale et t le temps d'attaque chimique [15].

La vitesse d'attaque globale obtenue à partir de la figure II.4 pour des temps de développement allant jusqu'à 20h est :

$$V_b = 1.33 \pm 0.1 \text{ } \mu\text{m/h} \quad (\text{II, 3})$$

b. Vitesse d'attaque le long de la trace

La vitesse d'attaque le long de la trace V_t est déterminée expérimentalement à partir de la variation du diamètre de la trace D et de l'épaisseur h de matériau décapé par le révélateur dans le cas d'un développement chimique séquentiel. Dans le cas de l'incidence normale, V_t est donnée par :

$$V_t = V_b \frac{4h^2 + D^2}{4h^2 - D^2} \quad (\text{II, 4})$$

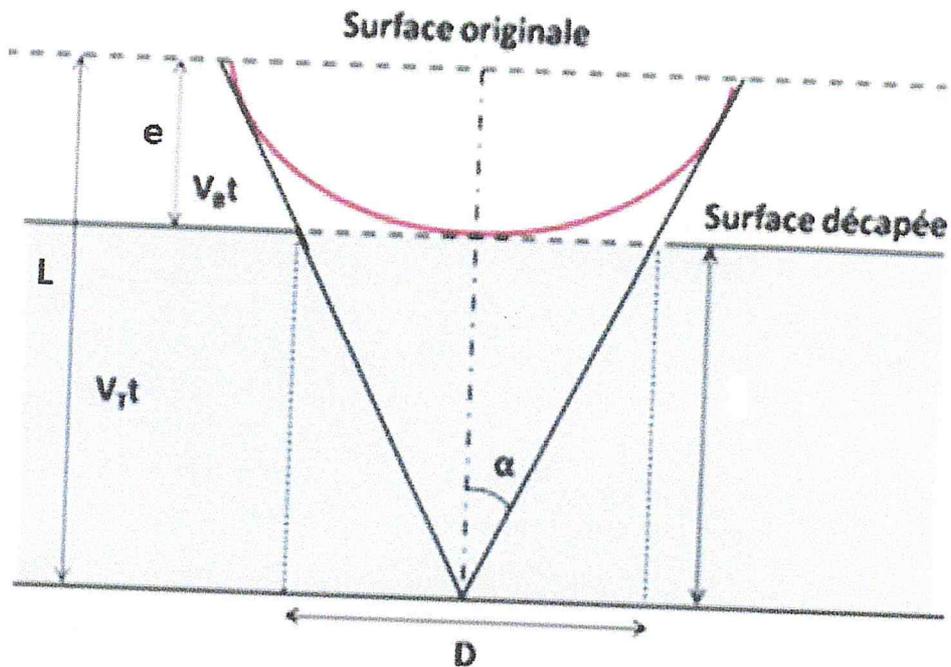
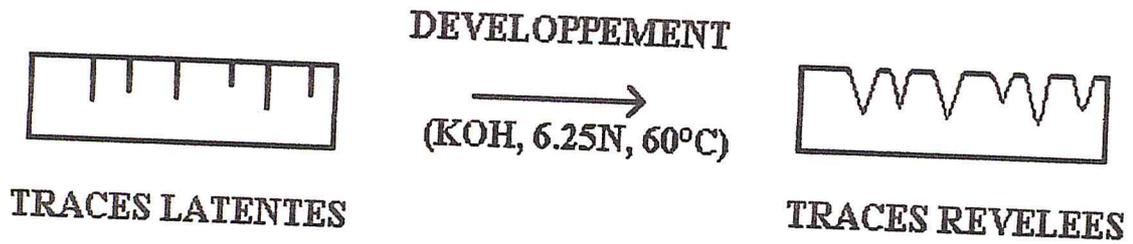


Figure II.3 : Forme d'une trace révélée à incidence normale [2].

- e : épaisseur décapée du détecteur sous l'action de V_B pendant une durée de révélation t,
- L : longueur initiale de la trace (avant révélation),
- D : diamètre d'entrée à la surface de la trace révélée.

La longueur initiale de la trace L est développée pendant une durée de révélation t. Au cours de ce temps t, la surface initiale est réduite d'une hauteur $e = V_B \cdot t$. Simultanément, la zone endommagée est rongée avec une vitesse V_T , considérée comme constante. Donc les quantités directement observables à savoir le diamètre de la trace et la longueur visible de la trace sont le résultat de la compétition entre les effets de V_B et V_T .

Les solutions aqueuses de potasse (KOH) et de soude (NaOH) sont les meilleurs réactifs utilisés pour la révélation des traces sur les détecteurs organiques. Les solutions aqueuses de potasse (KOH) donnent de meilleurs résultats d'attaque pour le polycarbonate d'allyldiglycol (CR-39), tandis qu'une solution aqueuse de soude (NaOH) est mieux appropriée dans le cas du nitrate de cellulose (LR-115).

La réactivité des solutions alcalines peut être considérablement augmentée par l'addition d'alcool aux solutions aqueuses. En particulier, pour le lexan (polycarbonate), Somogyi et Hunyadi ont montré que l'addition d'alcool à la solution de KOH augmente considérablement la vitesse d'attaque et la sensibilité du détecteur. Cependant, lorsque le même réactif est utilisé pour le CR 39, la sensibilité d'enregistrement décroît de manière prononcée. Ceci est dû à l'action dissolvante que ce réactif présente pour ce matériau en particulier [15, 16].

La révélation des traces ne dépend pas seulement des conditions de développement chimique mais aussi des paramètres caractéristiques de la particule incidente.

II.5.2 Géométrie des traces révélées

Lorsqu'une particule chargée interagit avec le DSTN, il y a cassure de liaisons intermoléculaires et formation de traces latentes. La révélation de ces traces dépend essentiellement des conditions de traitement chimique, de l'angle incident et de l'énergie de la particule incidente. La forme des traces révélées régie par l'action simultanée de la dissolution chimique le long des trajectoires des particules et sur l'épaisseur du détecteur, conduisent à considérer deux paramètres physiques à savoir :

La vitesse d'attaque globale V_B (du mot anglais Bulk) et de la vitesse d'attaque préférentielle V_T , et les paramètres géométriques comme le diamètre et la hauteur des cônes caractéristiques des traces.

Un exemple de la géométrie de trace révélée est présenté par la figure II.3. Pour une incidence normale, il y a formation de traces lorsque $V_T > V_B$

- le développement chimique,
- le développement électrochimique,
- la technique de greffage de polymère.

Nous adopterons, dans notre présent travail, la technique du développement chimique pour atteindre notre but recherché à savoir le dénombrement de traces.

II.5.1 Développement Chimique

Le développement chimique est une technique très simple, et parfaitement adaptée à la détection de l'endommagement d'un matériau irradié par des particules chargées nucléaires. Il consiste à immerger des détecteurs irradiés dans des solutions aqueuses de soude (NaOH) ou potasse (KOH). Le réactif chimique dégrade plus rapidement le matériau le long de la trace (la zone endommagée). Avec le temps un trou sous forme de cône se développe le long de la trajectoire de la particule comme le montre la figure II.2. Au fur et à mesure que le temps augmente le cône s'élargit. Dans le même temps, la surface non endommagée du détecteur est aussi attaquée mais à un taux plus faible [15, 16].

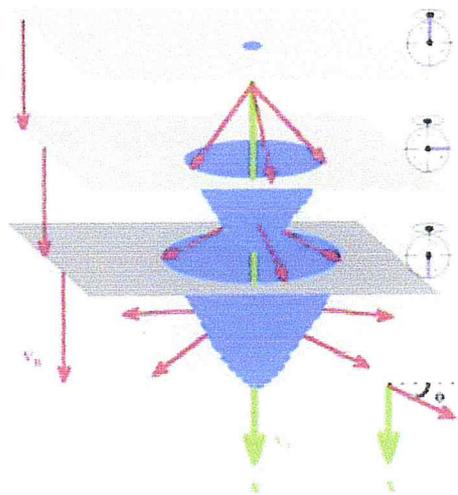


Figure II.2 : Evolution de la trace révélée en fonction du temps de révélation [15].

Si le temps de développement est trop élevé, la trace perd sa forme pointue et devient moins claire et plus difficile à distinguer des traces dues aux défauts de surface. Elle peut même disparaître complètement. Donc, le développement chimique est caractérisé par trois paramètres, la concentration, la température et le temps de développement qui sont dépendants l'un de l'autre.

II.3 Le polycarbonate d'AllylDiglycol

Polycarbonate d'allyldiglycol est commercialement connu sous le nom de CR-39. La dénomination CR-39 provient de la contraction de « Carbonate Rubber 1939 » ou encore « columbiaResin ». Il est obtenu par polymérisation du liquide monomère diéthylène glycol bis (allyl carbonate). Ce dernier est une résine d'allylique contenant le groupement fonctionnel suivant $[\text{CH}_2=\text{CH}-\text{CH}_2]$.

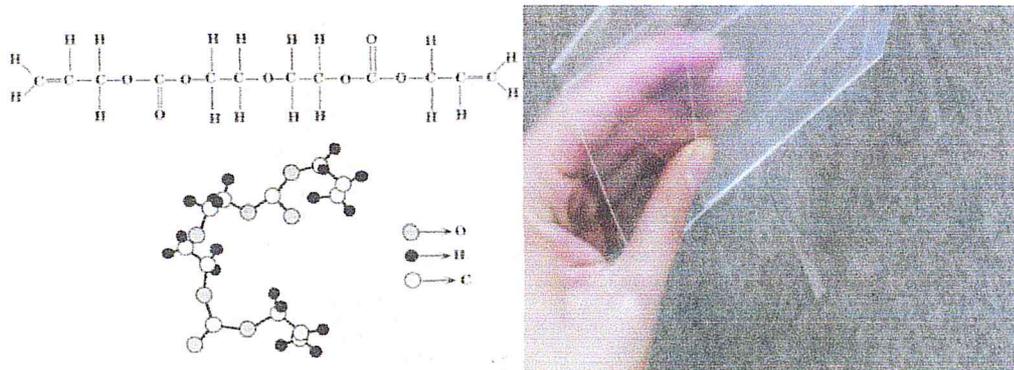


Figure II.1 : Formule chimique et aspect de détecteur CR-39 [15]

II.4 Trace latente

Le passage d'une particule ionisante dans certains matériaux laisse le long de la trajectoire une zone dégradée appelée trace latente. La production d'une trace dépend à la fois de la particule incidente et du matériau traversé.

II.5 Révélation des traces latentes

L'observation des traces nucléaires n'est pas possible par microscopie optique, du fait de la très faible dimension de la zone perturbée dans un solide diélectrique, son diamètre étant inférieur ou égal à 100 \AA . La trace latente est décrite comme une zone métastable contenant une densité variable de défauts sous forme d'espaces de forte réactivité chimique. Un agrandissement de cette région doit donc être opéré et se fait à l'aide de réactifs chimiques qui attaquent préférentiellement les régions endommagées de façon à agrandir les dimensions de la trace à l'ordre du micromètre qui devient ainsi possible à observer par microscope optique [15, 16].

Les techniques de révélation des traces nucléaires dans les solides mises au point à ce jour sont :

II.1 Introduction

Le passage des particules fortement ionisantes à travers la plupart des solides donne naissance à d'étroites zones de dommages intenses à l'échelle atomique. Ces dommages peuvent être révélés et rendus observables sous forme de traces. Les milieux solides qui, après irradiation et un traitement approprié, présentent des traces observables permettant de quantifier le faisceau induisant l'irradiation sont appelés «détecteurs solides de traces nucléaires» (DSTN) [15].

A la fin de l'année 1958, Young a observé des défauts de fragments de fission dans un diélectrique solide, après l'irradiation des cristaux de fluorure de lithium par des neutrons thermiques, et lecture au microscope électronique.

En 1959 Silk et Barns ont montré que des particules fortement ionisantes pénétrant dans certains milieux cristallins, y produisaient le long de leur trajectoire des perturbations du réseau visibles au microscope électronique. En 1962, Price et Walker remarquent que des solutions chimiques attaquent préférentiellement les zones endommagées, produisant des traces élargies, observables au microscope optique. En 1975, Fleicher et Price et Walker ont décrit les mécanismes du développement chimique et de la formation des traces. Ils ont ainsi étendu le champ d'application de l'étude des traces nucléaires à des domaines aussi variés que la géologie, la biologie, l'archéologie, la physique nucléaire, l'étude des météorites ou des échantillons lunaires [10].

II.2 Nature des Détecteurs Solides de Traces Nucléaires

Les détecteurs solides de traces nucléaires peuvent être de deux origines : minérale ou organique. Les détecteurs minéraux sont des solides tels que le verre, le mica, le quartz, etc.

Les solides plastiques sont des substances organiques telles que les dérivés cellulose (nitrate de cellulose, di-acétate et tri-acétate de cellulose), les polycarbonates (le lexan et le CR-39), les poly-téréphtalates d'éthylène (PET, mylar, terphane,...etc.). La sensibilité de ces détecteurs aux particules chargées dépend de la nature de la particule ionisante et de son énergie [15].

ionisants. Les différents types de dosimètres passifs sont : Dosimètres thermoluminescents, dosimètres à bulles, et détecteurs solides de traces nucléaires, etc. (voir chapitre II)

rayonnements mixte gamma/neutrons qu'on retrouve à l'intérieur des canaux d'irradiation des réacteurs ou au niveau des accélérateurs linéaires médicaux [12, 13, 14].

1.5.4 Détecteur Solide de Traces Nucléaires

Le principe de détection des neutrons par un Détecteur Solide de Traces nucléaire (DSTN) repose sur le comptage du nombre de traces laissées sur la surface de ce détecteur à l'issue d'une irradiation aux neutrons. Ces traces sont provoquées par l'émission de protons et des noyaux de recul suite à l'interaction des neutrons rapides avec les noyaux des atomes constituant le détecteur ou par l'émission des particules alpha et autres particules chargées issues de l'interaction des neutrons avec un convertisseur (riche en hydrogène pour les neutrons rapides, ou riche en ^{10}B ou ^6Li pour les neutrons thermiques et intermédiaires). Comme ce détecteur est l'objet de ce travail, il sera présenté en détails dans le chapitre II.

1.6. Dosimétrie des neutrons

Le rôle du dosimètre est d'indiquer la quantité de rayonnement ionisant qu'un sujet peut avoir absorbée. Il peut s'agir de rayons ultraviolets ou de radioactivité. On dispose de deux types de dosimètres, à savoir le dosimètre actif ou opérationnel (parfois appelé dosimètre électronique) qui permet une lecture directe, et le dosimètre passif qui ne permet qu'une lecture différée.

1.6.1 Dosimètres actifs

Ils sont en fait des dosimètres électroniques qui exploitent l'ionisation ou l'excitation atomique lors de l'interaction du rayonnement avec la matière permettant l'analyse du signal électronique correspondant à l'énergie déposée. Ils peuvent donner une information en temps réel, non seulement en dose intégrée, comme les stylos dosimètres, mais aussi en débit de dose, paramètre très important à connaître en cas d'irradiation accidentelle. Ils peuvent être équipés d'alarmes réglées à différents seuils, selon les besoins.

1.6.2 Dosimètres passifs

On appelle dosimètres passifs des dosimètres n'ayant pas besoin de source externe d'énergie pour fonctionner. Ce sont des dosimètres intégrateurs, c'est-à-dire qu'ils ne donnent qu'une mesure d'une dose globale accumulée. Ils ne permettent pas d'estimer les doses instantanées. Ils ont de plus en plus tendance à être remplacés par des dosimètres actifs, mais gardent une place importante dans la surveillance des travailleurs soumis à des rayonnements

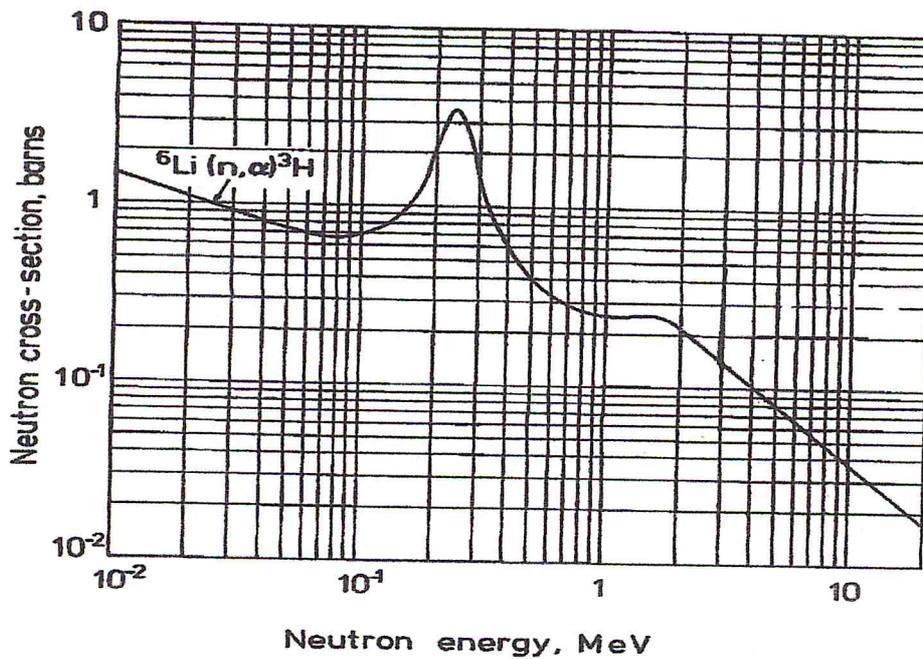


Figure I.18 : Section efficace de la réaction n (⁶Li, α) ³H.

I.5.3 Activation neutronique du Phosphore 31 : P₂O₅

Le pentoxyde de phosphore est connu comme détecteur d'activation neutronique. Il peut être utilisé pour mesurer simultanément le flux de neutrons thermiques et le flux de neutrons rapides à travers ses deux émissions bêta qui sont générés après activation neutronique du ³¹P. L'activation neutronique du ³¹P est basée essentiellement sur les deux réactions qui sont représentées dans le tableau suivant :

Tableau I.7 : Caractéristiques des deux principales émissions β de l'activation neutronique du ³¹P

Neutron	Réaction nucléaire	T _{1/2} (h)	Energie maximale (MeV)	section efficace (barns)
Thermique	³¹ P(n,γ) ³² P	342.72	1.71	0.19
Rapide	³¹ P(n,p) ³¹ Si	2.62	1.48	-

De ce fait, la scintillation liquide s'avère une technique recommandée pour la mesure des rayonnements Beta, avec un rendement de détection avoisinant les 100 %.

Il est aussi à noter que de par la différence entre les périodes radioactives des deux éléments ³²P et ³¹Si produits de l'activation, une discrimination est possible en suivant simplement leurs décroissances radioactives.

Au cours de ces dernières années, le Département de la Dosimétrie des Rayonnements Ionisants du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, a effectué des recherches approfondies afin de développer et de caractériser cet outil pour être utilisé pour la mesure de champs de

I.5.2 Systèmes solides : détecteurs thermoluminescents

Les détecteurs thermoluminescents sont des détecteurs solides formés essentiellement d'un cristal qui présente des impuretés. Le principe de détection se base sur le fait que l'énergie de rayonnement absorbée par ce cristal provoque le déplacement des électrons de la bande de valence vers la bande de conduction. Un pourcentage variable de ces électrons sera piégés par des imperfections du cristal appelé pièges. Ces électrons ne seront libérés que par une stimulation suffisante qui augmente leur probabilité de fuite des pièges. Cette stimulation consiste en un transfert d'énergie thermique au cristal. Le retour à l'état stable des électrons est associé à une libération d'énergie sous forme lumineuse. L'intensité de lumière émise est fonction de la dose absorbée par le cristal lors de l'irradiation par les rayonnements incidents (voir figure I.17).

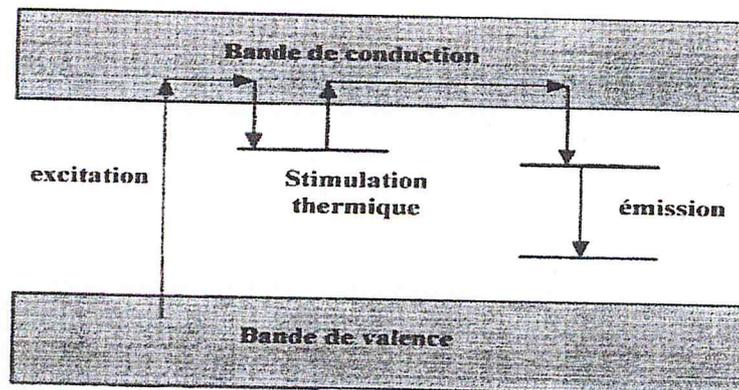


Figure I.17 : Principe de la thermoluminescence (de Randall et Wilkins)

La réponse d'un matériau thermoluminescent tel que LiF enrichi au ^6Li (fluorure de lithium dopé au magnésium et au Titane (LiF : Mg : Ti)) aux neutrons dépend fortement de leur énergie (voir figure I.18). Cette réponse décroît avec l'énergie, d'où l'application du LiF à la dosimétrie des neutrons thermiques et épithermiques.

La principale contribution à la thermoluminescence après l'irradiation aux neutrons de faible énergie provient des particules " α " de 2.07 MeV et du tritium de 2.74 MeV produits lors de la réaction $^6\text{Li} (n, \alpha) ^3\text{H}$. La section efficace de capture du ^6Li est de 945 barns comparée à celle du ^7Li qui n'est que de 0.033 barns explique la différence de sensibilité aux neutrons thermiques et épithermiques des TLD-600 et TLD-700.

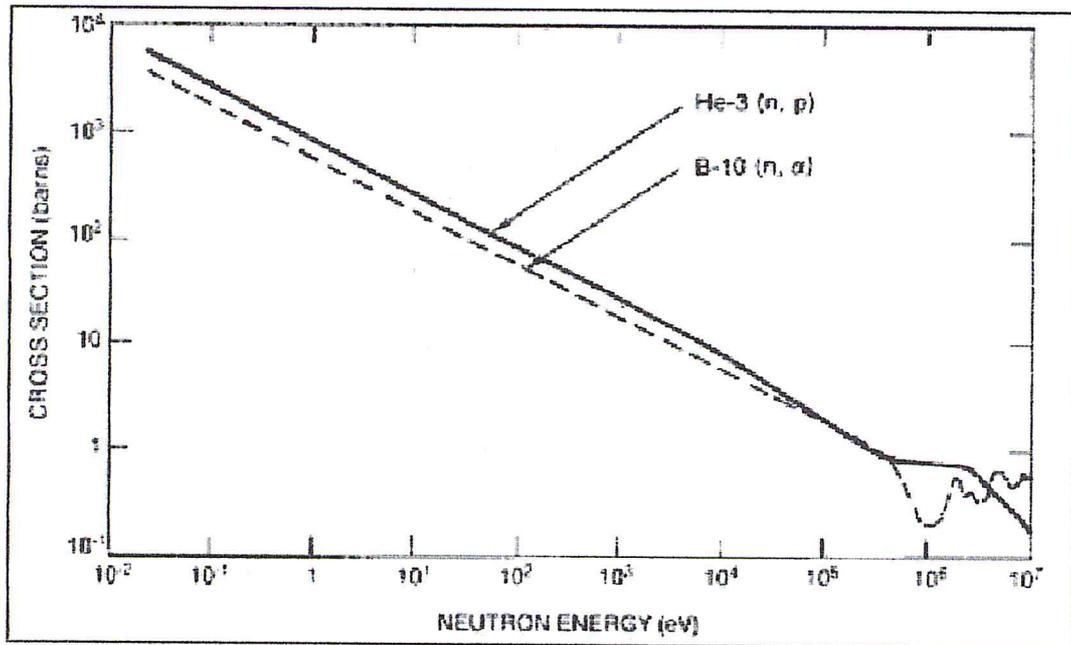


Figure I.15 : Section efficace des réactions nucléaires $^{10}\text{B} (n, \alpha) ^7\text{Li}$ et $^3\text{He} (n, p) ^3\text{H}$ en fonction de l'énergie neutronique.

Les réponses énergétiques en termes de l'équivalent de dose ambiant du Berthold LB 6411 et Studvick 2222A sont montrées dans la figure I.16.

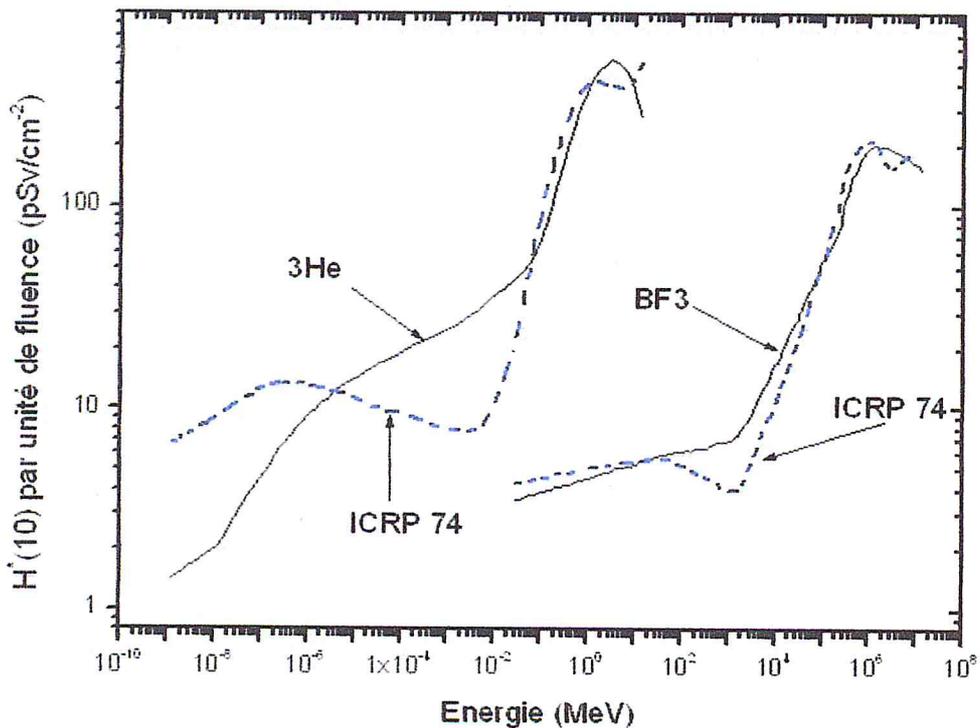


Figure I.16 : Réponse énergétique des moniteurs de neutrons 2222 A et de LB 6411

comptage est limité par le temps de collection des ions et par la rapidité de l'électronique associée.

La densité du gaz absorbant et l'épaisseur du détecteur sont adaptées pour obtenir une probabilité de détection du neutron voisine de 100%. Le principal avantage des détecteurs à gaz est leur grande efficacité pour la détection des neutrons thermiques. Ce type de détecteur est souvent utilisé comme moniteur, c.-à-d. placé devant l'échantillon et servant à compter le nombre de neutrons incidents.

En radioprotection, on utilise deux types de ces compteurs : le compteur proportionnel à BF_3 et à ^3He où la lecture est calibrée en termes d'équivalent de dose neutronique ambiant $\text{H}^*(10)$. Ces détecteurs actifs sont composés d'un détecteur central de neutrons thermiques entouré par un milieu d'hydrogène modérateur dans le but de thermaliser les neutrons de hautes énergies. La réponse énergétique d'un détecteur placé dans un modérateur est principalement déterminée par la configuration géométrique ainsi que par la dimension du modérateur. La figure I.15 donne les sections efficaces pour le B (composant du Studvick) et celle de l'He (composant du Berthold).

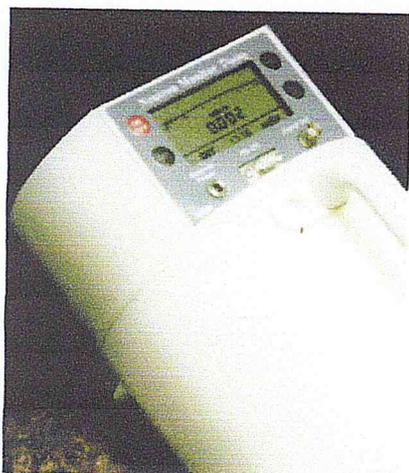


Figure I.13 : Moniteur de neutrons Studvick à base de BF_3 .



Figure I.14 : Compteur à neutrons Berthold à base d' ^3He

I.4.6 Interaction des neutrons avec le tissu

Le corps humain est composé par plusieurs éléments tels que l'Hydrogène, Carbone, Azote, Oxygène. Ces composants permettent l'interaction des neutrons avec le tissu humain. Lorsque des neutrons pénètrent dans un milieu biologique, ils libèrent leur énergie à travers les différents types d'interaction nucléaires auparavant citées. Le tableau I.6 résume l'ensemble des interactions les plus importantes des neutrons avec le tissu biologique, et ce, pour des énergies allant jusqu'à 100 MeV [11].

Tableau I.6 : Interaction des neutrons avec le tissu biologique

Elément	Interaction neutronique
Hydrogène	diffusion élastique capture
Carbone	diffusion élastique diffusion inélastique réaction (n, 3 α) et (n, α)
Azote	diffusion élastique diffusion inélastique réaction (n, p), (n, d), (n, α), (n, 2 α), et (n, 2n)
Oxygène	diffusion élastique diffusion inélastique réaction (n, α) et (n, p)

Le tableau ci-dessus, montre que la dissipation de l'énergie des neutrons rapides dans le tissu provient des protons et des noyaux lourds de recul ainsi que des produits des réactions nucléaires.

I.5 Détection des neutrons

I.5.1 Systèmes à ionisation de gaz

Pour la détection des neutrons, on utilise un gaz sous pression tel que : ^3He , BF_3 ou CF_4 enrichi en ^{10}B . Les plus utilisés sont les compteurs proportionnels [3].

Le principe de fonctionnement d'un détecteur proportionnel à gaz est basé sur l'absorption d'un neutron qui produit des paires ion-électron dans le gaz. Une anode sous haute tension permet non seulement d'éviter les recombinaisons des paires, mais accélère aussi les électrons qui ionisent, à leur tour, d'autres atomes du gaz créant ainsi un phénomène d'avalanche. Ce phénomène se manifeste par une décharge sur l'anode. Dans ce type de dispositif, le taux de

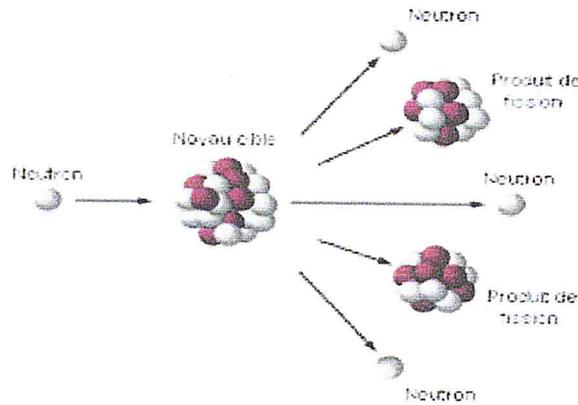


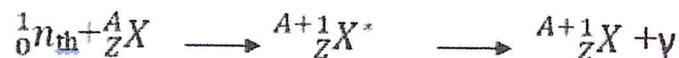
Figure I.12 : Réactions de fission

I.4.4 Captures radiatives (n, γ)

Dans ces réactions, la capture du neutron incident par le noyau conduit à la formation d'un noyau composé de masse (A+1) dans un état excité. Le retour du noyau composé à son état fondamental peut s'effectuer par l'émission d'un photon très énergétique appelé gamma.

La réaction de capture radiative est une réaction exoénergétique produite par des neutrons thermiques ou épithermiques [3].

La réaction de capture radiative est donnée par :



I.4.5 Réactions de capture

I.4.5.1 Réaction (n, p), (n, α)

Le neutron incident est absorbé par le noyau. Le noyau composé formé émet une particule chargée [11]. En général, ces réactions sont endoénergétiques. Cependant, certaines réactions sont exoénergétiques et peuvent se produire avec des neutrons thermiques. Il s'agit des réactions ${}^3\text{He} (n, p) {}^3\text{H}$, ${}^6\text{Li} (n, \alpha) {}^3\text{H}$, ${}^{10}\text{B} (n, \alpha) {}^7\text{Li}$

I.4.5.2 Réaction (n, 2n)

Le neutron incident sur un atome est capturé par son noyau. La désexcitation du noyau composé formé s'effectue par l'émission de deux neutrons. Le seuil d'une telle réaction est compris entre 1.67 MeV pour le ${}^{10}\text{B}$, et 20 MeV pour le ${}^{12}\text{C}$. Ce mode d'interaction constitue la base de la détection des neutrons très rapides.

Dans notre cas, on s'intéresse à l'interaction des neutrons avec le corps humain.

protons de recul (90% de la dose absorbée pour $E < 10$ MeV est due à la diffusion élastique avec l'hydrogène) [10].

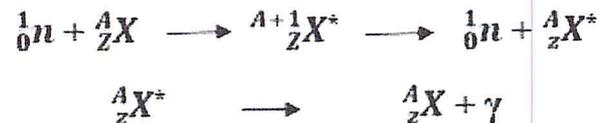
Cas $m_{\text{cible}} \gg m_n$

La diffusion élastique avec les autres éléments (C, N et O) contribue à moins de 10% de la dose totale absorbée

I.4.2 Diffusion inélastique (n, n')

La diffusion inélastique s'effectue avec la formation d'un noyau composé. Le neutron incident est absorbé par le noyau cible formant ainsi un noyau composé qui se désintègre après un temps de l'ordre de 10^{-17} s en émettant un neutron et en laissant le noyau résiduel dans un état excité. Le noyau résiduel revient à l'état fondamental par l'émission d'un ou de plusieurs photons.

La réaction nucléaire de diffusion inélastique s'écrit comme suit :



Dans une réaction de diffusion inélastique, la quantité de mouvement et l'énergie totale sont conservées, par contre une partie de l'énergie cinétique du neutron incident est transformée en énergie d'excitation du noyau résiduel. Donc, la diffusion inélastique est une réaction à seuil, le neutron doit posséder une énergie cinétique suffisante pour exciter le noyau au moins jusqu'au premier niveau d'excitation [3].

I.4.3 Réactions de fission (n, f)

Dans cette réaction, le neutron incident est absorbé par le noyau cible. Le noyau formé se déforme jusqu'à se scinder en deux fragments de fission, de masse comparables mais généralement différentes. Les deux fragments se désexcitent en émettant plusieurs particules dont des neutrons [11]. Ces réactions concernent surtout des éléments lourds comme l'uranium 235, l'uranium 238 et Plutonium 239.

Les interactions les plus communes des neutrons thermiques avec la matière sont :
 Les réactions de capture (n, γ), la diffusion élastique (n, n), les réactions nucléaires avec émission de particules chargées de type (n, p) et (n, α) pour certains éléments légers et la fission.

Les neutrons rapides perdent leur énergie cinétique au cours de chocs avec les noyaux atomiques, transférant une partie de leur énergie au noyau cible [1].

Le transfert d'énergie est faible lorsque le noyau cible a une masse élevée et cette interaction entraîne seulement la diffusion du neutron.

Lorsque la masse du noyau est égale à celle du neutron, on a un choc frontal, et pour arrêter les neutrons on utilise des milieux riches en hydrogène (l'hydrogène représente un meilleur ralentisseur pour les neutrons rapides).

1.4.1 Diffusion élastique (n, n)

Dans ce type d'interaction, la structure interne du noyau n'est pas altérée. Le neutron incident est juste dévié de sa trajectoire initiale, l'interaction se réduit donc à un simple transfert d'énergie cinétique.



Ce type d'interaction constitue le principal mécanisme de perte d'énergie et de ralentissement des neutrons dans les domaines d'énergie intermédiaire et rapide.

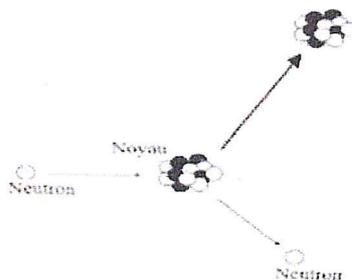


Figure I.11 : Diffusion élastique d'un neutron par un noyau.

Cas $m_{\text{cible}} = m_n$ (atome de l'hydrogène)

Un neutron peut communiquer toute son énergie en une seule collision avec l'atome d'hydrogène, l'un des constituants du tissu humain qui interagit avec le neutron et donne les

générés suite à l'interaction des neutrons avec les noyaux d'hydrogène contenus dans le matériau lui-même, ainsi que les noyaux d'oxygène et de carbone mis en mouvement suite à la réaction de diffusion des neutrons incidents avec les constituants de ce matériau, sont constituant le plus important composante de détection des neutrons dans le gamme d'énergie allant de 0.1 à 10 MeV. (Voir la figure II.6) [15].

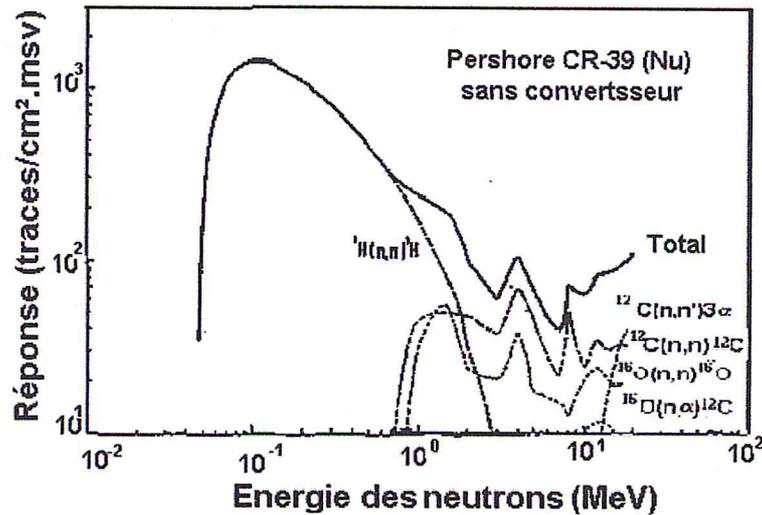


Figure II.6 : Contribution des différents constituants du CR-39 à sa réponse [15].

La figure II.7 présente les réponses du CR-39 en fonction de l'énergie, et qui illustre l'effet de la présence du polyéthylène de 100 μm (courbe bleue) et 2 mm (courbe rouge) comme convertisseur devant le détecteur. Ainsi, et comme le montre si bien ces graphes, la présence de polyéthylène est de plus en plus importante aux énergies élevées des neutrons et surtout celles supérieures à 5 MeV.

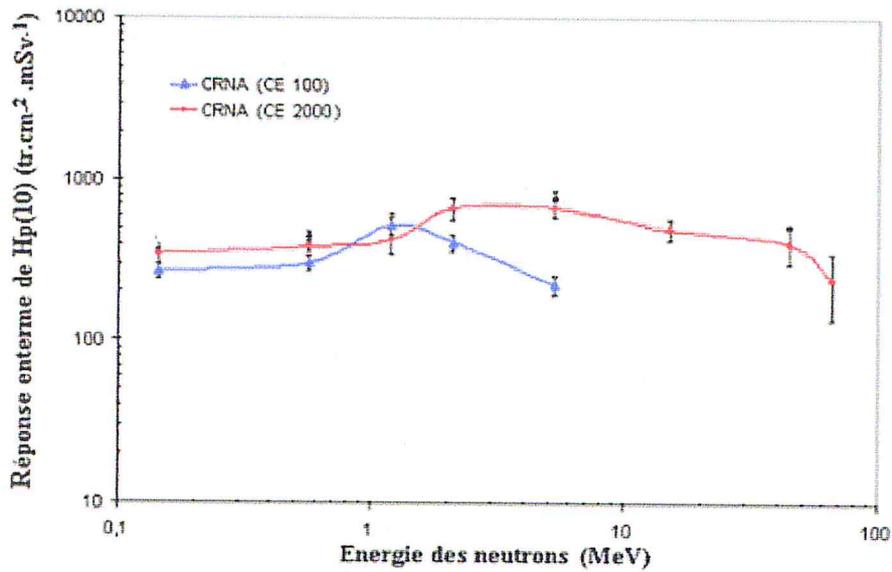


Figure II.7 : Réponse du CR-39 en fonction de l'énergie [17].

II.7.2 Détection des neutrons thermiques

Pour la détection des neutrons thermiques, les détecteurs CR-39 sont recouverts par un convertisseur riche en bore et en lithium(6). Les particules chargées secondaires qui peuvent être produites dans ce type de convertisseur sont résumées dans le tableau II.1.

Tableau II.1 : Caractéristiques des réactions nucléaires produites dans le convertisseur

Réaction	Q (MeV)	Section efficace au n _{th} (barns)	Energie des alphas (MeV)
${}^6\text{Li} (n, \alpha) {}^3\text{H}$	4.785	945	2.05
${}^{10}\text{B} (n, \alpha) {}^7\text{Li}$	2.791	3840	1.47

III.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les conditions expérimentales et les moyens utilisés pour la réalisation de notre étude qui consiste dans la mesure des neutrons de contamination dans le volume patient sur le lit de traitement du LINAC « Varian Clinac 2100C » qui se trouve au niveau du service de radiothérapie du CAC Blida. Cette partie consiste à :

1. L'irradiation des détecteurs solides de traces nucléaires (CR-39) au niveau de l'accélérateur linéaire médical à différentes profondeurs et au niveau du CRNA pour la détermination de la sensibilité du CR-39 aux neutrons rapides.
2. Le développement chimique de DSTN (CR-39)
3. L'analyse du CR-39 par microscope optique
4. La détermination de la sensibilité du détecteur solide de traces nucléaires aux neutrons d'une source Cf-252.

III.2 Préparation des détecteurs pour l'irradiation

Le CR-39 utilisé dans cette expérience a été produit par Pershore Moudings et acquis en 2007. Les plaques de dimension initiale au format A2 (42 cm X 59.4 cm) ont été découpées et codées à des dimensions de 2 cm X 2 cm (Figure III.1) par laser en utilisant la machine Laser 2000 "universal laser system". Ces détecteurs ont une épaisseur moyenne de $500 \pm 25 \mu\text{m}$.

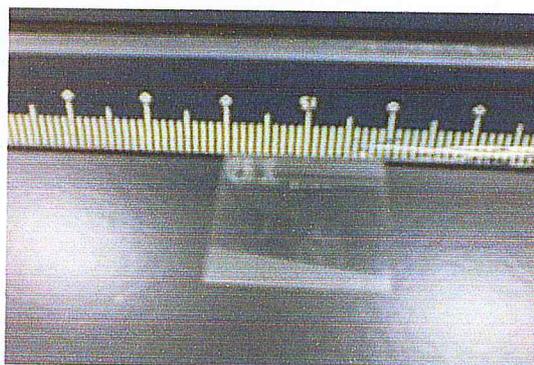


Figure III-1 : Echantillon d'un détecteur découpé et codé

III.3 Irradiation

III.3.1 Irradiation au niveau du CAC

L'irradiation a été effectuée au Centre Anti Cancer de Frantz fanon (Blida) en utilisant le LINAC Varian Clinac 2100 C en mode photons à une énergie de faisceau de 18 MV.

Une taille de champ du faisceau de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a été utilisée pour nos irradiations. Les CR 39 ont été irradiés à la surface et dans un fantôme de polyéthylène de densité 0.97 g/cm^3 (équivalent tissu). Le fantôme se composait de plaques chacune avec des dimensions de $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$ et des épaisseurs de 0.5 cm, 1 cm ou 2 cm. Ces blocs ont été placés dans deux colonnes, disposés de manière à créer une boîte rectangulaire, représentative du tronc humain, avec des dimensions de 60 cm de longueur, 30 cm de largeur et 15 cm de hauteur. Les conditions d'irradiation sont :

- ✓ Une dose RX de 10 Grays à l'isocentre (999 UM)
- ✓ Un débit de 400 UM/min
- ✓ Une Distance Source - Surface de fantôme (DSP) de 100 cm
- ✓ Différentes profondeurs
- ✓ Différents plans parallèles à l'axe du faisceau thérapeutique

On a réparti les détecteurs en trois groupes, chaque groupe contenant 5 détecteurs. Le premier groupe a été placé le long de l'axe du faisceau thérapeutique RX qui passe par l'isocentre ; le deuxième groupe est placé à l'axe 20 cm du centre du faisceau, et le troisième à 40 cm. La surface des détecteurs est agencée de sorte que la distance source-surface DSP était de 100 cm. Dans le fantôme en polyéthylène, les détecteurs ont été centrés dans les plans perpendiculaires au faisceau, mais à des profondeurs. Les détecteurs irradiés à l'air sur la surface de fantôme se réfèrent à la position 0 ; tandis que ceux se trouvant à l'intérieur du fantôme à différentes positions dans les plans perpendiculaires à l'axe du faisceau thérapeutique représentent les positions $D_{\max}=3.5 \text{ cm}$; 5 cm ; 7 cm et 10 cm, (voir figure III.2). Le premier bloc de détecteurs qui a été placé le long de l'axe du faisceau thérapeutique qui passe par l'isocentre se réfère à l'Axe 0. Ceux qui se trouvent à 20 cm de l'isocentre, Axe 20 et à 40 cm de l'isocentre, Axe 40 comme il est montré dans la figure III.2.

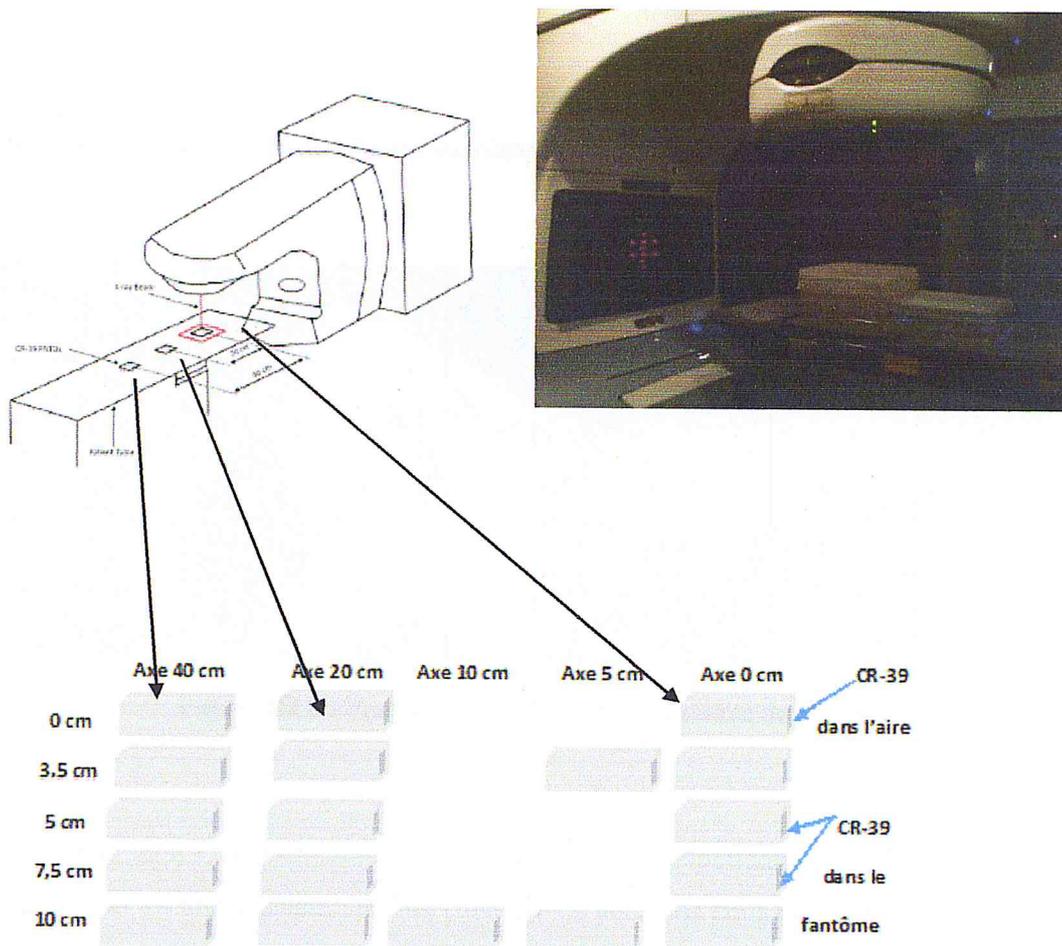


Figure III.2 : Irradiation des CR-39 au niveau du LINAC Varian 2100 C à différentes positions à la surface et dans le fantôme

III.3.2 Irradiation avec la source de Cf-252 au niveau du CRNA

Pour étudier la sensibilité des détecteurs CR-39 aux neutrons rapides en utilisant nos conditions de lecture et de développement, nous avons irradié les détecteurs par la source de Californium 252. Cette source émet des neutrons dans un angle solide de 4π st avec une activité initiale de 185000 Bq à la date de fabrication de la source qui est le 15/03/2016. La figure III.3 présente la photo d'irradiation du CR-39 avec la source de ^{252}Cf .

- ✓ Une fiole jaugée
- ✓ Une spatule
- ✓ Une pissette

Pour le développement, on a utilisé :

- ✓ Un bain thermostatique
- ✓ Un thermomètre : permet de contrôler la température de l'attaque chimique
- ✓ Un porte échantillon

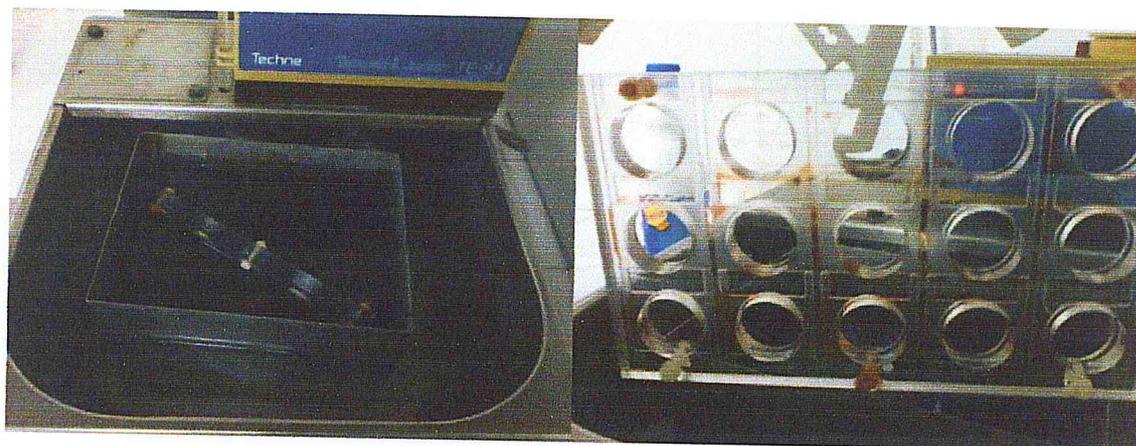


Figure III.4 : Dispositif de développement chimique du CR-39

III.4.2 Conditions de développement chimique

Le développement a été réalisé au CRNA. On a placé les détecteurs CR-39 irradiés dans le support de développement qui a été plongé dans le bain thermostatique. Les conditions de développement du CR-39 pour la révélation des neutrons rapides sont:

- ✓ Nature et concentration : la solution utilisée c'est le KOH avec une concentration de 6.25 mol/litre.
- ✓ Température du bain de développement 60°C.
- ✓ Temps de développement : Le temps de développement est choisi expérimentalement 6 heures [18].

Nous avons d'abord procédé à la préparation de la solution KOH à une concentration de 6.25 mol /litre obtenue après dissolution de 876.71 g de KOH en pastilles dans 2.5 litres d'eau (volume du bain).

Ensuite, les détecteurs sont développés, bien rincés à l'eau distillée et séchés pour passer à l'étape de lecture au microscope.



Figure III.5 : Séchage de CR-39 après développement

Nous avons aussi procédé à la détermination de la vitesse d'attaque V_B pour s'assurer qu'on est toujours dans les mêmes conditions du laboratoire.

Nous avons utilisé douze (12) détecteurs CR39, de $500 \pm 25 \mu\text{m}$ d'épaisseur et de masse volumique 1.32 g/cm^3 qui ont été découpés en morceaux de dimensions $2 \times 2 \text{ cm}^2$. L'épaisseur de chaque film a été mesurée par un comparateur d'épaisseurs de type Mitimayuta.

Ces détecteurs ont subi une attaque chimique avec une solution de KOH à 6.25 M. La durée d'attaque chimique est comprise entre 1h30 et 16h avec un intervalle de temps de 1h30 min entre chaque mesure.

Les variations de l'épaisseur résiduelle et décapée en fonction du temps de développement sont données dans la figure III.6. Ainsi, la vitesse d'attaque moyenne déterminée est de $1.63 \mu\text{m/h}$. Cette vitesse reste du même ordre de grandeur que celles déterminée au laboratoire en utilisant la méthode dite Méthode gravimétrique où l'on a obtenu une valeur de $1.33 \mu\text{m/h}$ (voir figure II.4).

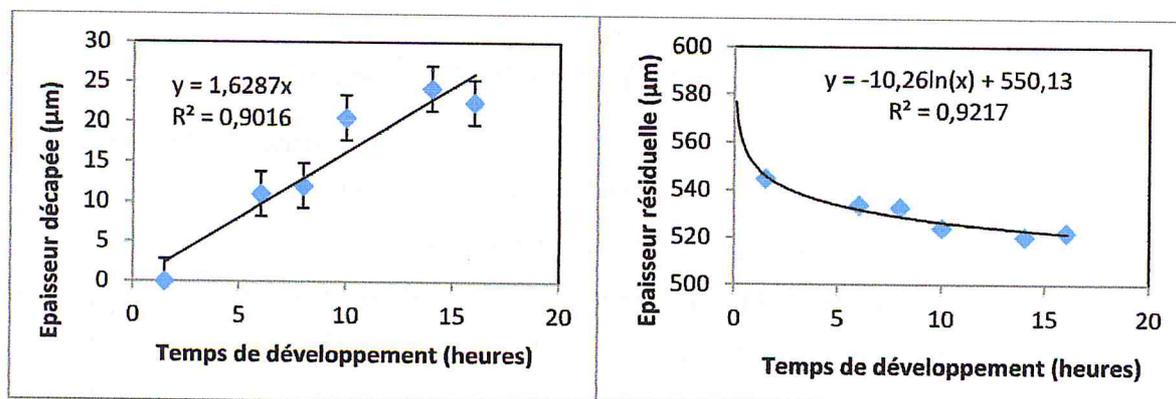


Figure III. 2 : Variation des épaisseurs résiduelle et décapée en fonction du temps de développement

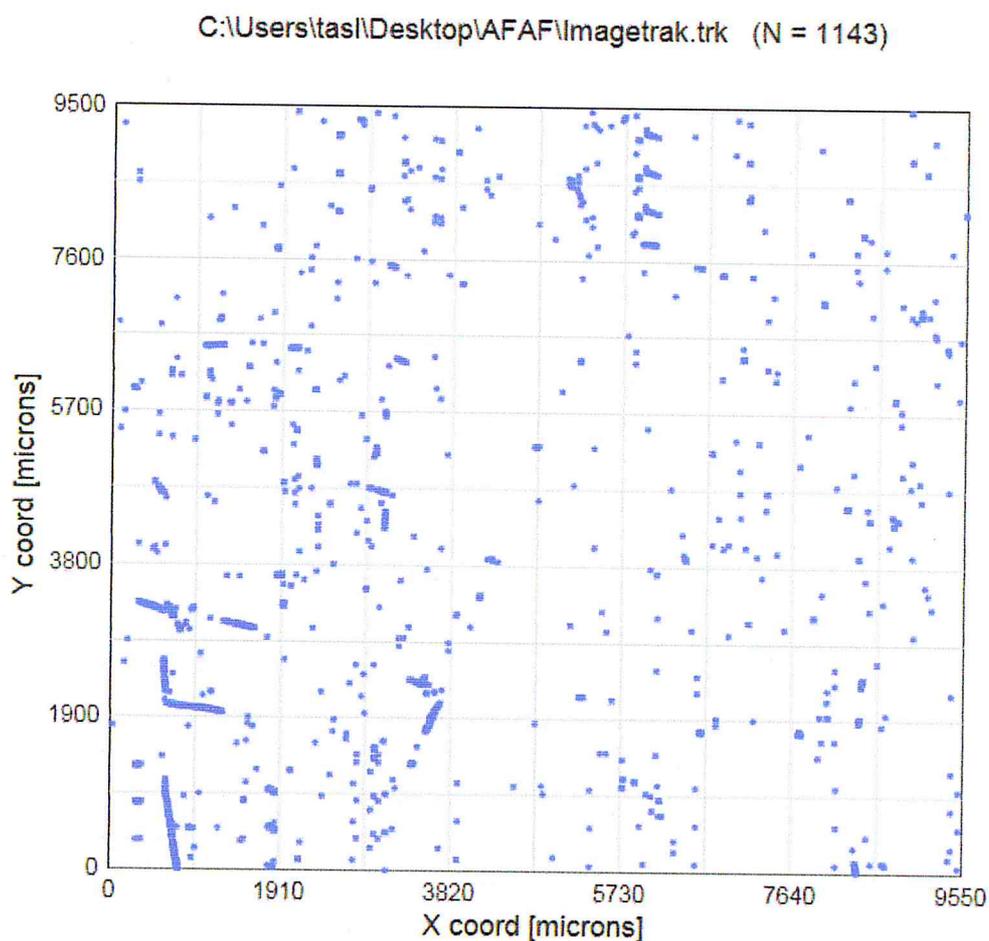


Figure III.8 : Nombre total de traces avant l'application des filtres dans TASLIMAGE

Les filtres disponibles dans le système TASLIMAGE sont représentés par la figure III.9.

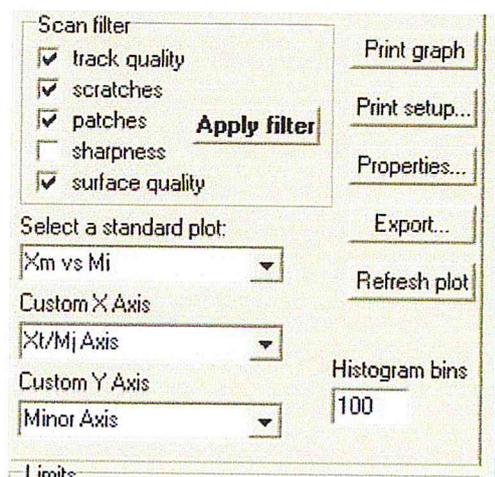


Figure III.9 : Filtres disponibles dans le logiciel TASLIMAGE

On applique les filtres pour éliminer les défauts propres au matériau détecteur dus aux procédés de fabrication. Nous avons utilisé pour ce travail l'application des filtres (Scratches et patches, voir figure III.10).

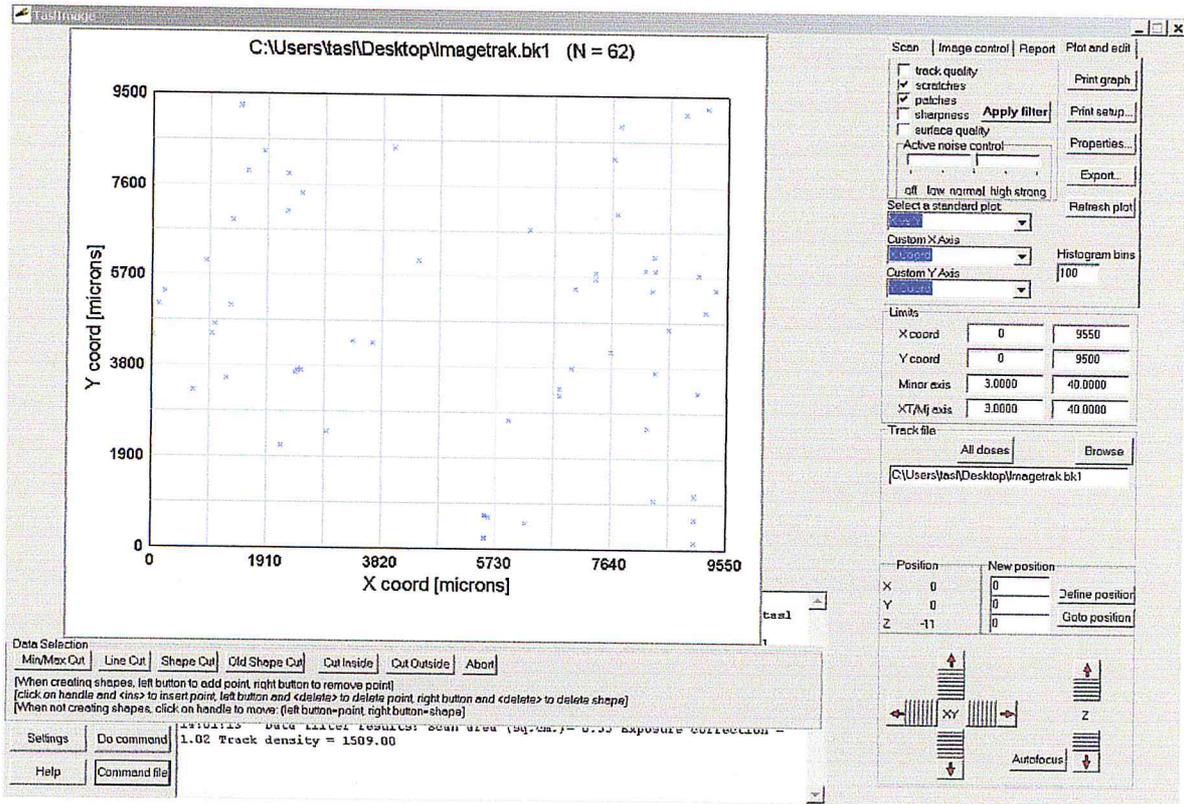


Figure III.10 : Nombre de traces après application de filtre (Scratches et patches)

III.6 Détermination de la sensibilité du CR-39 aux neutrons du Cf-252

Les détecteurs CR-39 irradiés selon le §III.3.2 ont été développés sous les mêmes conditions de révélation et lecture avec le choix de filtre approprié. Après développement chimique, les plaques de CR-39 ont été analysées par le système TASL Ltd.

Le tableau III.1 résume les résultats de l'expérience (le temps d'irradiation, la densité de traces et la fluence).

On a tracé dans la figure III.11 le rapport entre la densité obtenue et les fluences d'irradiations des neutrons correspondantes données dans le tableau III.1. La sensibilité utilisée est la moyenne géométrique sur les sept valeurs déterminées expérimentalement et qui est de :

$$S = 3,43078 \times 10^{-6} \text{ traces/neutron} \quad (\text{III, 2})$$

Tableau III.1 : Résultats expérimentaux obtenus après irradiation du CR39

Temps d'irradiation (s)	Densité de traces (cm ⁻²)	Fluence (n/cm ²)
840	119,78	3,09 × 10 ⁶
3360	114,98	1,24 × 10 ⁷
7740	77,45	2,85 × 10 ⁷
45000	132,96	1,66 × 10 ⁸
3600	216,97	1,33 × 10 ⁷
15000	79,14	5,52 × 10 ⁷

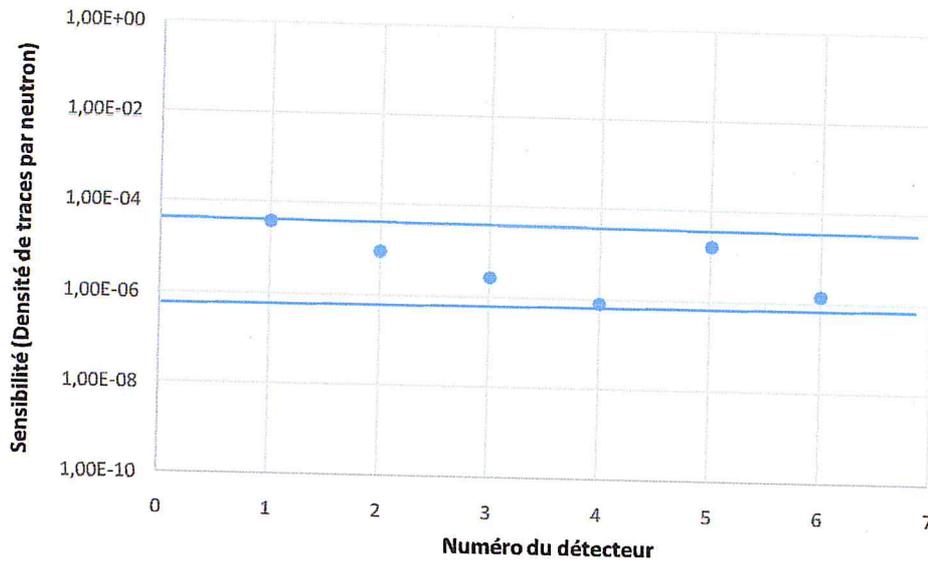


Figure III.11: Variation de la sensibilité en termes de densité de traces par neutron.

IV.1 Introduction

Ce chapitre présente l'ensemble des résultats des expériences effectuées au niveau du service de radiothérapie du CAC (Blida) et au niveau du CRNA, utilisant les moyens cités au chapitre précédent. Nous montrons comment à partir de la lecture d'une densité de traces, on arrive à déterminer l'équivalent de dose ambiant et la fluence neutronique dans le volume équivalent patient sur la table de traitement de radiothérapie utilisant un faisceau de photons de 18 MeV.

IV.2 Détermination de la densité de traces

Le système TASLIMAGE donne le nombre de traces (N), la surface de scan (S) et le facteur de correction (FC). A partir de ces données, on détermine la densité de traces en utilisant la relation suivante :

$$D = \frac{N}{S} \times FC \quad (\text{IV, 1})$$

D : densité de traces (tr cm⁻²)

N : nombre de traces

S : surface scannée (cm²)

FC : facteur de correction

Les résultats obtenus sont donnés dans le tableau (IV.1)

Tableau IV.1 : Densités obtenues par TASLIMAGE aux axes 0, 20, 40 cm à différentes profondeurs

Profondeur (cm)	Densité (traces/cm ²)		
	Axe 0	Axe 20	Axe 40
0	56,90 ± 0,56	227,39 ± 0,37	562,28 ± 0,33
3.5	175,57 ± 0,31	472,067 ± 0,35	378,66 ± 0,23
5	80,26 ± 0,42	700,94 ± 0,22	634,15 ± 0,36
7.5	110,73 ± 0,27	589,62 ± 0,36	782,25 ± 0,29
10	135,68 ± 0,43	600,89 ± 0,39	250,13 ± 0,18

IV.2.1 Evolution de la densité des traces en fonction de la profondeur et de la distance par rapport à l'axe 0

Les graphes de la densité obtenus à différentes profondeurs le long des différents axes (0, 20, et 40) sont illustrés dans la figure IV.1. Dans la figure IV.2, on a présenté l'évolution dans les plans perpendiculaires à l'axe du faisceau pour deux profondeurs : D_{max} et 10 cm. Il est à noter que la profondeur D_{max} correspond à la profondeur où la dose photon de 18 MeV est maximum dans un fantôme équivalent tissu.

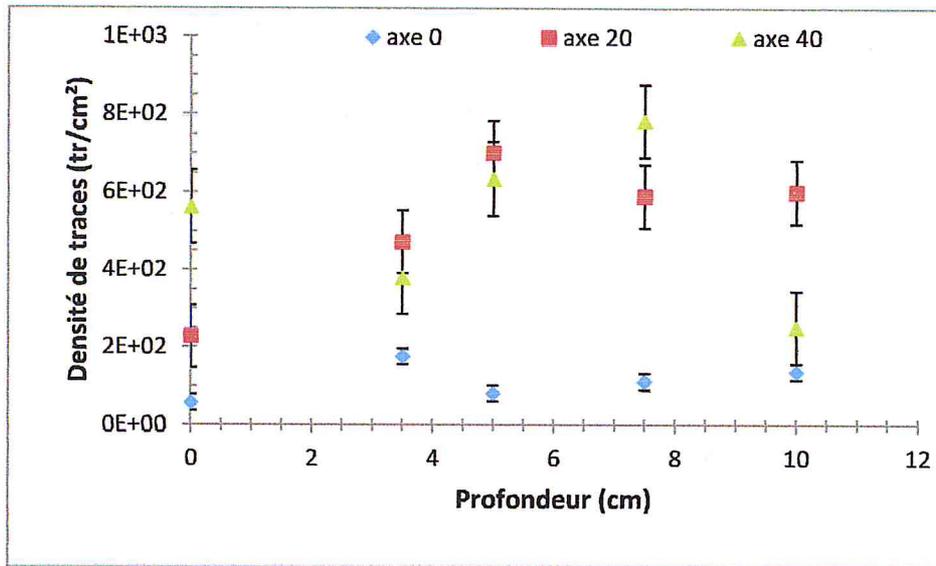


Figure IV.1 : Evolution des densités des traces en fonction des profondeurs

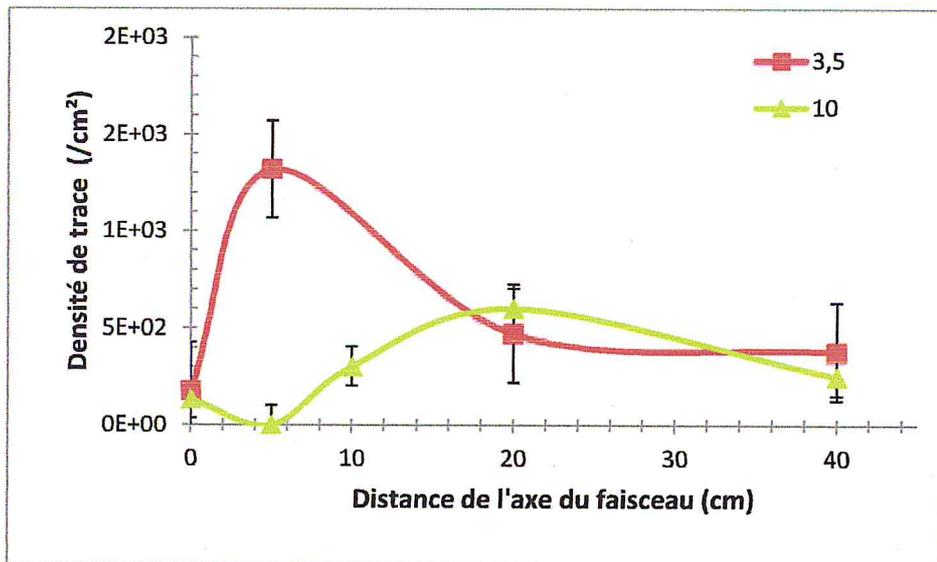


Figure IV.2 : Densité de traces en fonction de la distance de l'axe du faisceau pour les profondeurs 3.5 cm et 10 cm.

IV.1.2 Discussion

D'après le tableau IV.1, et la figure IV.1, nous remarquons qu'à l'axe 0, la densité de traces est plus faible par rapport aux autres axes et elle est presque constante. Cela peut être expliqué d'une part, par le fait que les neutrons de contamination produits dans la tête de l'accélérateur présentent des énergies supérieures à 2 MeV et donc la réponse du détecteur CR-39 pour ces neutrons est plus faible (voir figure II.6).

D'autre part, l'augmentation de la densité en fonction de la profondeur (présence des plaques en polyéthylène devant le détecteur) confirme qu'on est effectivement en présence des neutrons d'énergie supérieure à 5 MeV. En effet, et d'après les travaux antérieurs du laboratoire de dosimétrie sur les réponses du CR-39 en fonction de l'énergie, donnée pour rappel par la figure II.7, on constate que la présence du polyéthylène devant le détecteur augmente la réponse de ce dernier aux énergies élevées. Ainsi, et comme le montre si bien les courbes de la figure II.7 (courbe bleue, pour 100 μm) et (courbe rouge, pour 2 mm), la présence de polyéthylène est très significative pour les neutrons d'énergie supérieure à 5 MeV.

D'autre part, on note que plus qu'on s'éloigne de l'axe 0, et plus les neutrons vont subir des interactions avec les constituants du fantôme et plus leurs énergies vont se dégrader. Ainsi, leur probabilité d'être détectés par le CR-39 va augmenter. On remarque aussi la présence de maximum à la profondeur 5 cm pour le profil le long de l'axe 20 et à 7.5 cm pour le profil le long de l'axe 40. Ces maximums devraient traduire un maximum de probabilité de détection des neutrons. Eu égard aux résultats antérieurs du laboratoire [15, 14]; pour les mêmes conditions de révélation de traces, ces maximums correspondraient à des neutrons d'énergie comprise entre 100 et 565 keV. La diminution observée à la profondeur 7,5 cm et 10 cm montre la continuation du processus de perte d'énergie des neutrons par diffusion pour devenir intermédiaires puis thermiques, et donc non détectables par cette méthode de trace des neutrons rapides.

Les courbes présentées dans la figure (IV.2) exhibent une différence importante entre les densités mesurées le long de l'axe 5 uniquement, pour les deux profondeurs sélectionnées (3.5 et 10 cm). Ceci est observé seulement le long de l'axe se trouvant à 5 cm de l'isocentre, qui coïncide à l'ouverture du champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (-5 à +5). Ce phénomène peut être expliqué par le phénomène d'interface (changement de milieu air/plomb) qui se traduit par une hétérogénéité (grande variabilité) sur l'énergie des neutrons et donc sur leurs détections et enregistrement par le CR-39.

IV.3 Détermination de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$

IV.3.1.1 Calcul de la sensibilité (traces/cm²mSv)

Pour convertir les densités de traces en équivalents de dose, on doit au préalable calculer la sensibilité en termes de densité de traces par mSv. Pour se faire, on utilisera les coefficients de conversion de source pour la source de ²⁵²Cf (voir le tableau IV.3) à partir de la sensibilité neutronique déterminée au chapitre précédant qui a été trouvée égale à :

$$S = 3.43 \times 10^{-6} \text{ traces /neutron}$$

A partir de la densité de traces et le facteur d'étalonnage, on convertit le nombre de traces en équivalent dose ambiant, $H^*(10)$. Il est à noter que l'équivalent dose ambiant, H^* est déduit à partir de la densité des traces, la sensibilité du CR-39 par une source de ²⁵²Cf et des facteurs de conversion donnés par ISO et présentés dans le tableau IV.2

Tableau IV.2 : Caractéristiques des sources radioactives de neutrons [19]

Source	Demi-Vie	Energie moyenne en fluence	Energie moyenne d'équivalent de dose	Emission spécifique de la source	Coefficient de conversion fluence-équivalent de dose moyenne sur le spectre
	années	MeV	MeV	s ⁻¹ kg ⁻¹	pSv.cm ²
²⁵² Cf modérée D ₂ O (diamètre 30 cm)	2.65	0.55	2.1	2.1×10^{15}	105
²⁵² Cf	2.65	2.13	2.3	2.4×10^{15}	385
				S ⁻¹ Bq ⁻¹	
²⁴² Am-B (α, n)	432	2.72	2.8	1.6×10^{-5}	408
²⁴² Am-Be (α, n)	432	4.16	4.4	6.6×10^{-5}	391

$$S = \frac{S_{252Cf}}{C_{252Cf}} = \frac{3,43078 \times 10^{-6}}{385 \times 10^{-9}} = 8,909 \text{ (traces/cm}^2\text{mSv)}$$

S_{252Cf} : Sensibilité de la source du ²⁵²Cf (traces/cm²mSv)

C_{252Cf} : Coefficient de conversion de source du ²⁵²Cf (mSv.cm²)

A partir de ce facteur, on va convertir les densités de traces en équivalent de la dose ambiante

$$H^* = \frac{(D-BDF) \times f}{S \times D_{irr}} \quad (\text{IV, 2})$$

D-BDF : densité nette de traces

f : facteur d'étalonnage

S Sensibilité (traces/cm² mSv)

D_{irr} : Dose d'irradiation (Gy)

BDF : bruit de fond

$$f = \frac{C_{242\text{Am-Be}}(\alpha, n)}{C_{252\text{Cf}}} \quad (\text{IV}, 3)$$

C_{242Am-Be} : Coefficient de conversion de source du ²⁴²Am-Be (α, n) (mSv.cm²).

C_{252Cf} : Coefficient de conversion de source du ²⁵²Cf (mSv.cm²).

Remarque : D'après les travaux antérieurs du laboratoire [19], le facteur de conversion à utiliser pour l'axe 0 serait celui de la source de ²⁴²Am-Be (α, n) car on est en présence des neutrons dont la composante majoritaire est d'énergie supérieure à 2 MeV, et pour les axes 20 et 40, on utilisera celui de la source ²⁵²Cf (D₂O) car on est en présence des neutrons dont la composante prédominante aurait des énergies inférieures à 1 MeV (voir §IV.1.2).

Le tableau IV.4 donne le résultat de ce calcul de dose.

Tableau IV.3 Equivalent de dose ambiant aux axes 0, 20, 40 à différentes profondeurs

Profondeur (cm)	H* (mSv/Gy)		
	Axe 0 cm	Axe 20 cm	Axe 40cm
0	0,648	0,696	1,721
3.5	2,001	1,444	1,159
5	0,914	2,145	1,941
7.5	1,262	1,804	2,394
10	1,546	1,839	0,765

Les figures IV.3 à IV.6 présentent l'évolution de l'équivalent de dose en fonction de la profondeur le long des Axes 0, 20 et 40 respectivement. La figure IV.7 montre l'évolution de l'équivalent de dose en fonction des profondeurs et des axes en même temps. Les rendements en profondeur de l'équivalent de dose le long des trois axes sont donnés dans la figure IV.8.

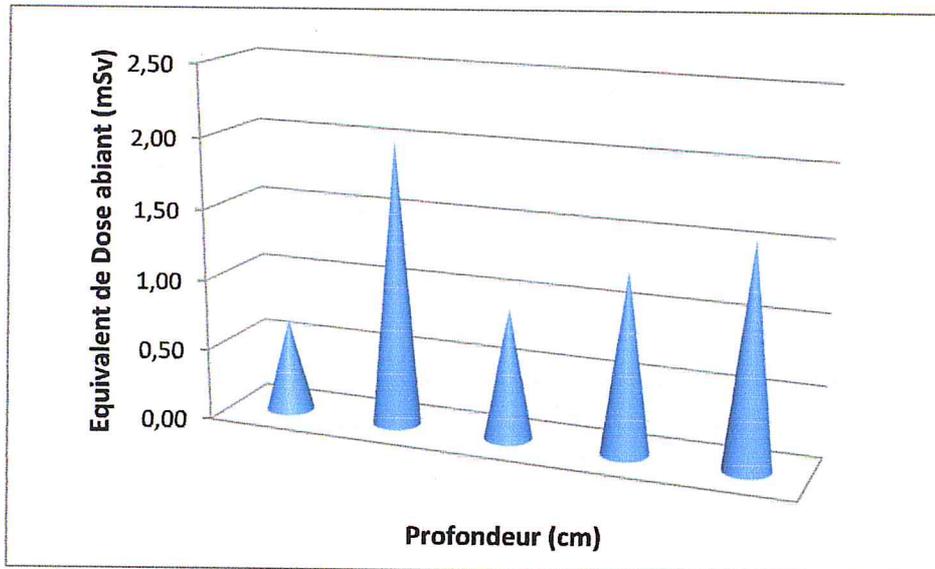


Figure IV.3 : Dose en fonction de la profondeur dans l'axe du faisceau

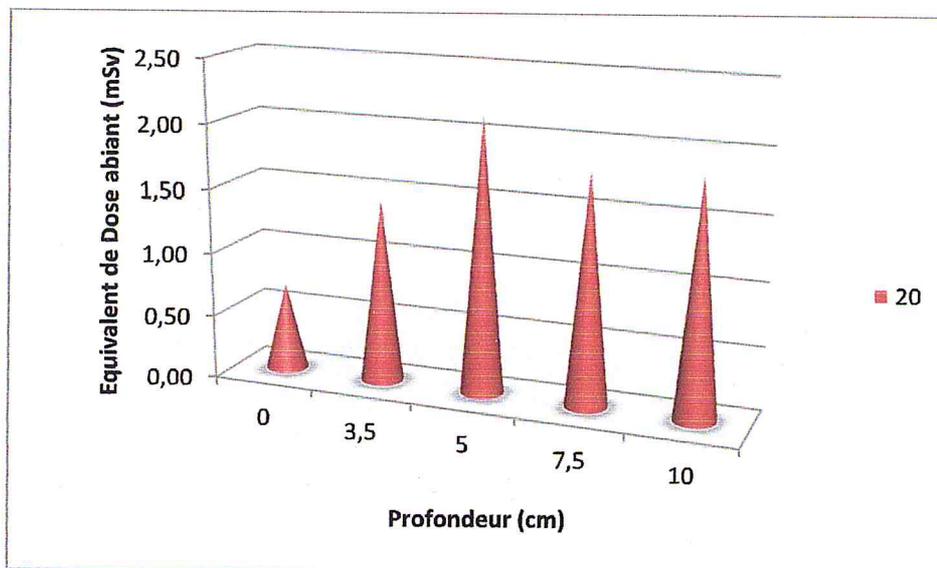


Figure IV.4 : Dose en fonction de la profondeur à 20 cm de l'axe

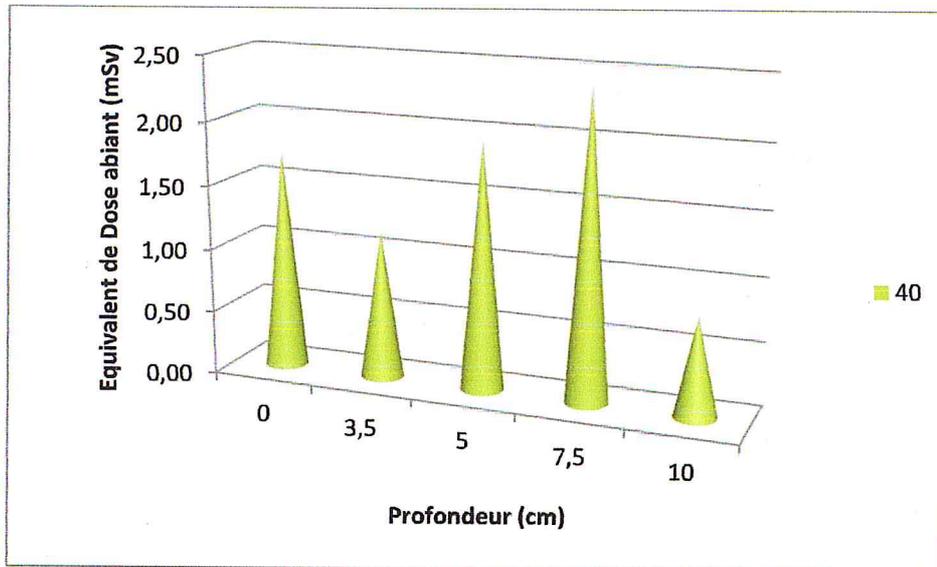


Figure IV.5 : Dose en fonction de la profondeur à 40 cm de l'axe

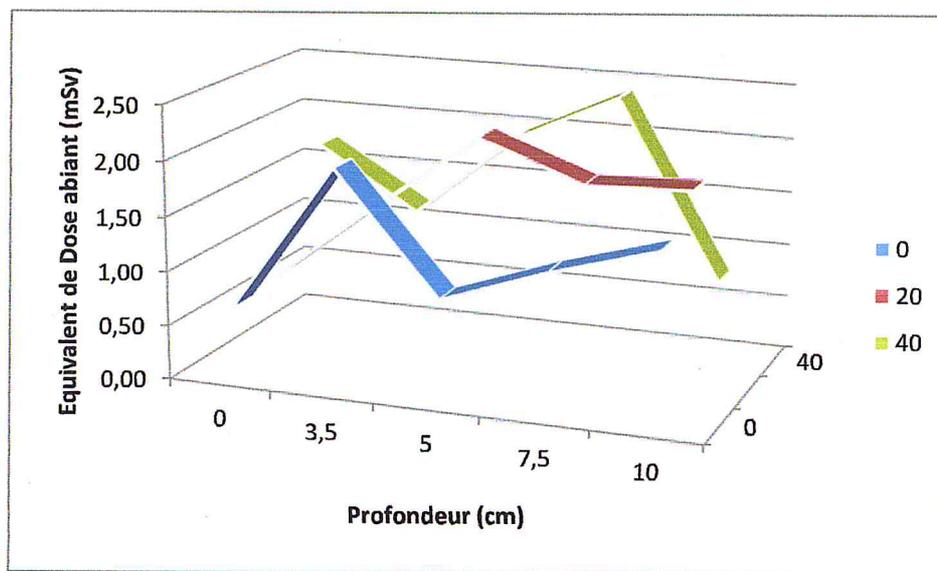


Figure IV.6 : Comparaison entre l'équivalent de dose ambiant due aux neutrons rapides pour les trois axes 0, 20, et 40

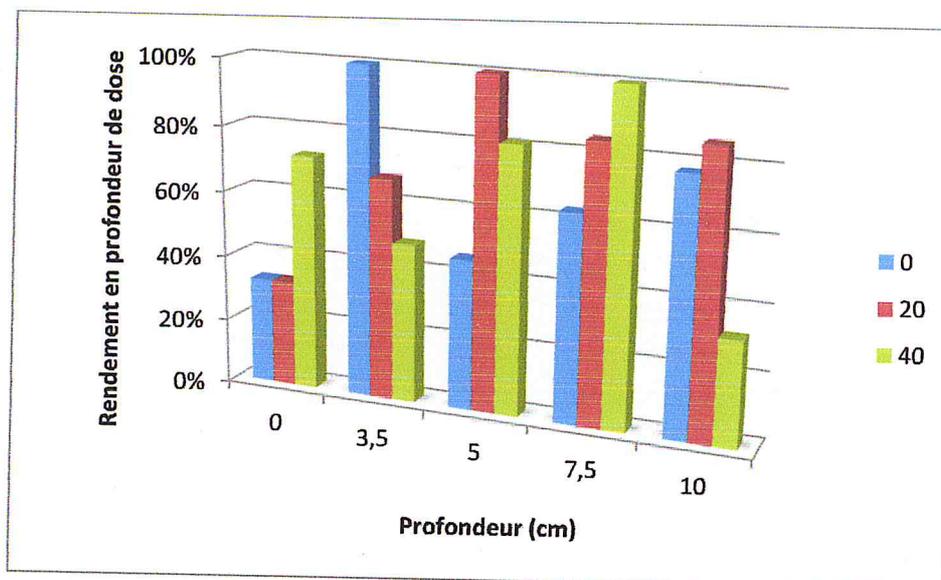


Figure IV.7 : Le rendement en profondeur de dose

IV.3.1.2 Discussion :

D'après les figures IV.3, IV.4, IV.5, IV.6 et IV.7, nous remarquons que l'équivalent de dose ambiant H^* estimé pour les neutrons rapides ainsi que les rendements en profondeur varient en fonction de la position le long de l'axe. Ainsi, à l'axe 0 (centre du faisceau thérapeutique) nous remarquons que l'équivalent de dose ambiant présente un maximum à la profondeur 3.5 cm, et à l'axe 20 le maximum est observé à la profondeur de 5 cm tandis qu'à l'axe 40, ce maximum apparaît à une profondeur de 7.5 cm.

De plus, les valeurs maximales sont de 2.00, 2.14 et 2.39 mSv/Gy pour les axes 0, 20 et 40 respectivement. Ces résultats sont en bon accord avec ceux mesurés antérieurement dans le laboratoire [3] ($2,74 \pm 0,14$ mSv/Gy), ou publiés dans la littérature, [20] ($2,98 \pm 0,3$ mSv/Gy).

IV.4 Détermination de la fluence

Pour déterminer la fluence des neutrons rapides, on utilise le coefficient de conversion de source de $^{242}\text{Am-Be}$ (α, n) pour l'axe 0 et le coefficient de conversion de source de ^{252}Cf (D_2O) pour les axes 20 et 40 cm, (voir le tableau IV.3) [19].

$$\Phi = \frac{H^*}{\text{coefficient de conversion}} \quad (\text{IV}, 4)$$

Le tableau IV.5 présente la fluence des neutrons rapides à différentes profondeurs, estimée le long de chaque axe

Tableau IV.4 : Fluence des neutrons rapides

Profondeur (cm)	Fluence (n/cm ² .Gy)		
	Axe 0 cm	Axe 20 cm	Axe 40cm
0	$1,66 \times 10^6$	$6,63 \times 10^6$	$1,64 \times 10^7$
3.5	$5,12 \times 10^6$	$1,38 \times 10^7$	$1,10 \times 10^7$
5	$2,34 \times 10^6$	$2,04 \times 10^7$	$1,85 \times 10^7$
7.5	$3,23 \times 10^6$	$1,72 \times 10^7$	$2,28 \times 10^7$
10	$3,96 \times 10^6$	$1,75 \times 10^7$	$7,29 \times 10^8$

Les figures IV8 à IV.10 présentent l'évolution de la fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur le long des axes 0, 20 et 40 respectivement. La figure IV.11 montre l'évolution de la fluence en fonction des profondeurs et des positions des axes au même temps.

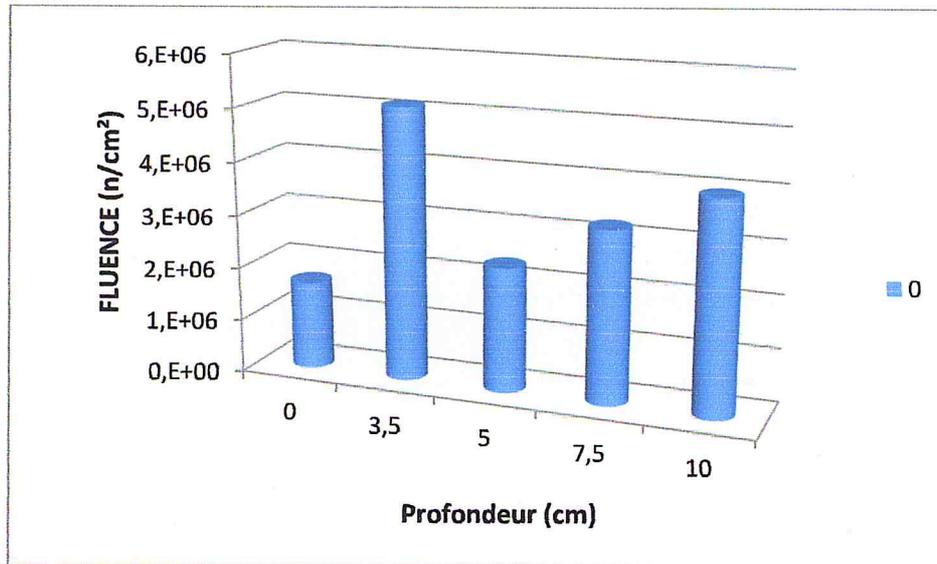


Figure IV.8 : Fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur dans l'axe du faisceau

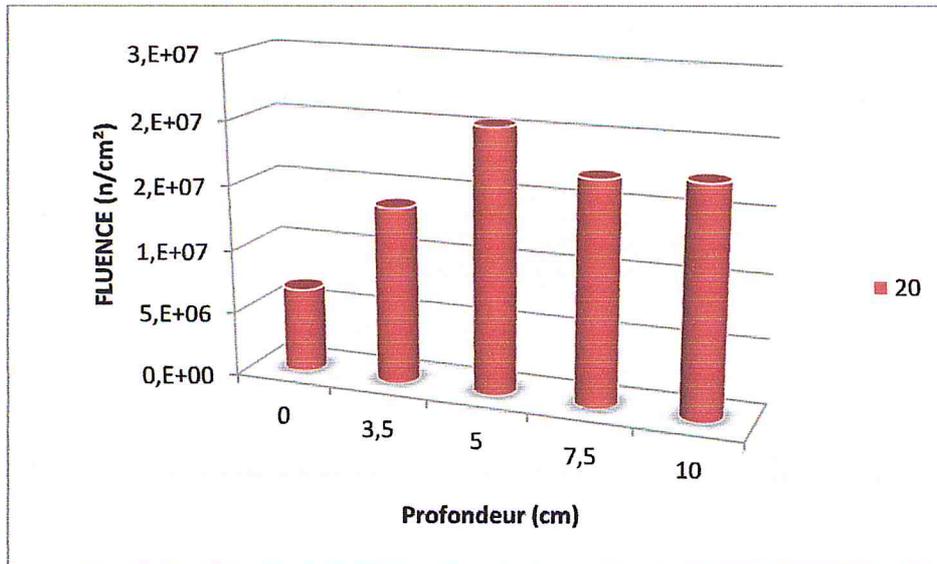


Figure IV.9 : Fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur à 20 cm de l'axe

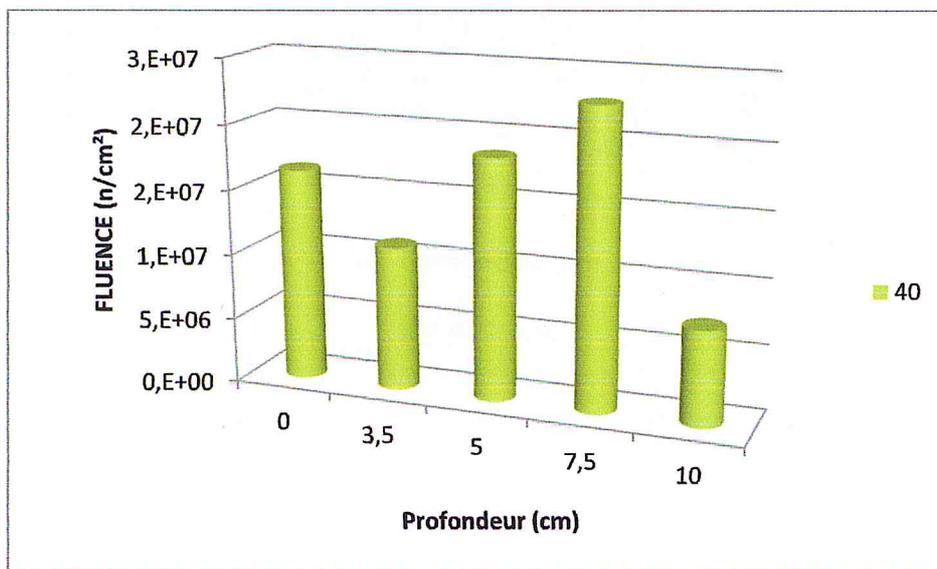


Figure IV.10 : Fluence des neutrons rapides en fonction de la profondeur à 40 cm l'axe

L'objectif principal de notre travail de mémoire est d'évaluer la dose due aux neutrons rapides produits par réaction photo-neutrons autour de l'accélérateur linéaire médical Varian 2100C utilisé en radiothérapie avec des énergies de 18 MV. Cette étude a été réalisée au le CRNA et avec la collaboration dus le service de radiothérapie, du CAC de Blida.

Les principaux résultats de notre travail sont :

La détermination de la densité de traces en utilisant les détecteurs solides de traces nucléaires CR-39 à différentes profondeurs le long de trois axes se trouvant à 0, 20 et 40 cm de l'axe du faisceau thérapeutique dans un fantôme en polyéthylène équivalent tissu représentant le patient.

Les densités ont été ensuite converties en équivalent de dose ambiant en utilisant la source de ^{252}Cf comme source de référence. Ces équivalents de doses ont été ensuite corrigés par rapport aux énergies des neutrons. La présence de maximums à des profondeurs de 3,5 ; 5 ; et 7,5 cm pour l'axe 0, 20, et 40 cm respectivement a été observée. Les valeurs maximales de l'équivalent de dose ambiant $H^*(10)$ dû aux neutrons rapides obtenues dans le présent travail en utilisant le détecteur CR-39 avec un champ d'irradiation (10×10) sont : 2.00, 2.14 et 2,39 mSv/Gy pour l'axe 0, 20 et 40 respectivement, ce qui est en bon accord avec les résultats obtenus par BEZOUBIRI ($2,74 \pm 0,14$ mSv/Gy) [3] et BOURJOIS ($2,98 \pm 0.3$ mSv/Gy) [20].

Les fluences des neutrons rapides estimées à partir des équivalents de dose en utilisant le coefficient de conversion de source de $^{242}\text{Am-Be}$ (α, n) le long de l'axe 0 et le coefficient de conversion de source de ^{252}Cf (D_2O) le long des autres axes ont été trouvées de l'ordre de 5.12×10^6 , 2.04×10^7 et 2.28×10^7 n/cm²/Gy pour les axes 0, 20 et 40 respectivement.

Les résultats obtenus confirment que les doses dues aux neutrons rapides estimées hors champs de traitement sont plus importantes que celles mesurées dans le champ. De plus, une dose de 2.39 mSv/Gy au niveau d'un organe qui se trouverait à 40 cm par rapport à l'axe central et à 7 cm de profondeur pour un traitement de 60 Gy, recevrait une dose totale intégrée de 143.4 mSv. Il est clair que cette dose n'est pas négligeable du point de vue de la radioprotection car elle pourrait engendrer des effets indésirables (cancer secondaire) à long terme.

ANNEXE

Grandeurs et unités dosimétriques

La dosimétrie est l'un des outils de la radioprotection, elle a pour objet de quantifier la dose absorbée par l'organisme humain et les dégâts biologiques y résultant. Pour évaluer les effets observés en fonction des quantités de rayonnement reçues en un lieu (dosimétrie de zone) ou sur une personne (dosimétrie individuelle), on se réfère à des grandeurs et unités de mesures définies par l'ICRP suivant que l'on considère des sources, des champs de rayonnement, ou des cibles irradiées. La radioprotection est l'ensemble des dispositions (règles, normes, procédures), des moyens de prévention et de surveillance visant à empêcher les effets nocifs des rayonnements directement ou indirectement ionisants produits sur des personnes. Parmi ces grandeurs : Les grandeurs physiques et les grandeurs opérationnelles.

Grandeurs physiques

Les grandeurs physiques sont des grandeurs accessibles quantitativement par le calcul ou par la mesure. On distingue parmi ces grandeurs : l'énergie, l'activité, le taux d'émission, l'intensité d'émission, les grandeurs radiométriques et les grandeurs dosimétriques

Grandeurs radiométriques

Elles servent à caractériser le champ de rayonnements, on peut citer le flux, la fluence. La fluence représente le nombre de particules incidentes dN sur une sphère de section droite dS :

$$\Phi = \frac{dN}{dS}$$

Le flux de particules est la fluence par seconde. Il s'agit donc d'un nombre de particules par cm^2 et par seconde.

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d^2N}{dS dt}$$

Grandeurs dosimétriques

Dose absorbée

La dose absorbée D donnée en Gray (Gy) est une grandeur macroscopique recommandée par l'ICPR. Cette grandeur est définie comme étant le rapport de l'énergie moyenne ΔE communiquée par les rayonnements ionisants à la matière dans un volume ΔV , à la masse Δm de la matière contenue dans cet élément de volume.

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Les grandeurs opérationnelles.

Les grandeurs opérationnelles sont définies par l'ICRU [21, 22, 23, 24]. Toutes les grandeurs opérationnelles actuelles (l'équivalent de dose ambiant $H^*(d)$, l'équivalent de dose directionnel $H'(d, 0)$ pour la surveillance de l'environnement, et l'équivalent de dose personnel $H_p(d)$ pour la surveillance individuelle) ont pour unité le (Sv). Elles sont définies par rapport à des fantômes standards, faciles à mettre en œuvre (plaques ou sphère en matériau équivalent tissu).

L'équivalent de dose ambiant

L'équivalent de dose ambiant, $H^*(d)$, en un point dans un champ de rayonnement est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ aligné et étendu correspondant dans une sphère de 30 cm de diamètre remplie de matériau équivalent-tissu, à une profondeur, d , sur le rayon opposé à la direction du champ aligné. La valeur recommandée de d est de 10 mm pour les rayonnements pénétrants et de 0.07 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] MOUHSSINE D., (2004) "Étude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photo stimulables type BaFBr (Eu) : caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle", Docteur de l'Université Louis Pasteur-Strasbourg I
- [2] TRAORE I. (2013) "Etude et caractérisation des fonctions des réponses des détecteurs solides de traces nucléaires : Application à la dosimétrie radon et neutron", Doctorat de l'Université de Strasbourg France.
- [3] BEZOUBIRI F., (2009) " Détermination expérimentale de la distribution de la dose neutronique autour d'un accélérateur linéaire médical", Mémoire de MAGISTER. USTHB.
- [4] BLANC D. (1990) "Les rayonnements ionisants", Détection, Spectrométrie, Dosimétrie Ed. MASSON.
- [5] ISO : 8529-1 (2001) Reference neutron radiations, Part 1 : characteristics and methods of production
- [6] DJOUMESSI Z. (2006) "Modélisation par méthodes Monte Carlo de l'espace des phases d'un faisceau de photons en radiothérapie" Master 2 Physique Médicale. Université de "Nice".
- [7] NCRP 151, National Council on Radiation Protection and Measurements (2005). Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma-ray radiotherapy facility.
- [8] MONSON J. M. (2014) "Measurements of photo-neutron from a medical linear accelerator using CR-39 plastic nuclear track detectors".
- [9] NCRP 79, National Council on Radiation Protection and Measurements (1984). Neutron contamination form Medical Electron Accelerator.
- [10] DJEFFAL S., (1984) "Dosimétrie personnelle des neutrons rapides à l'aide d'une nouvelle procédure de développement électrochimique du CR-39. Mémoire de MAGISTER.
- [11] CHEKERKER H., (1997) "Etude des méthodes d'étalonnage de faisceaux de neutrons : Application à une source Am-Be" Diplôme de poste-graduation spécialisée. Centre de Radioprotection et Sûreté.
- [12] BADREDDINE, A.W., IMATOUKENE, D., AIT-ZIANE, M. , MEBHAH, D., YENNOUN, A., HATTALI, B. , LOUNIS-MOKRANI, Z., BOUCENNA, A. ,

Résumé

En radiothérapie, les neutrons produits au niveau de la tête des accélérateurs médicaux à des énergies de 18 MeV induisent des doses indésirables au niveau de la tumeur ainsi que pour les organes sains. Ce travail vise principalement l'évaluation de ce composant photo-neutron à l'aide des détecteurs solides de traces nucléaires CR-39 à différentes profondeurs dans un fantôme en polyéthylène équivalent tissu. Cette étude a été réalisée au le centre de recherche nucléaire (CRNA) et au service de radiothérapie du Centre Anti-Cancer (CAC) de Blida.

Les résultats montrent que l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons rapides obtenus par CR-39 pour un champ ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) varie en fonction de la profondeur et de la position de l'axe. Ainsi, à l'axe 0 (centre du faisceau thérapeutique) le profil de l'équivalent de dose présente un maximum à la profondeur 3.5 cm, à l'axe 20 le maximum est observé à la profondeur de 5 cm tandis qu'à l'axe 40, ce maximum apparait à une profondeur de 7.5 cm. De plus, les valeurs maximales sont de 2,00, 2,14 et 2,39 mSv/Gy pour les axes 0, 20 et 40 cm respectivement. Ces résultats sont en bon accord avec ceux mesurés antérieurement dans le laboratoire ($2,74 \pm 0,14 \text{ mSv/Gy}$) ou publiés dans la littérature ($2,98 \pm 0.3 \text{ mSv/Gy}$).

Abstract

In radiotherapy, the neutrons produced at the head of the medical accelerators with energies of 18 MeV induce undesirable dose at the tumor and to normal organs. This work is primarily evaluating this composant photo-neutron using nuclear tracks solid detectors CR-39 at different depths in a phantom polyethylene equivalent tissu. This study was conducted at the Nuclear Research Center (NRCA) and the radiotherapy department, of Anti-Cancer Centre (CAC) of Blida.

The results show that the ambient dose equivalent due to the fast neutrons obtained by CR-39 for a field ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) varies depending on the depth and position of the axis. Thus, at axis 0 (center of therapeutic beam), the equivalent dose profile has a maximum at depth 3.5 cm, to the axis 20 is the maximum observed in the depth of 5 cm while to the axis 40, the maximum appears at a depth 7.5 cm. In addition, maximum values are de 2,00, 2.14 and 2,39mSv / Gy for axes 40 and 0.20 respectively. These results are in good agreement with those previously measured in the laboratory ($2,74 \pm 0,14 \text{ mSv/Gy}$) or published in the literature ($2,98 \pm 0.3 \text{ mSv/Gy}$).

ملخص

في العلاج الإشعاعي، تسبب النيوترونات التي تنتج على مستوى رأس المسرعات الخطية الطبية عند طاقات 18 MeV جرعات غير مرغوب فيها في الورم وكذلك في الأعضاء السليمة. يهدف هذا العمل أساساً إلى تقييم هذا الفوتونيوترون باستخدام الكاشفات الصلبة للأثار النووية وذلك عند أعماق مختلفة داخل شبح مصنوع من البولي إيثيلين وهومكافئ النسيج. تم إنجاز هذه الدراسة في مركز البحث النووي بالجزائر و مركز مكافحة السرطان بالبلدية.

تبين النتائج أن مكافئ الجرعة البيئي الناتج عن النيوترونات السريعة والذي تحصلنا عليه باستخدام CR-39 مع مجال تشعيع $(10 \times 10 \text{ سم}^2)$ يتغير حسب العمق وحسب موقع المحور. نحصل هكذا على مستوى المحور 0، شكل مكافئ الجرعة بقيمة قصوى على عمق 3.5 سم بينما بالنسبة للمحور 20 نجد هذه القيمة على عمق 5 سم في حين على محور 40 تكون على عمق 7.5 سم. كما نلاحظ أن القيم العظمى هي 2.39, 2.14, 2 yG/vSm بالنسبة للمحاور 0, 20, 40 على التوالي.

تتوافق هذه النتائج مع النتائج المتوفرة في المخبر $2.74 \pm 0.14 \text{ yG/vSm}$ وكذلك مع تلك المنشورة في الأدبيات العلمية $2.98 \pm 0.30 \text{ yG/vSm}$.