

Université Saâd DAHLAB de Blida

Faculté des Sciences
Département de : Physique

Mémoire Présenté par :

Hammia Wassila

Agrari Sara

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : Physique .

Spécialité : Physique médicale .

Option : Radiothérapie .

Sujet :

Dosimétrie des faisceaux clinique à l'aide de la TLD

Etude comparative des différents types de dosimètres.

Soutenue le : 23 juin 2011, devant le jury composé de :

M. R. Khelifi	Maitre de conférences A	USDB	Président
M. B.Hocini	Maitre assistant A	USDB	Examineur
M. M.Chekirine	Maitre assistant A	USDB	Examineur
M. M. Arib	Maitre de recherche A	CRNA	Rapporteurs

JUIN 2011

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

A mes parents en témoignage de mon affection, et pour tout le soutien et les encouragements qu'ils m'ont apportés afin de réaliser ce travail.

A la mémoire de ma grand mère

A mes sœurs Fatma Zohra et Nawel, ainsi qu'à mes frères Mohamed, Badis et Billel, et à toute ma famille.

A Ramzi, Mohamed et la petite Yasmine

A ma très chère amie Wassila

A toute ma promotion de MASTER Physique Médicale.

A tous ceux qui ont assuré notre formation.

SARA

Je dédie ce modeste travail

D'abord à mes très chers parents qu'ils furent toujours près de moi, depuis ma naissance. Je les remercie de leur soutien, sacrifices, conseils et encouragements qu'ils m'ont apportés pendant toutes ces années d'études. Je souhaite que dieu me les garde et me les protège.

À mes très chers adorable sœurs Fatiha, Hadjer, Oulia et Amina.

À ma très chère amie Sara

À toute la famille Hammia

À toutes mes amis

À toute ma promotion de MASTER Physique Médicale.

À tous ceux qui ont assuré notre formation.

Et tous ceux qui m'aiment.

Wassila

Remerciement

Ce mémoire à été réalisé au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA)

Nos premiers remerciements sont adressés à notre promoteur **Mr ARIB MEHENNA** maître de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, pour nous avoir proposé ce thème et nous a permis de réaliser ce travail de recherche au sein de ce laboratoire, pour tout le temps qu'il nous a consacré et pour avoir assuré avec intérêt la direction et le suivi de ce travail.

Un très grand merci du fond de notre cœur à **Melle. Fouzia Dari** ingénieur au niveau du Département de Physique Médicale de la Division de Physique Radiologique, pour ses conseils précieux, ses encouragements et sa patience en nous expliquant les notions de physique et en nous initiant aux techniques expérimentales.

Un très grand merci à **Mr Yahia Kessira**, Physicien Médical, pour son aide, ses remarques et ses conseils concernant la rédaction de ce mémoire.

Nos gratitudee et Nos reconnaissances vont aussi :

- Aux membres du laboratoire du LSED du CRNA pour leurs conseils et d'avoir mis à nous disposition tout les moyens matériels et documents pour réaliser ce travail, plus particulièrement, **Mr T. Medjadj**.
- A notre professeur Messieurs **M. Bentaiba** et aux physiciens médicaux, **Mr S. Khoudri**, **B. Hocini** qui ont participé dans notre formation durant ces deux années.
- Messieurs **R. Khelifi**, qui nous a fait l'honneur de présider le jury de ce mémoire, et aux membres du jury Messieurs **B. Hocini** et Messieurs **M. Chekirine** qui nous font l'honneur de juger notre travail.

Et finalement nous remercions tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour réaliser ce travail.

Résumé :

Le travail, réalisé au Laboratoire Secondaire d'Etalonnage en Dosimétrie (LSED) relevant du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), a permis de réaliser une étude comparative des caractéristiques dosimétriques et métrologiques de quatre types de dosimètres à thermoluminescence sous forme de poudre. Il s'agit de dosimètres LiF :Mg,Ti (TLD 100 et GR 161) et LiF :Mg,Cu,P (GR 200p GR 207p). le travail entrepris a permis d'étudier la reproductibilité, les courbes d'étalonnage, et l'effet de fading de ces quatre dosimètres. Par ailleurs, l'effet d'annihilation sur la réponse de ces dosimètres en termes de sensibilité a été étudié en leur faisant subir le même cycle d'annihilation, d'irradiation et d'évaluation à chaque fois. Les irradiations ont été effectuées dans la faisceau de ^{60}Co du LSED dans les conditions de référence en utilisant un fantôme en PMMA permettant d'irradier simultanément jusqu'à cinq capsules TLD. La validation des résultats a été effectuée en réalisant un audit qui consiste à irradier les dosimètres à des doses connues uniquement par l'équipe de LSED et à évaluer ces dosimètres. L'écart entre les doses communiquées et les doses évaluées permet d'avoir une idée sur la fiabilité de la procédure d'évaluation des dosimètres. les résultats montrent que les courbes d'étalonnage pour tous les dosimètres sont parfaitement linéaires dans le domaine des doses étudié. Il est montré aussi que l'annihilation a pour effet d'améliorer la sensibilité des dosimètres de type GR (radiosensibilisation) et que les dosimètres GR 207p sont les plus sensibles les rendant plus utilisables pour la dosimétrie des faibles doses. L'étude permet de conclure que les dosimètres GR 200p et TLD 100 peuvent être considéré comme fiables pour l'audit des faisceaux utilisés en radiothérapie. Néanmoins, vu que la reproductibilité de la TLD 100 voisine de 2 % ce dosimètre reste le meilleur dosimètre pour l'audit.

Mots clé : Dosimétrie, TLD, Thermoluminescence, Dose absorbée, Audit, Etalonnage

Summary :

The work, performed at the Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL) belonging to the Nuclear Research Center of Algiers (CRNA) allowed as to realize a comparative study of dosimetric and metrological parameters of four types of power thermoluminescent dosimeters. The dosimeters consists of LiF:Mg,Ti (TLD 100, GR 161p) and LiF:Mg,Cu,P (GR 200p, GR 207p). the performed work consists of studying the reproducibility, the calibration curves and the fading effect for this dosimeters. On the other hands, the annihilation effect on the calibration response of the dosimeters in terms of sensitivity was investigated by letting these dosimeters undergoing a same cycle of annihilation, irradiation and evaluation following the same protocol. The irradiations was performed at the SSDL's ^{60}Co unit using a PMMA phantom allowing simultaneous irradiation of five dosimeters. In order to validate our results, an audit was performed which consists of irradiating the dosimeters are unknown doses. The difference between the communicated dose and the evaluated dose gives an idea about the accuracy of evaluation procedure. The results showed that the calibration curves are perfectly linear for the whole set of dosimeters in investigated dose range. It is shows also that the annihilation improves the sensitivity for the GR dosimeters (radio sensitization) and that the GR 207p is the most sensitive dosimeters showing its suitability for low dose dosimetry. Our study allowed us to conclude that the GR 200p and TLD 100 are more suitable for the audit of radiotherapy beams. However, due to its better reproducibility (around 2 %), the TLD 100 is still considered as the reference dosimeter for this purpose.

Key words: Dosimetry, TLD, Thermoluminescence, Absorbed dose, Audit, Calibration

Liste des figures

Fig. 2.1.	Schéma énergétique d'une fluorescence(a) et d'une phosphorescence(b).....	9
Fig. 2.2.	Schéma de bandes d'énergie d'un cristal parfait.....	10
Fig. 2.3.	Différents défauts ponctuels dans un réseau cristallin.....	11
Fig. 2.4.	Exemples d'associations de défauts ponctuels: défaut de Schottky (lacune de 2 ions) et défaut de Frenkel (déplacement d'un ion).....	12
Fig. 2.5.	Schéma de bandes d'un cristal réel.....	12
Fig. 2.6.	Schéma de principe de la thermoluminescence.....	14
Fig. 2.7.	Courbe de thermoluminescence du LiF : Mg,Ti (TLD100).....	16
Fig. 2.8.	Création artificielle d'un piège dans le LiF.....	17
Fig. 2.9.	Réponse de LiF en fonction de la dose.....	18
Fig. 2.10.	La réponse théorique en énergie de plusieurs dosimètres TL relative à celle de l'air.....	20
Fig. 3.1.	Schéma synoptique illustrant la désintégration du ^{60}Co	24
Fig. 3.2.	Tête de l'unité de Cobalt 60 l'ELDORADO78 et la console de commande... ..	26
Fig. 3.3.	Fantômes utilisés en radiothérapie.....	26
Fig. 3.4.	Lecteur Harshaw 4000.....	27
Fig. 3.5.	Synoptique d'un lecteur de thermoluminescence.....	27
Fig. 3.6.	Cycle de chauffage du HARSHAW.....	28
Fig. 3.7.	Four utilisé pour la régénération de la poudre.....	28
Fig. 4.1.	Variation de l'écart-type des lectures en fonction de débit de l'Azote.....	29
Fig. 4.2.	La réponse des TLD en fonction de la tension de PM.....	29
Fig. 4.3.	Les capsules utilisées.....	30
Fig. 4.4.	Les doseurs utilisés pour administrer la poudre à évaluer.....	30
Fig. 4.5.	La balance utilisée.....	30
Fig. 4.6.	Distribution des masses des échantillons administrés par les deux types de doseurs.....	31
Fig. 4.7.	Courbe de réponse d'LiF.....	33
Fig. 4.8.	Courbe de thermoluminescence pour les LiF :Mg,Cu,P.....	34
Fig. 4.9.	Conteneur en acier inox.....	35
Fig. 4.10.	Procédure d'annihilation de la poudre.....	35
Fig. 4.11.	Fantôme en PMMA + porte capsules et unité d'irradiation ^{60}Co	35
Fig. 4.12.	L'irradiation dans un fantôme PMMA.....	36
Fig. 4.13.	Géométrie utilisée pour déterminer la dose absorbée dans l'eau (a) et pour L'irradiation des capsules (b).....	37
Fig. 4.14.	Temps entre irradiation et évaluation des dosimètres TLD100.....	38
Fig. 4.15.	Temps entre irradiation et évaluation des dosimètres GR200.....	39
Fig. 4.16.	Courbes d'étalonnage des différents dosimètres.....	41
Fig. 4.17.	Histogramme des reproductibilités des détecteurs.....	42
Fig. 4.18.	Courbe d'étalonnage de la TLD 100 pour trois manipulateurs A, B et C... ..	42
Fig. 4.19.	Effet d'annihilation sur les courbes d'étalonnage.....	44
Fig. 4.20.	Effet d'annihilation sur la réponse du dosimètre.....	45
Fig. 4.21.	Effet d'annihilation sur la reproductibilité des dosimètres.....	45
Fig. 4.22.	Courbes de fading des différents dosimètres.....	47
Fig. 4.23.	Résultats de l'audit par rapport aux courbes d'étalonnage.....	50

Liste des tableaux

Tableau 2.1. Propriétés de certains matériaux thermoluminescents utilisés en dosimétrie.....	15
Tableau 4.1. Les écarts-types et les masses moyennent pour les doseurs.....	31
Tableau 4.2. Proportions relatives de ^6Li et ^7Li	32
Tableau 4.3. Caractéristiques des différents pics du LiF100.....	33
Tableau 4.4. Caractéristiques physiques des différents détecteurs.....	34
Tableau 4.5. Cycles d'annihilation utilisés.....	35
Tableau 4.6. Cycles de lecture des différents détecteurs utilisés.....	38
Tableau 4.7. Les écarts types des différents dosimètres.....	42
Tableau 4.8. La lecture moyenne de chaque dosimètre pour différentes doses.....	46
Tableau 4.9. Comparaison entre les différents détecteurs.....	49
Tableau 4.10. Résultats d'Audit de la TLD 100.....	49
Tableau 4.11. Résultats d'Audit de la GR 200p.....	49
Tableau 4.12. Résultats d'Audit de la GR 207p.....	49
Tableau 4.13. Résultats d'Audit de la GR 161p.....	49
Tableau 4.14. Déviation sur la dose communiquée par rapport à la dose évaluée pour les différents dosimètres.....	51

Table des matières

Introduction générale.....	1
I. Interactions des rayonnements électromagnétiques avec la matière :.....	3
I.1. Coefficient d'interaction des particules non chargées avec la matière :	3
I.1.1. Coefficient massique d'atténuation :.....	3
I.1.2. Coefficient massique de transfert d'énergie :.....	3
I.1.3. Coefficient massique d'absorption en énergie :	4
I.2. Coefficient d'interaction de particules chargées avec la matière :.....	4
I.2.1. Pouvoir massique de ralentissement :	4
I.2.2. Transfert linéique d'énergie (TLE) :.....	4
I.3. Grandeurs et unités dosimétriques :	5
I.3.1. Energie cédée:.....	5
I.3.2. Kerma:.....	5
I.3.3. Dose absorbée :	6
I.3.4. Equilibre électronique :	6
I.3.5. Quelques unités utilisées pour mesurer les rayonnements ionisants et les doses de radiation.....	7
II.1 La thermoluminescence :.....	8
II.1.1 Introduction :	8
II.1.2. Historique :	8
II.2 Phénomène de luminescence :.....	8
II.2.1 Définition :.....	8
II.2.2 Fluorescence et phosphorescence :	9
II.2.3 Luminescence cristalline :	10
II.2.3.1 Le Cristal parfait :.....	10
II.2.3.2 Le cristal réel :	11
II.2.3.3 Les pièges à électrons, ou à trous :.....	12
II.3. Principe de la thermoluminescence :.....	14

IV.6.2.3. Facteur de transfert eau, PMMA :	36
IV.6.3. Procédures d'évaluation des dosimètres :	37
IV.6.3.1 Cycles de lecture des TLD100 et GR	37
IV.6.3.2 Temps entre irradiation et lecture :	37
IV.7. Evaluation des doses à l'aide de la TLD :	39
IV.7.1. Courbes d'étalonnages :	39
IV.7.1.1. Principe général d'étalonnage :	39
IV.7.1.2. Etablissements de la droite d'étalonnage :	40
IV.7.1.3. Reproductibilité des dosimètres :	42
IV.8. Effet d'annihilation :	43
IV.8. Etude du Fading :	46
IV.9. Application a l'audit :	48
IV.9.1. Définition :	48
IV.9.2. Méthode :	48
IV.9.3. Résultats :	49
Conclusion générale.....	53
Références.....	55
Annexe.....	58

Introduction générale :

La physique médicale est une branche de la physique qui a pour objet des applications de à la médecine, particulièrement à la radiothérapie, au radiodiagnostic et à la médecine nucléaire. Dans ce contexte, les médecins ont utilisés les propriétés que possède les rayonnements ionisants de détruire le tissu biologique pour le traitement des tumeurs. Néanmoins, la réussite d'un traitement radio thérapeutique dépend surtout de la précision dans la détermination de la dose délivrée à la tumeur. Cette précision, qui elle-même est liée à l'étalonnage des faisceaux utilisés pour le traitement, doit être inférieure ou égale à $\pm 5\%$ [1].

Les exigences de la précision dans la radiothérapie ont imposé l'élaboration des programmes dédiés d'assurance qualité en dosimétrie. Ces programmes, qui doivent englober notamment un contrôle périodique de la dose absorbée dans les conditions réelles de traitement à l'aide de dosimètres fiables tels que la chambre d'ionisation, les dosimètres thermoluminescents (TLD) ou le dosimètre de Fricke, permet de déceler toute anomalie susceptible de faire échouer le traitement. A cet effet, plusieurs réseaux régionaux d'audit postal à l'aide de la TLD ont été mis en place. Parmi ces réseaux, citons le réseau International de l'AIEA (basé à Vienne), les réseaux Européens EURAQA et EC-NETWORK dont les sièges sont à Paris (IGR) et Belgique (Leuven) et Le réseau Américain (RPC) [2]. Ces derniers ont développé depuis longtemps des techniques d'audit des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie dans les conditions de référence. Pour répondre aux exigences modernes de radiothérapie, plusieurs propositions d'audit dans les conditions différentes, des conditions de référence ont été émises et sont en cours d'évaluation par ces réseaux. En Algérie, le Groupe d'Audit Externe (GAE) du Laboratoire Secondaire d'Etalons En Dosimétrie (LSED) appartenant au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), opérationnel depuis 1995, a pour mission principale de contrôler à distance les faisceaux cliniques du territoire national. Ce groupe utilise pour ces mesures de routine des dosimètres thermoluminescents sous forme de poudre.

Par ailleurs, ce même groupe a établi des procédures de façons à ce que ces activité fassent périodiquement l'objet d'audit appropriés afin de vérifier que son fonctionnement continue d'être conforme aux prescriptions du système qualité mis en place au Laboratoire.

La TLD 100 (LiF : Mg, Ti) a été le dosimètre thermoluminescent (TL) commercialisé le plus connu, depuis quelques décennies. Ce dosimètre a été jugé par plusieurs groupes de recherche comme matériau de référence pour l'élaboration de nouveaux matériaux TL pour la

dosimétrie des rayonnements ionisants. En fait, la TLD 100 est en train d'être remplacée par le matériau (LiF :Mg, Cu, P) chinois de type GR (GR200 p, GR207 p et GR161 p), considéré comme matériau idéal en dosimétrie clinique parce qu'il est considéré comme équivalent tissu, est de 30 à 50 fois plus sensible que les TLD 100 [3].

L'objectif de notre travail est d'effectuer une étude comparative des principales caractéristiques de ces dosimètres TL (TLD100, GR200 p, GR207 p et GR161 p) utilisables pour la dosimétrie des rayonnements ionisants dans le domaine médical. Cette étude a porté sur la reproductibilité, la sensibilité, la linéarité de la réponse avec la dose, le fading ainsi que l'influence de l'annihilation sur ces paramètres. L'étroite dépendance des caractéristiques dosimétriques avec les conditions de lecture et les traitements subis par le matériau TL explique la diversité des résultats souvent constatée entre des publications traitant pourtant du même matériau. Avant d'entreprendre des mesures systématiques ou des expériences avec un dosimètre thermoluminescent même connu, on aura donc soin de contrôler, voire d'établir si nécessaire, ses principales caractéristiques dosimétriques.

Le présent mémoire est subdivisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre rappelle les notions des grandeurs dosimétriques et des unités radiologiques.

Le deuxième chapitre expose la théorie de la thermoluminescence, son principe, les caractéristiques des dosimètres TLD et ses différentes applications en clinique et en radioprotection.

Le troisième chapitre concerne la description des équipements utilisés dans notre partie expérimentale.

Les résultats expérimentaux sont présentés, analysés et discutés au quatrième chapitre. Pour la validation de nos résultats, un audit a été effectué. Cela a consisté à évaluer à l'aide des différents dosimètres, les doses préalablement communiquées par l'équipe du laboratoire. Les résultats de cet audit sont présentés dans la deuxième partie de ce chapitre.

Une conclusion générale clôture notre travail.

CHAPITRE I

Interaction rayonnement matière

I. Interactions des rayonnements électromagnétiques avec la matière :

Parmi les différents processus possibles d'interaction des photons avec la matière, seuls trois d'entre eux jouent un rôle important : l'effet Photoélectrique, l'effet Compton et l'effet de Production de Paires (Matérialisation en un pair électron positron) [4].

I.1. Coefficient d'interaction des particules non chargées avec la matière :

I.1.1. Coefficient massique d'atténuation :

Les coefficients linéaires d'atténuation sont dépendants de l'état physico-chimique de la matière : gaz, liquide, solide et sont colligés dans des tables. Pour éviter une trop grande variation des coefficients, les tables sont portées pour le rapport du coefficient linéaire d'atténuation à la masse volumique ρ du matériau : soit le coefficient massique d'atténuation : μ/ρ . Ce dernier a pour dimension une surface divisée par une masse $L^2.M^{-1}$; l'unité la plus fréquente est le $cm^2.g^{-1}$. Le sens physique de cette grandeur est celui d'une surface de section offerte aux interactions entre rayonnement et matière par unité de masse de matière traversée. Ainsi, la distance traversée est exprimée en g/cm^2 .

Le coefficient d'atténuation global est la somme des coefficients d'atténuation liés à l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet de création de paires :

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_c + \mu_{PP} \quad 1.1.$$

Le coefficient d'atténuation massique s'exprime quant à lui comme :

$$\mu/\rho = \mu_{PE}/\rho + \mu_c/\rho + \mu_{PP}/\rho \quad 1.2.$$

On sait que μ varie en fonction de Z et de E . L'avantage à utiliser le terme μ/ρ est d'avoir une fonction à peu près indépendante de Z dans les zones où l'effet Compton est prépondérant.

I.1.2. Coefficient massique de transfert d'énergie :

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dE_{tr}}{dl} \quad 1.3.$$

Où E est l'énergie cinétique de chacune des particule (excluant l'énergie de masse au repos), N est le nombre de particules, et dE_{tr}/EN est la fraction de l'énergie des particules incidentes transférée sous forme d'énergie cinétique de particules chargées au cours d'interactions se produisant à la traversée d'une distance dl dans le matériau de masse volumique ρ .

I.1.3. Coefficient massique d'absorption en énergie :

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad 1.4.$$

μ_{tr}/ρ est le coefficient massique de transfert d'énergie et g est la fraction de l'énergie des particules chargées secondaires perdue sous forme de rayonnement de freinage dans le matériau considéré[5,6].

I.2. Coefficient d'interaction de particules chargées avec la matière :

I.2.1. Pouvoir massique de ralentissement :

Le pouvoir massique de ralentissement (d'arrêt) total S , d'un milieu pour des particules chargées est le quotient de dE par $\rho \cdot dl$ où dE est l'énergie perdue par une particule chargée en parcourant un élément de longueur dl du milieu de masse volumique ρ .

$$S = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl} \quad 1.5.$$

I.2.2. Transfert linéique d'énergie (TLE) :

En traversant la matière, les particules chargées perdent leur énergie selon différents types d'interactions : les interactions élastiques et inélastiques se font avec les électrons orbitaux et les noyaux atomiques du milieu ralentisseur.

Le transfert d'énergie linéique (TEL) est une grandeur utilisée pour mesurer le ralentissement de particules chargées. Le TEL représente la perte d'énergie, par unité de longueur de trajectoire des particules incidentes, consécutivement à leurs chocs avec les électrons.

L'expression de TLE de basse énergie, est donnée par la formule de Bethe [6] :

$$TLE = \left| -\frac{dE}{dx} \right| = \frac{4\pi z^2 e^4}{\epsilon_0 m_e v^2} NZ \text{Log} \left(\frac{2m_e v^2}{I} \right) \quad 1.6.$$

Avec z la charge de la particule incidente, v sa vitesse ; m_e est la masse au repos de l'électron et e sa charge ; ϵ_0 est la permittivité du vide égale à $8,854 \cdot 10^{-10}$ F.cm⁻¹ et c 'est la vitesse de la lumière dans le vide égale à $3 \cdot 10^8$ m/s.

N est le nombre des noyaux cibles par unité de volume du matériau absorbant de numéro atomique Z , et I est la valeur moyenne du potentiel d'ionisation tenant compte de l'ionisation et de l'excitation des atomes ralentisseurs.

Bien que les effets biologiques varient d'un rayonnement à un autre, en règle générale, l'effet d'une particule chargée croît proportionnellement au TLE [8].

I.3. Grandeurs et unités dosimétriques :

Les grandeurs utilisées pour la mesure de la quantité de rayonnements ionisants sont basées sur le nombre total d'événements ionisants d'une situation donnée ou sur la quantité totale d'énergie déposée, généralement dans une masse d'un matériau bien défini. Parmi les grandeurs et les unités dosimétriques qui ont été définies dans l'ICRU 33, on trouve :

I.3.1. Energie cédée:

Les phénomènes produits suite au mécanisme d'interaction des rayonnements avec la matière sont caractérisés par la quantité d'énergie dans une unité de masse ou de volume après une irradiation. Cette énergie est appelée énergie cédée (ε). Elle est donnée par l'équation:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_e - \sum \varepsilon_s \quad 1.7.$$

Où:

$\sum \varepsilon_e$: représente la somme de toutes les énergies (autre que celles au repos) ayant pénétré dans le volume donné ;

$\sum \varepsilon_s$: représente la somme de toutes les énergies (autre que celles au repos) qui ont quitté ce volume ;

ε : représente la différence entre la somme des énergies libérées et la somme des énergies dépensées, lors d'éventuelles transformations de noyaux ou de particules élémentaires dans le volume considéré. L'unité de cette grandeur est le « Joule ».

On définit l'énergie massique spécifique (Z) par le rapport de l'énergie cédée (ε) et la masse (m) :

$$Z = \frac{\varepsilon}{m} \quad 1.8.$$

L'unité de cette grandeur est le joule par kilogramme (J/ Kg)[7].

I.3.2. Kerma:

Kerma est une abréviation pour *Kinetic Energy Released per unit Mass*. Le kerma K représente la somme des énergies transférées aux particules chargées dE_{tr} par des particules ionisantes non chargées, rapportée à la masse du milieu considéré dm :

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad 1.9.$$

Le Kerma s'exprime en J/kg, ou Gray (Gy).

En dosimétrie, on définit le champ de particules directement ionisantes par le débit de Kerma dans une substance de référence.

$$\dot{K} = \frac{K_{air}}{t} \quad 1.10.$$

\dot{K} est le débit de kerma, K_{air} est le Kerma dans l'air et t est le temps d'exposition.

I.3.3. Dose absorbée :

Au cours des différentes interactions qui viennent d'être décrites, les photons en pénétrant dans la matière perdent de l'énergie qu'ils cèdent à des électrons. La dose absorbée est l'énergie déposée dans le milieu, causé par excitations et ionisations ayant lieu le long des parcours des électrons. Si une certaine quantité d'énergie dE est déposée par ces électrons dans un volume dV dont la masse est dm , la dose absorbée en un point P situé au centre de ce volume est définie par :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad 1.11.$$

Elle est exprimée en Gray.

Par définition, l'énergie communiquée à un volume élémentaire de matière est égale à :

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q \quad 1.12.$$

- R_{in} : énergie radiante entrant dans le volume élémentaire ;
- R_{out} : Energie radiante sortant du volume de la matière ;
- ΣQ : somme de toutes les modifications de l'énergie interne résultant des transformations qui se produisent dans le volume.

I.3.4. Equilibre électronique :

La dose en un point du milieu est directement liée à la fluence des électrons en ce point. Pour un faisceau de photons la dose absorbée en un point dépend donc des conditions de mise en équilibre électronique. Les électrons secondaires projetés par les photons ont une énergie comprise entre 0 et l'énergie des photons incidents, et sont émis dans toutes les directions de l'espace. Lorsque l'énergie augmente, ils sont projetés préférentiellement dans la direction des photons incidents. Au fur et à mesure que le faisceau de photons pénètre dans le milieu, il met

en mouvement des électrons et la fluence de ces électrons sur des couches successives de milieu augmente progressivement. Le rapport des fluences des électrons et des photons (ϕ électrons) / (ϕ photons) reste constant. L'équilibre électronique est atteint. A la profondeur correspondant au parcours maximal des électrons mis en mouvement, il y a d'autant d'électrons créés par couche du milieu que d'électrons arrêtés dans cette couche.

I.3.5. Quelques unités utilisées pour mesurer les rayonnements ionisants et les doses de radiation

Le **Gray** est une unité de dose absorbée de radiation. Le Gray est une mesure de la déposition d'énergie dans un tissu biologique.

$$1\text{Gy} = 1\text{J/Kg} = 100\text{ Rad}$$

$$1\text{Rad} = 100\text{ erg/g}$$

$$1\text{erg} = 10^{-3}\text{ J}$$

$$1\text{ J} = 1.6 \times 10^{19}\text{eV}$$

Rad (Radiation absorbed dose)

Le **Roentgen** est une unité de l'exposition de radiation X et gamma. L'exposition exprimée en (R) est égale à la charge électrique totale (Q) de tous les ions positifs produits dans l'air quand tous les électrons secondaires mis en mouvement sont freinés par l'élément de masse (Δm).

$$1\text{ R} = 2.58 \times 10^{-4}\text{ C/Kg}$$

Le **Sievert** (Sv) est une unité de dose de radiation absorbée qui prend en compte l'efficacité biologique relative des différentes formes de rayonnement ionisant et la façon différente dont ils transfèrent leur énergie aux tissus humains. La dose exprimée en Sv est égale à la dose exprimée en Gy multipliée par le facteur de qualité (Q). Le Sievert est principalement une mesure des dommages biologiques [9].

$$\text{Sv} = \text{Gy} \cdot \text{Q}$$

$$1\text{Sv} = 100\text{ Rem}$$

$$\text{Rem} = \text{Rad} \cdot \text{Q}$$

CHAPITRE II

Théorie de la thermoluminescence

II.1 La thermoluminescence :

II.1.1 Introduction :

La thermoluminescence (TL) est la propriété que possèdent certains solides cristallins, préalablement irradiés, d'émettre de la lumière de manière proportionnelle à la dose absorbée lorsqu'ils sont chauffés. Cette émission de lumière est liée à la présence de défauts qui perturbent la périodicité cristalline du solide et qui peuvent piéger les charges mises en mouvement lors de l'irradiation.

Ce principe est employé depuis plusieurs dizaines d'années pour la dosimétrie dans différents domaines d'applications (réacteur nucléaire, spatial, médecine). Dans le domaine de la radiothérapie, les TLD sont utilisés en routine pour la vérification de la dose délivrée lors des traitements par irradiation corporelle totale, ainsi que pour la dosimétrie de sources de curiethérapie en raison de leurs caractéristiques bien établies, de leur disponibilité sous des formes variées (solide, poudre, ruban) et en de très nombreuses tailles différentes [14].

II.1.2. Historique :

Cette émission thermostimulée a été découverte au 17ème siècle par Sir Robert Boyle en chauffant un diamant dans l'obscurité au contact de son corps.

En 1924, WICK étudia plus en détail l'action des rayons X et des électrons sur des fluorures et des carbonates [15]. LIND, en 1928, publia ses travaux sur la coloration des verres par la radioactivité et sa disparition par chauffage, accompagnée d'une émission de lumière [16].

Les premiers travaux théoriques furent effectués par F. URBACH en 1930 et aboutirent aux théories de RANDALL et WILKINS en 1945 [17].

La thermoluminescence n'a été utilisée à des fins de dosimétrie que lorsque la technologie des photomultiplicateurs (1950) a permis la détection de très faibles quantités de lumière. La dosimétrie par thermoluminescence a donc connu un essor considérable depuis sa mise au point dans les années 1950. Elle trouve ses nombreuses applications dans le domaine environnemental et personnel [18].

II.2 Phénomène de luminescence :

II.2.1 Définition :

On appelle luminescence tout processus physique émettant de la lumière. Ce phénomène peut se produire non seulement dans les solides mais également dans les liquides et les gaz, dans les substances minérales, organiques ou biologiques. Le phénomène de luminescence se

décompose au moins en deux phases : l'excitation du système émetteur et sa désexcitation au cours de laquelle se produit l'émission lumineuse [16].

On distingue les différents types de luminescence selon la nature et le mode de l'excitation. Parmi ceux-ci on peut citer [19] :

- La photoluminescence : C'est la luminescence produite par l'absorption d'un rayonnement photonique (lumière optique ou ultra-violet).
- La radioluminescence : C'est la luminescence induite par des rayonnements nucléaires.
- La cathodoluminescence : C'est la luminescence induite par les faisceaux des rayons cathodiques.
- La chimiluminescence : C'est la luminescence produite par l'énergie chimique.
- La radiothermoluminescence (R.T.L) : Appelée d'une façon plus courante la thermoluminescence (T.L), elle consiste en la stimulation thermique de l'émission lumineuse d'un cristal excité par une irradiation quelconque.
- La triboluminescence : Elle est induite par le frottement des cristaux les uns contre les autres. Son émission a lieu en même temps que la R.T.L pendant le chauffage.

II.2.2 Fluorescence et phosphorescence :

Dans l'intervalle de temps qui sépare l'excitation de l'émission lumineuse, il peut y avoir une phase intermédiaire, ce qui conduit à distinguer deux sortes de luminescences : la fluorescence et la phosphorescence. La fluorescence correspond généralement à une émission rapide de lumière (10^{-11} à 10^{-8} seconde), la phosphorescence à des temps plus grands (10^{-4} seconde à plusieurs secondes) [16]. La figure 2.1. montre les deux phénomènes.

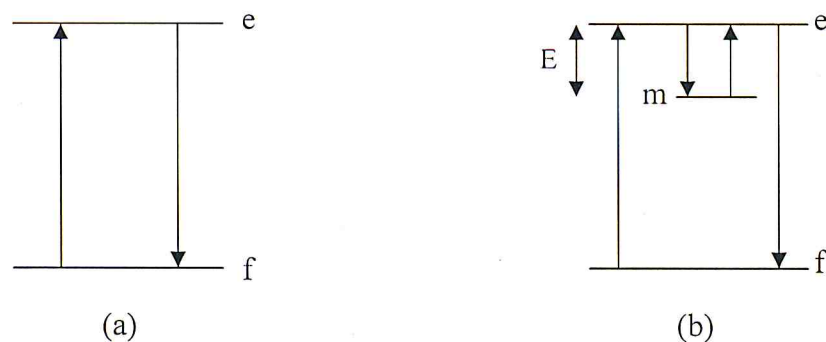


Fig. 2.1. Schéma énergétique d'une fluorescence(a) et d'une phosphorescence(b)

L'excitation porte le système émetteur du niveau fondamental f au niveau excité e , la transition $f \rightarrow e$ peut être suivie éventuellement par la transition $e \rightarrow m$, où m est un niveau métastable (la transition $m \rightarrow f$ est interdite).

Le retour à l'état fondamental s'effectue soit spontanément : c'est la fluorescence, soit sous l'effet d'un apport d'énergie appelée énergie d'activation par la transition $m \rightarrow e$ suivie de la transition $e \rightarrow f$: c'est la phosphorescence [16].

II.2.3 Luminescence cristalline :

II.2.3.1 Le Cristal parfait :

Le cristal parfait est un solide dont la structure est constituée de molécules ou d'atomes dans un réseau périodique. Ce dernier est obtenu par translations dans toutes les directions d'une unité de base. Cette unité de base est le plus petit volume cristallin du réseau et est appelée maille élémentaire. Chaque élément de la maille est associé à un site bien défini autour duquel il peut effectuer des mouvements de vibration [20].

La figure 2.2. montre l'exemple d'un schéma de bandes dans un cristal parfait ; il représente, dans l'ordre des énergies croissantes, la dernière bande pleine (d'électrons) appelée bande de valence (B.V) et la première bande vide appelée bande de conduction (B.C) ; la B.V et la B.C sont séparées l'une de l'autre par une bande interdite aux électrons (B.I) d'énergie E_g , également appelée gap. L'énergie E_g est une grandeur caractéristique du matériau et représente l'énergie nécessaire à un électron de valence pour accéder à la bande de conduction.

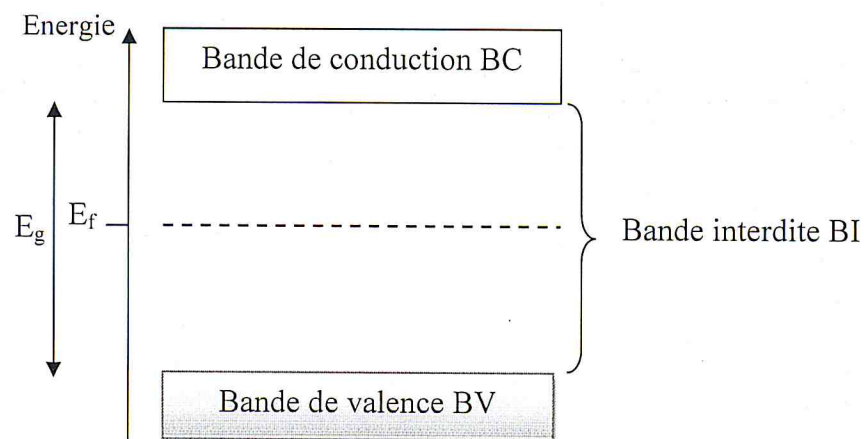


Fig. 2.2. schéma de bandes d'énergie d'un cristal parfait.

Le niveau de Fermi, d'énergie E_f , fixe le niveau énergétique maximal que les électrons peuvent atteindre à la température du zéro absolu (0 K).

II.2.3.2 Le cristal réel :

Le cristal réel est un réseau d'atomes, dont la périodicité est perturbée ou rompue par des défauts. Si la perturbation est localisée au niveau d'un atome ou d'une maille élémentaire, on parle de défauts ponctuels. Lorsque les perturbations sont étendues au sein du réseau, on parle de défauts étendus.

1- Les défauts ponctuels :

Il existe plusieurs types de défauts ponctuels comme la lacune, les atomes interstitiels ou encore les impuretés chimiques. La lacune correspond à l'absence d'un atome sur un site normalement occupé. Les atomes interstitiels sont des atomes positionnés entre les atomes du réseau. La présence d'impuretés chimiques se rapporte à la présence d'atomes étrangers au réseau cristallin, en position interstitielle ou en substitution. Dans le cas d'un cristal avec plusieurs types d'atomes, le remplacement d'un atome par un atome d'un autre type dans le réseau est appelé défaut anti-site.

La figure 2.3. montre les différents types de défauts ponctuels que l'on peut trouver dans un réseau cristallin constitué de deux types d'atomes A et B.

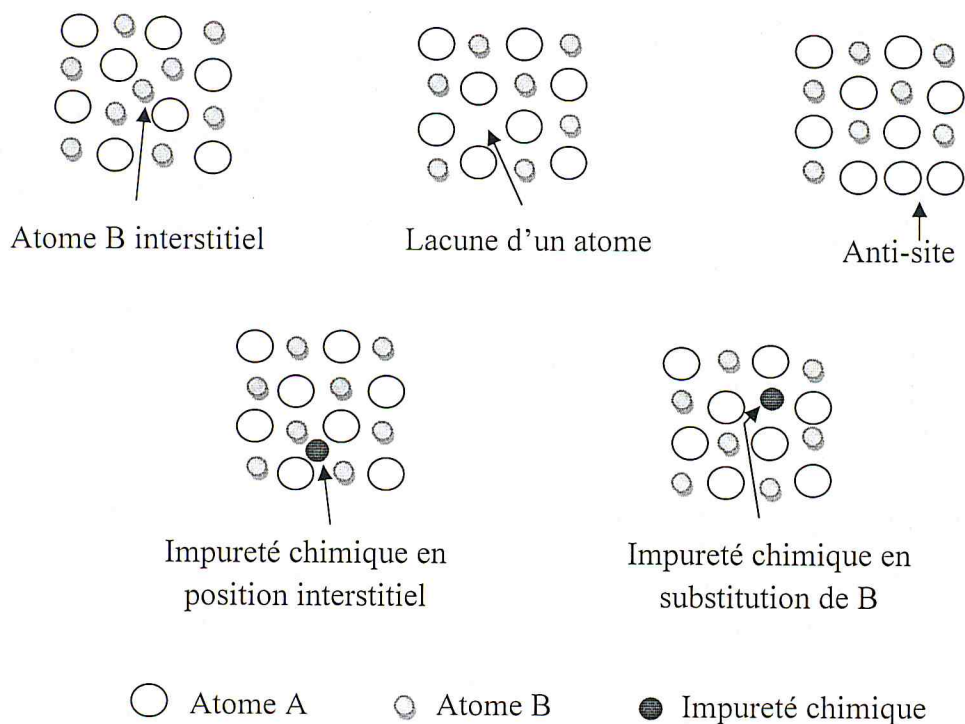


Fig. 2.3. Différents défauts ponctuels dans un réseau cristallin.

Les associations de défauts ponctuels dans un réseau cristallin sont possibles. On distingue deux types de défauts : défaut de Schottky et le défaut de Frenkel.

- Défaut de Schottky : C'est l'association d'une lacune anionique et d'une lacune cationique dans un cristal ionique.
- Défaut de Frenkel : Correspond au déplacement d'une espèce du réseau cristallin de son site vers une position interstitielle.

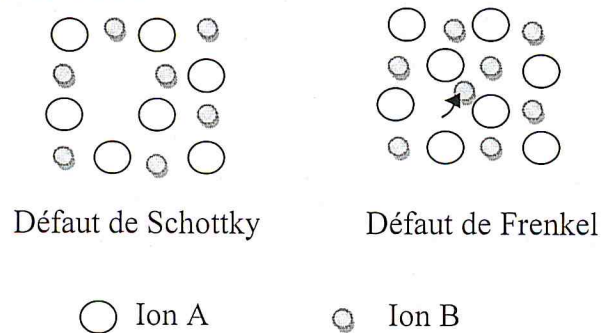


Fig. 2.4. Exemples d'associations de défauts ponctuels: défaut de Schottky (lacune de 2 ions) et défaut de Frenkel (déplacement d'un ion).

2- Défaut étendus :

Parmi les défauts étendus on distingue les dislocations qui sont des distorsions du réseau pouvant s'étendre de quelques dizaines d'angströms à plusieurs millimètres [21].

II.2.3.3 Les pièges à électrons, ou à trous :

Les perturbations induites par les défauts introduisent des changements dans les niveaux d'énergie permis d'un cristal. Dans certains cas, la perturbation est suffisamment importante pour produire un état électronique localisé dans la bande interdite. Ces niveaux électroniques sont appelés pièges. Si un niveau possède une section efficace de capture des électrons très supérieure à celle des trous, $\sigma_e \gg \sigma_t$, ce niveau est appelé piège à électrons. Dans le cas contraire, le niveau est appelé piège à trous. Certains de ces pièges peuvent être le siège de recombinaisons électron-trou, on dit alors qu'il s'agit d'un centre de recombinaison.

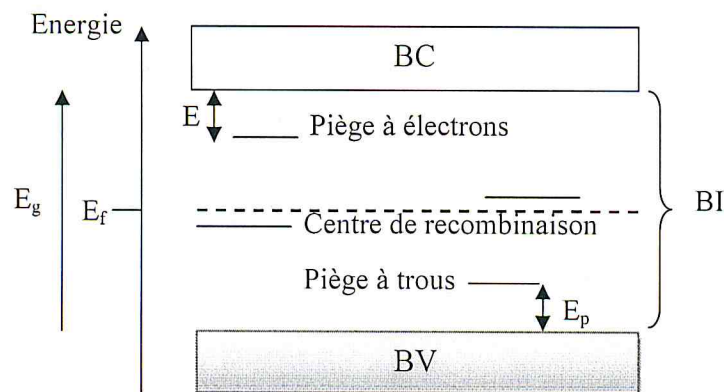


Fig. 2.5. Schéma de bandes d'un cristal réel.

L'énergie E (E_p) correspond à l'énergie nécessaire à apporter au cristal pour dépiéger un électron (un trou) d'un piège à électron (trou) vers la bande de conduction (valence). Cette énergie est appelée énergie d'activation du piège ou profondeur du piège.

Lorsqu'un cristal est soumis à un rayonnement ionisant de forte énergie, une paire électron-trou est créée. Si l'énergie apportée par le rayonnement ionisant est supérieure à l'énergie du gap, l'électron sera transféré vers la bande de conduction. Dans le cas d'un cristal réel, l'électron pourra être piégé dans les niveaux pièges situés dans la bande interdite. Par la suite, l'électron pourra se recombiner avec le trou, créé lors de l'ionisation, piégé dans un centre de recombinaison.

Le piège est caractérisé par un coefficient de piégeage β tel que $\beta = v \times \sigma$ [19]. La grandeur v est la vitesse du porteur de charge, électron (trou) dans le cas d'un piège à électron (trou), et σ la section efficace de capture de ce porteur de charge.

Lors d'un apport d'énergie extérieur supérieur à l'énergie d'activation du piège, l'électron piégé peut être dépiégé. Le temps de vie moyen τ , que passe un électron dans un piège est défini par [19] :

$$\tau = \frac{1}{s} \exp\left(\frac{E}{kT}\right) \quad 2.1.$$

Avec s le facteur de fréquence, supposé constant (s^{-1}), E l'énergie d'activation du piège (eV), T la température absolue (K) et k la constante de Boltzmann ($eV.K^{-1}$).

La probabilité de dépiégeage p est définie par [19] :

$$p = \frac{1}{\tau} = s \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad 2.2.$$

En augmentant la température, la probabilité qu'un électron se libère croît. Le processus de phosphorescence est accéléré au fur et à mesure que les états métastables les plus profonds se vident. Ce processus est appelé Thermoluminescence [22].

L'enregistrement des variations de l'émission lumineuse en fonction de la température et suivant une loi de chauffe linéaire donne la courbe de thermoluminescence appelée également thermogramme. Dans le cas d'un piège unique, la courbe est constituée d'un pic unique, caractérisé par la température T^* de son maximum; c'est à partir de cette courbe que l'on définit 3 paramètres caractérisant le piège : la profondeur (E), le facteur de fréquence (s) et l'ordre de la cinétique (L). On peut calculer la variation de l'intensité de TL en fonction de la température T . May et Partridge (1964) ont montré que l'intensité de TL pouvait s'écrire :

$$I = C.s. n_0 \cdot \exp \left[-\frac{E}{kT} \right] \left[\frac{(L-1)s}{\beta} \int_{T_0}^T \exp \left[-\frac{E}{kT} \right] \cdot dT + 1 \right]^{-L/(L-1)} \quad 2.3.$$

Avec C est le facteur de proportionnalité, n_0 et le nombre de pièges, β est la vitesse de chauffage (degré/s) et T_0 est la température initiale.

Dans la réalité, il existe plusieurs niveaux pièges, l'intensité de TL correspond alors à la somme des intensités lumineuses de chaque niveau piège [17].

II.3. Principe de la thermoluminescence :

La TL s'explique par la structure imparfaite des cristaux qui contiennent toujours en nombre élevé des défauts. L'énergie reçue par les électrons au cours de l'irradiation provient de la désintégration des éléments radioactifs tels que le Cobalt 60 ce qui modifie leurs niveaux énergétiques. En augmentant ensuite la température du cristal, les électrons sont libérés et ont la possibilité de revenir dans leur position initiale en perdant de l'énergie sous forme de photons (luminescence). Le phénomène est souvent décrit par un schéma de bandes suivant:

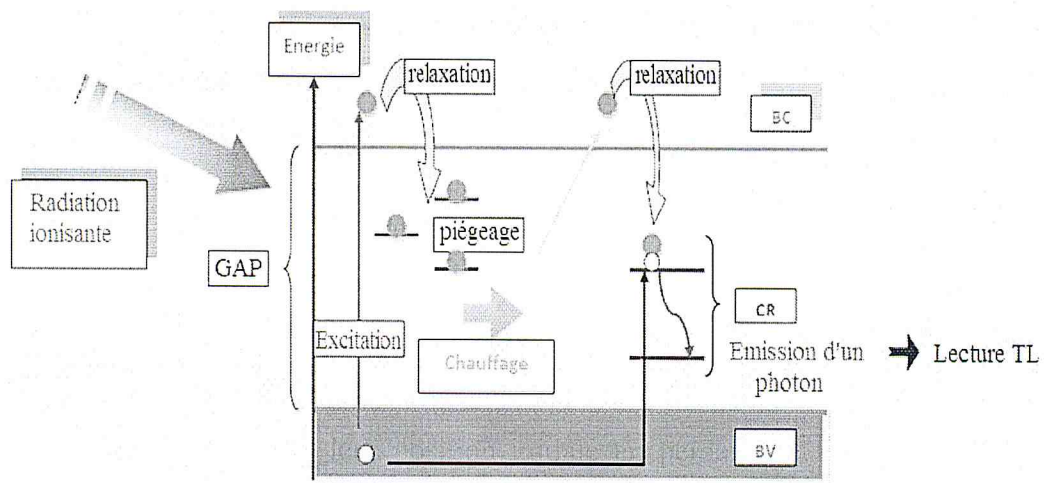


Fig. 2.6. Schéma de principe de la thermoluminescence.

La TL s'effectue en 3 étapes :

1. La poudre est irradiée à température constante excitant des paires électron-trou. Les paires se relaxent en allant peupler les niveaux d'énergie situés dans la bande interdite. Ces niveaux correspondent aux défauts ou impuretés du matériau.
2. Au terme de l'irradiation, un « temps de repos » est observé afin de déplacer l'échantillon du dispositif d'irradiation au dispositif de lecture TL. Cette seconde phase est elle aussi isotherme.

3. Lecture TL : on chauffe l'échantillon depuis la température d'irradiation. L'énergie thermique apportée libère les porteurs piégés qui peuvent soit se repiéger soit se recombiner. Si la recombinaison est radiative, un photon est émis et détecté : c'est La Thermoluminescence.

II.3.1. Caractéristiques de certains matériaux utilisés en dosimétrie par TLD:

Les deux principaux matériaux utilisés sont le borate de lithium ($Z_{\text{eff}}=7,4$) qui est un "parfait" matériau équivalent-tissu et le fluorure de lithium (LiF - Mg,Ti ou LiF - Mg,Cu,P) qui peut être considéré comme un matériau pratiquement équivalent-tissu.

Le Fluorure de Lithium est le matériau phosphorescent standard utilisé en dosimétrie car il possède les propriétés d'un bon dosimètre. De plus, il résiste à la corrosion et à l'usage et il est difficilement soluble dans l'eau. C'est selon les propriétés évoqués ci dessus que l'on choisisse le matériau pour une application donnée. Voici brièvement la liste de certaines propriétés des matériaux utilisés en dosimétrie :

Tableau 2.1. Propriétés de certains matériaux thermoluminescents utilisés en dosimétrie.

Matériau phosphorescent	Pic de thermoluminescence en °C	Emission maximale en nm	Niveau de saturation en rad	Les procédures d'annihilation
LiF :Mg,Ti	210	425	10^5	400°C, 1heure 80°C, 24heures
LiF :Mg,Ti,Na	220	400		Généralement non nécessaire
LiF :Mg,Cu,P	232	310-410	$>10^4$	250°C,10mn
Mg ₂ SiO ₄ :Tb	200	380-400	$>10^5$	500°C,3 heures
CaF ₂	300	500	10^5	Non nécessaire
AL ₂ O ₃	250	425	10^5	
BeO	180-200	330	5×10^5	600°C, 15mn

II.3.2. Processus de thermoluminescence dans le LiF :

Le matériau thermoluminescent le plus intensivement étudié est le fluore de lithium dopé au Magnésium et à d'autres impuretés tel que le Titane ou le cuivre.

II.3.2.1. Courbes de thermoluminescences :

Dans la plupart des matériaux utilisés, il existe un certain nombre de pièges situés à des niveaux d'énergie différents, si bien que la courbe de thermoluminescence présente habituellement plusieurs pics. La répartition des niveaux d'énergie des pièges, et donc le tracé de la courbe de thermoluminescence, dépend de plusieurs paramètres tel que la température, le taux de chauffage et le refroidissement (modèle proposé par Mayhugh et al 1968) [22], Ce modèle peut être utilisé pour expliquer les différents niveaux des pics thermoluminescents (figure 2.7.)

La répartition spectrale de l'émission de thermoluminescence varie d'un matériau à l'autre et entre les divers pics de la même courbe de thermoluminescence. Dans le cas du dosimètre de type (LiF:Mg,Ti), la luminescence principale se situe à 230 °C pour un maximum du spectre d'émission situé à 400 nm.

La réponse de la plupart des matériaux thermoluminescents en fonction de la dose absorbée est linéaire sur une large gamme de dose. Dans le cas du LiF, la réponse est linéaire jusqu'à une dose gamma d'au moins 5 Gy (500 rad).

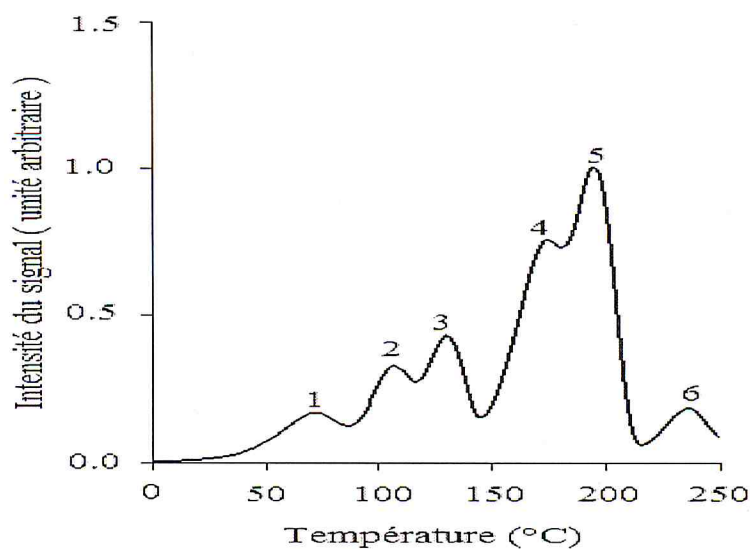


Fig. 2.7. Courbe de thermoluminescence du LiF : Mg,Ti (TLD100)

II.3.2.2. Rôle des ions de magnésium :

Considérons un cristal de LiF imparfait dans lequel un ion Li^+ se trouve remplacé par un ion Mg^{++} . Ces deux ions ayant des valences différentes, il se produit, localement un excédent de charge positive dans le cristal. Cet excès sera compensé par la création d'une lacune d'ion positif qui aura tendance à attirer un trou présent dans la bande de valence : il joue donc un rôle de piège à trou.

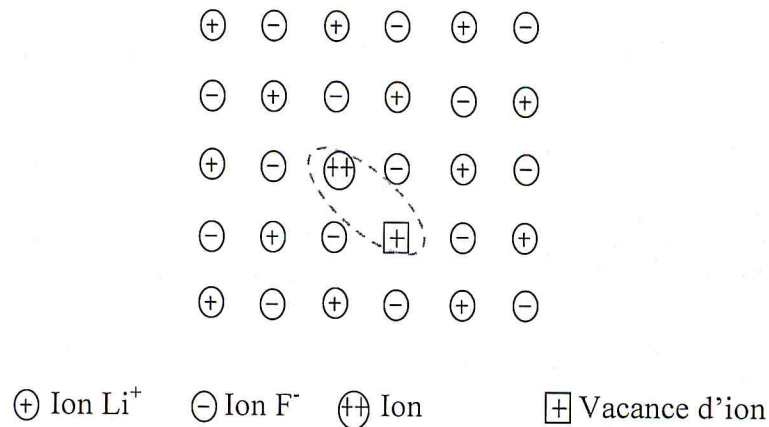


Fig. 2.8. Création artificielle d'un piège dans le LiF

II.3.2.3. Rôle des ions de Titane et hydroxyle :

La présence d'ion de titane en liaison avec l'hydroxyl (OH) est prérequis pour une émission TL efficace dans le LiF (tous les matériaux cristallins développés au contact de l'air à partir de la fusion, contiennent des ions OH avec des concentrations de plusieurs dizaines de parties par million). La sensibilité TL du LiF :Mg :Ti montre une augmentation en fonction de la concentration des ions Ti présents avec un maximum de 7 ppm. Lorsqu'une concentration élevée par une faible concentration en ions OH et vice versa [23], [22].

II.4. Caractéristiques des matériaux de dosimétrie par thermoluminescence :

Dans cette partie, nous allons décrire les propriétés des matériaux utilisés en dosimétrie thermoluminescente. Ces propriétés sont analysées afin de déterminer la performance des dosimètres utilisés.

II.4.1. La réponse en fonction de la dose :

C'est l'intensité de thermoluminescence libérée par le matériau lors de son retour à l'état stable après avoir été excité par une radiation donnée. C'est une fonction de la quantité absorbée de radiation D.

La courbe de réponse d'un dosimètre TL en fonction de la dose absorbée comprend généralement une zone linéaire, une zone dite « supralinéaire » et une zone de saturation (Fig 2.9.).

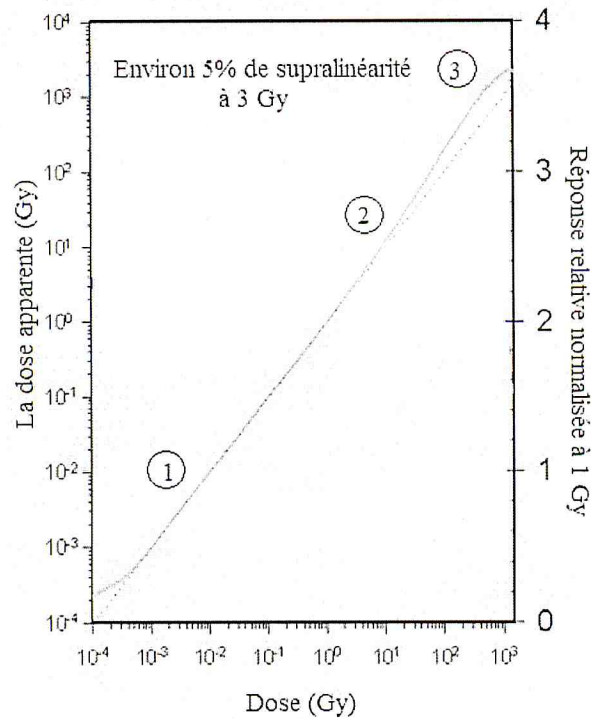


Fig. 2.9. Réponse de LiF en fonction de la dose.

1- Zone linéaire :

La zone linéaire est la plus intéressante pour la dosimétrie car c'est la zone où les mesures sont effectuées avec le maximum de précision. Elle est limitée du côté des faibles doses par des parasites liés au bruit de fond du matériau et du lecteur de TL. Cette zone s'étend jusqu'à 10 Gy pour LiF.

2- Zone supralinéaire :

Au-delà de la zone linéaire, (zone 2), la sensibilité de certains produits TL croît avec la dose absorbée. Dans cette zone, la précision est moins grande que dans la zone linéaire bien que la sensibilité du cristal soit supérieure. Dans le LiF la supralinéarité apparaît entre 10 et 10² Gy.

Plusieurs hypothèses ont été proposées pour expliquer ce phénomène [24]:

- Création de nouveaux centres pièges par l'irradiation
- Création de nouveaux centres luminogènes par recombinaison radiative
- Présence de centres de recombinaison non radiative qui limitent l'efficacité intrinsèque dans la région linéaire jusqu'à ce qu'ils soient remplis

- Accroissement de l'efficacité intrinsèque de TL du fait de la multiplication des possibilités de recombinaison d'un même porteur avec plusieurs centres de luminescence.

3- Zone de saturation :

La saturation intervient quand tous les pièges sont occupés, mais elle est accélérée par un phénomène d'inversion de la sensibilité. La coloration des cristaux et la destruction par l'effet d'irradiation de certains éléments de la structure cristalline qui subit alors des dommages très importants induit une inversion qui intervient vers 10^4 Gy. Les mesures dans cette zone sont inutilisables et entachées d'une large erreur. De plus, le traitement de régénération ne permet pas de restituer les propriétés initiales au cristal qui a subi de tels dommages [24].

II.4.2. La réponse en énergie :

La réponse en énergie est la variation du signal TL pour une dose donnée en fonction de l'énergie des rayonnements incidents.

La dépendance en énergie est calculée à partir des valeurs des rapports entre les coefficients d'absorption massique en énergie (μ_{en}/ρ) du détecteur et des tissus-mous.

La figure 2.10 montre la réponse théorique de divers produits R.T.L. en fonction de l'énergie des photons incidents pour une même dose absorbée dans les tissus mous de l'organisme.

On remarque que la zone la plus intéressante se situe en dessous de 200 keV, zone dans laquelle prédomine l'effet photoélectrique.

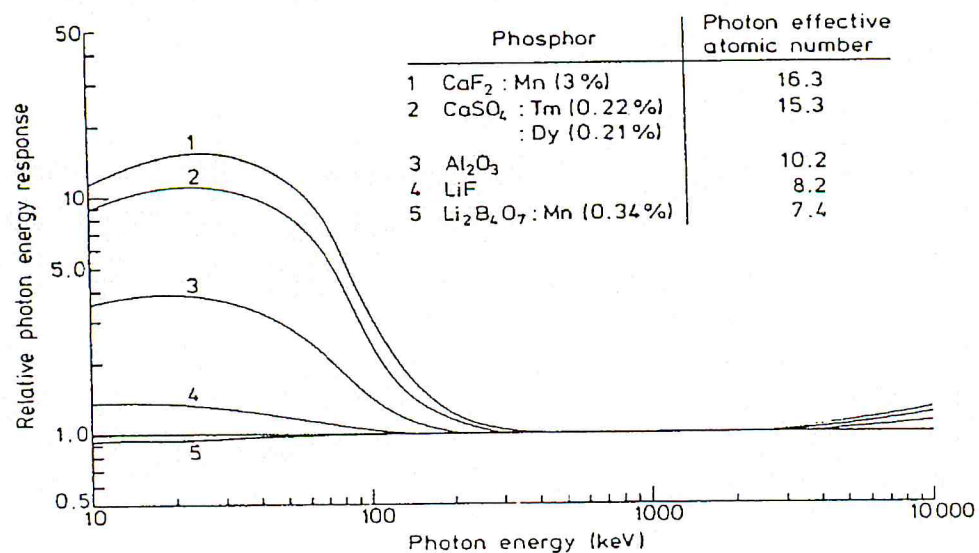


Fig. 2.10. La réponse théorique en énergie de plusieurs dosimètres TL relative à celle de l'air

De cette figure on constate que les LiF et $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ sont particulièrement intéressants pour les mesures à faible énergie. Leurs réponses relatives à celle des tissus mous étant très voisines, on dit que ces produits sont "équivalents aux tissus mous".

II.4.3. Fading et Stabilité :

Une considération importante dans le choix d'un dosimètre TL est la stabilité de sa réponse. Il est en effet indispensable de s'assurer que les pièges remplis au moment de l'irradiation ne se videront pas avant la lecture à la température ambiante (fading thermique), par effet de la lumière (fading optique) ou par un moyen quelconque (fading anormal).

Il est nécessaire de savoir que si la profondeur des pièges ou des sites (en énergie) est petite, alors les fadings peuvent se produire facilement pendant l'étape d'irradiation ou même entre l'irradiation et la désexcitation. Il est donc bien conseillé de travailler avec des matériaux dont la courbe de thermoluminescence (courbe qui trace la réponse du matériau thermoluminescent en fonction de la température d'utilisation de ce matériau), représente un pic autour de 200-250°C.

Pour éviter le fading thermique, il faut n'utiliser que les pics de TL stables dont la durée de vie à la température ambiante est très grande, et donc éliminer les pics de basse température présentant une décroissance appréciable, par un préchauffage adéquat [19]. La recherche des meilleurs paramètres de réglage du préchauffage est d'autant plus délicate que les pics dits dosimétriques sont mal séparés des pics instables de basse température. Elle est cependant essentielle pour obtenir un fading thermique minimal et une réponse reproductible.

D'un autre côté, le fait que certains pièges peuvent être vidés par une stimulation optique, augmente le problème du fading optique. Un dosimètre qui est exposé de façon continue à la lumière du soleil, à des lampes fluorescentes ou à d'autres sources énergétiques de lumières artificielles, peut perdre une partie de son signal par stimulation de pièges chargés par des photons.

Pour les applications en dosimétrie, un matériau est testé en exposant un échantillon irradié à une source de lumière de longueur d'onde connue, et puis de comparer après un certain temps, son signal thermoluminescent avec un échantillon similaire entreposé dans l'ombre. Idéalement, aucun effet optique n'est demandé. Au contraire, une très grande sensibilité optique est désirée dans certaines applications.

Quant au fading anormal, il est beaucoup plus difficile à détecter que les deux précédents, mais ne se montre pas être un inconvénient en pratique car apparaissant beaucoup plus lentement [19].

II.5. Les différentes applications de la dosimétrie par thermoluminescence :

Avant de prendre des décisions sur le choix du matériau dosimétrique convenable et ses propriétés lors d'une application donnée, nous devons avant tout connaître les demandes et les contraintes d'une telle application. Voici brièvement les domaines d'application dans lesquels la dosimétrie par thermoluminescence joue des rôles de très grande importance en radioprotection et en dosimétrie clinique :

- Dosimétrie du Personnel : Le but de ce type de dosimétrie est de surveiller les doses de radiations auxquelles les opérateurs des centrales nucléaires ou les techniciens d'appareils radiologiques, subissent pendant des expositions routinières. Il existe trois types de dosimétrie du personnel :
 - *La dosimétrie des extrémités* : il s'agit de la détermination de la quantité maximale permise absorbée par les mains, les bras et les pieds.
 - *La dosimétrie du corps* : on détermine dans ce cas, la quantité absorbée à une profondeur de 1 cm de la peau humaine. On s'intéresse dans ce cas aux radiations pénétrantes comme les rayons γ , les neutrons, et les rayons X tels que $E > 15 \text{ KeV}$.
 - *La dosimétrie de la peau* : on détermine la quantité absorbée à une profondeur de 0.1 mm. On s'intéresse dans ce cas aux radiations non pénétrantes comme les particules β et les rayons X tels que $E < 15 \text{ KeV}$.
- Dosimétrie de l'environnement : Il s'agit dans ce domaine de la protection de l'environnement des radiations que peuvent émettre les centrales, les déchets et les accidents nucléaires.
- Dosimétrie clinique : Les matériaux thermoluminescents de très petite taille sont aussi exploités dans le domaine médical. On introduit ces matériaux à travers les orifices du corps humain avant d'exposer le patient aux radiations pendant des diagnostics ou des thérapies. Ce dosimètre thermoluminescent est ensuite retiré et analysé. Les domaines d'utilisation de ce type de dosimètre sont le diagnostic radiologique (**Rayons X**) et la radiothérapie (thérapie des cancers).

- Ils sont également utilisés dans différents programmes postaux pour des audits de qualité externe sous forme de poudre. Ces audits, obligatoires tous les trois ans et à chaque modification dans la chaîne de traitement, permettent de contrôler la dose délivrée par les accélérateurs dans les conditions de références et de non références. Ils sont mis en place par différentes institutions telles que l'IAEA / WHO ou l'ESTRO [25].

II.6. Avantages et inconvénients :

Les avantages et les inconvénients des TLD dépendront des propriétés intrinsèques (réponse en énergie, linéarité avec la dose...). Parmi les avantages de ces dosimètres :

- Leur réponse en énergie est assez linéaire, c'est-à-dire que la quantité de lumière récoltée est proportionnelle à la dose, ce qui facilite la lecture du dosimètre.
- Avec des écrans on peut étendre cette sensibilité ; certains matériaux ont une densité qui approche celle des tissus vivants, et permettent une bonne estimation de la dose effective.
- Ils ont une grande dynamique, c'est-à-dire qu'ils sont sensibles à des doses aussi bien faibles que fortes.
- Ils se prêtent à une lecture automatisée grâce à un étalonnage individuel.
- Ils sont réutilisables jusqu'à plusieurs centaines de fois.
- La courbe de lumière enregistrée (le thermogramme) peut être stockée facilement.
- Ils sont très robustes, insensibles à l'humidité ou aux chocs ; Certains matériaux sont également sensibles aux neutrons.

Parmi les inconvénients :

- Leur lecture n'est possible qu'une fois.
- La dosimétrie par TLD n'est pas conviviale puisqu'elle est consommatrice de temps (préchauffage, chauffage, vidage de l'échantillon).
- Ne permet que des mesures de doses à posteriori.
- De plus, il est nécessaire d'utiliser des sources de chauffage parfaitement stables dans le temps afin de réaliser des mesures reproductibles [25].

Chapitre III
Equipements utilisés

III.1. Equipements utilisé :

Pour l'étude de la reproductibilité, du fading et l'étalonnage, les capsules contenant la poudre ont été irradiées au laboratoire d'étalonnage secondaire, en utilisant une unité de cobalt-60 de type Eldorado-78. Le pupitre de commande de l'unité de cobalt permet de sélectionner le temps d'irradiation en minutes, avec un temps maximum de 20 mn. Le matériel utilisé est dérivé brièvement dans ce qui suit.

III.1.1.Appareils de télé cobalthérapie :

A. Généralités sur le Cobalt 60 :

Le cobalt a été découvert par le chimiste suédois George Brandt, vers 1735, et son nom dérive de Kobold, nom d'un lutin dans les légendes minières germaniques. Le cobalt 59 est un métal rarement employé à l'état pur, mais plutôt en alliage avec d'autre élément. Le cobalt 60 est un isotope radioactif artificiel du cobalt 59 utilisé pour le traitement des cancers en radiothérapie externe. Il a d'abord été utilisé en curiethérapie, enfermé dans des perles en plexiglas ou des tubes en plastique, mais son usage s'est rapidement limité aux bombes au cobalt. Il se désintègre en émettant un rayonnement bêta et deux photons gamma d'énergie respectives de 1.33 et 1.17 Mev (énergie moyenne : 1.25 Mev).

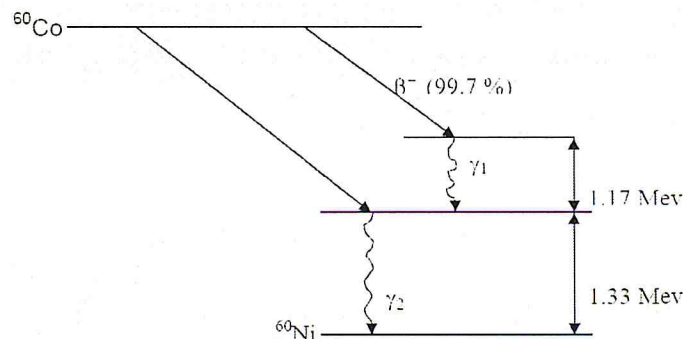


Fig. 3.1. Schéma simplifié de désintégration du ^{60}Co .

Le ^{60}Co présente une période radioactive égale 5,3 ans, qui correspond à une décroissance d'activité de l'ordre de 1% par mois ce qui impose de remplacer la source dans les appareils d'irradiation tous les trois à cinq ans, selon son activité massique initiale qui peut atteindre 200 Ci /g.

Compte tenu de leur activité massique élevée, les sources de ^{60}Co sont aussi utilisées en industrie (gammagraphie, jauges de niveau, stérilisation de matériel, ionisation d'aliments) et en recherche (métrologie et irradiation). Les sources scellées de ^{60}Co se présentent

généralement sous la forme de capsules métalliques cylindriques à simple ou double enveloppe contenant la matière radioactive [11].

B. Description de l'unité de ^{60}Co LSED (ELDORADO 78) :

L'appareil de cobalthérapie du laboratoire secondaire d'étalons en dosimètre (LSED) est relativement simple dans son installation. Eldorado 78 (Figure. 3.2.) est une unité d'irradiation de cobalt 60 dédiée à l'étalonnage. Elle contient une source de ^{60}Co d'activité autour de 4000 Ci.

L'appareil se compose d'une colonne verticale servant de support à la tête. Dans cette dernière se trouve, au repos, la capsule de cobalt, un collimateur ajustable permettant d'obtenir des ouvertures du champ variables. À l'extérieure de la salle de cobalt, une console de contrôle pour la commande à distance des irradiations.

La source radioactive de Co-60 de diamètre 2 cm et de longueur de 3 cm, est scellée dans une double capsule en acier inoxydable. L'ensemble est aménagé dans une enceinte de protection, réalisé en matériau lourd (Uranium appauvri). A l'intérieure de la tête, la pastille est mise en mouvement automatiquement à l'aide d'un bras horizontal piloté par un compresseur et est ramenée de la position de stockage à la position d'irradiation en face des porte caches.

La tête de traitement contient aussi un collimateur ajustable électriquement pour contrôler les dimensions du champ qui peuvent varier de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ à $35 \times 35 \text{ cm}^2$ à une distance source détecteur de 80 cm.

L'unité est dotée d'un télémètre, permettant de contrôler la position des instruments à étalonner et des fantômes dosimétriques.

Un système de laser est associé à ce télémètre pour affiner le positionnement.

A l'aide de la console de commande, on peut régler le temps d'irradiation entre 1 seconde et 20 minutes.

L'unité est dotée d'un système de commande permettant le mouvement vertical et la rotation sur 360° de la tête de traitement ainsi que la rotation du collimateur sur 180° .

L'unité de Cobalt 60 "ELDORADO 78", ainsi que la console de commande sont illustrés par la figure (3.2.) [13].

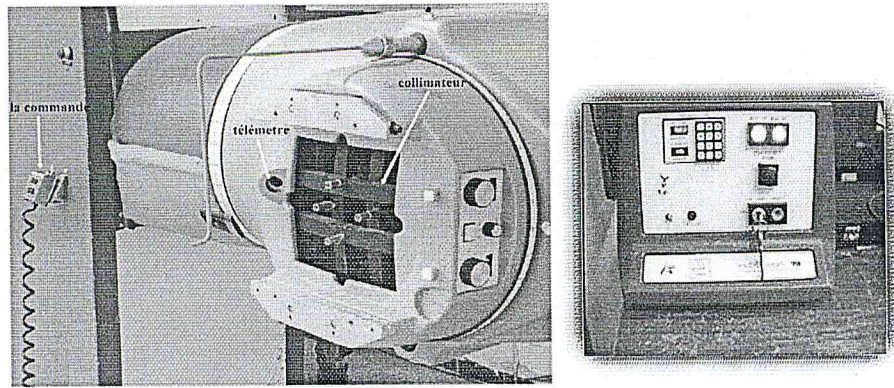


Fig. 3.2. Tête de l'unité de Cobalt 60 l'ELDORADO78 et la console de commande

III.1.2. Les fantômes :

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie, est un fantôme de matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu biologique. A cet effet, le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Cependant, ce sont les fantômes d'eau qui ont ces particularités (les tissus biologiques sont constitués de plus de 80 % d'eau) et sont les plus fréquemment utilisés. Ces fantômes sont recommandés par les protocoles dosimétriques les plus récents, tels que les protocoles de l'AIEA (TRS « Technical Report Series » 398) [14], ou celui de l'AAPM « American Association of Physics in Medicine » (TG 'Task Group' 51), comme milieu de référence pour les mesures de la dose absorbée.

Alternativement, on peut aussi utiliser comme fantômes des plaques constituées de plastique tels que le polystyrène, PMMA « PolyMethyl MethAcrylate » connu aussi sous des noms commerciaux comme Lucite, Plexiglas ou Perspex, et certaine plastique équivalente eau, mais la détermination de la dose absorbée doit toujours se référer à l'eau.

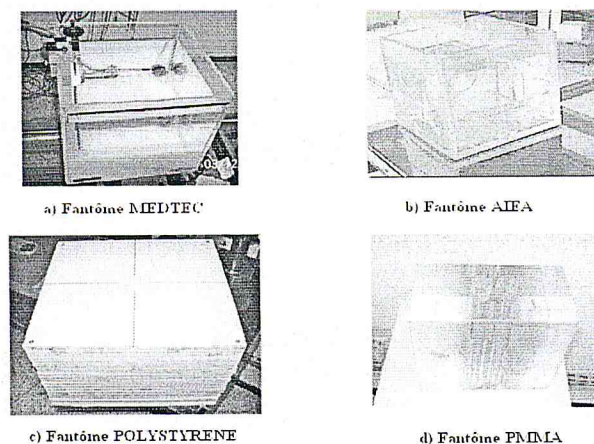


Fig. 3.3. Fantômes utilisés en radiothérapie.

III.1.3. Lecteur:

Le lecteur de dosimètres thermoluminescents utilisé dans le cadre de ce mémoire est de type universel Harshaw modèle 4000 (Fig 3.4). Ce lecteur comporte :

- Une plaque chauffante reliée à un thermocouple pour la mesure de la température.
- Un ensemble photomultiplicateur, préamplificateur et amplificateur pour la mesure de l'émission lumineuse.
- Un filtre optique pour soustraire au maximum la lumière due à l'émission thermique.
- Un système informatisé pour l'acquisition et l'interprétation des données.



Fig. 3.4. Lecteur Harshaw 4000.

Le principe de lecture du dosimètre est donné par la figure 3.5.

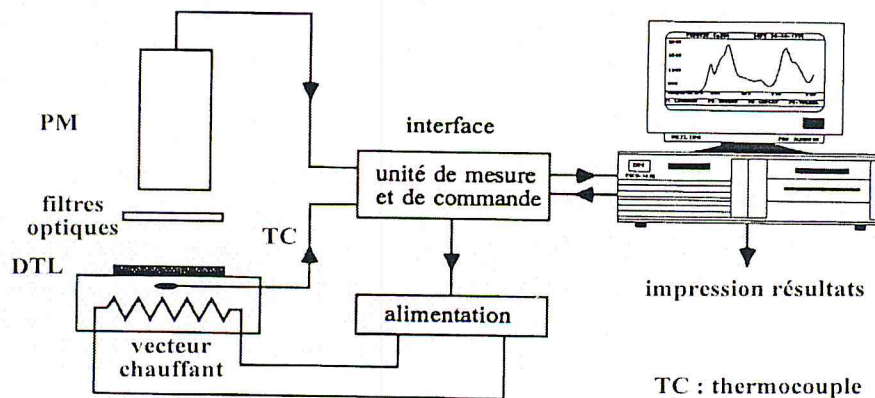


Fig. 3.5. Synoptique d'un lecteur de thermoluminescence.

Le lecteur peut fonctionner en deux modes : mode calibration et mode chauffage. Le mode calibration teste la stabilité du système de détection. Le mode de chauffage peut être linéaire ou en palier, la vitesse de chauffage de 0 à 30 °C/s.

Le chauffage par paliers comprend (Fig 3.6) :

- le préchauffage qui vide les pièges de basse température, et qui s'effectue à une température comprise entre (20°C à 220°C) il peut durer jusqu'à 99 secondes. Cette phase permet d'éliminer (sans les prendre en compte) les pics instables relatifs aux pièges qui se vident à basse température, sans commencer à vider le pic dosimétrique.
- L'intégration du signal luminescence émise par les pics stables de la lecture qui commence à partir de la température de préchauffage jusqu'à la température maximum 240°C. et dans un temps raisonnable qui suit la loi suivante : $[t_{lec} = (T_{max} - T_{min}) / \text{Débit}]$ (Débit de chauffage °C/s)
- La régénération qui permet d'éliminer la luminescence résiduelle et restructuré le cristal. La vitesse de refroidissement varie entre le taux de refroidissement naturel et le taux de refroidissement de 1°C/s.

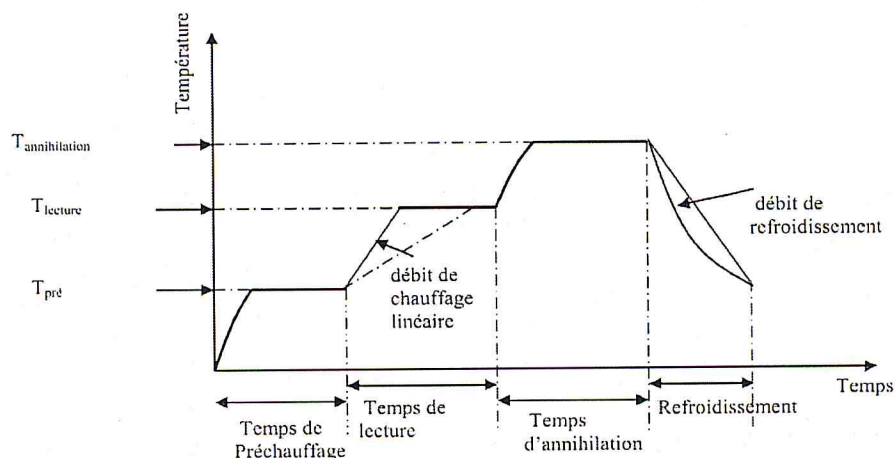


Fig. 3.6. Cycle de chauffage du HARSHAW.

III.1.4. Four:

Le four utilisé pour la régénération des dosimètres est de marque CARBOLITE. La température de chauffage est comprise entre la température ambiante et 1350 °C. Il possède un système de contrôle numérique qui nous permet de sélectionner la température de chauffage (Fig 3.7).

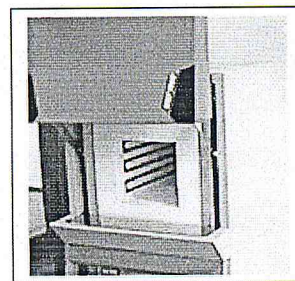


Fig. 3.7. Four utilisé pour la régénération de la poudre.

Chapitre IV
Dosimétrie par thermoluminescence
Et
Application a l'audit

IV. Principe de la dosimétrie par thermoluminescence :

IV.1. Introduction :

La thermoluminescence est un phénomène de phosphorescence activé par la chaleur. Le signal de luminescence est proportionnel à la dose reçue par le matériau TLD. Le dosimètre à thermoluminescence le plus fréquemment utilisé est constitué de cristaux de fluorure de lithium (LiF) mélangé à certaines impuretés. Il est considéré tissu équivalent. Il est vendu sous forme de poudre ou cube ou cylindre. Il a une bonne sensibilité. Les TLD perdent de la sensibilité avec le temps. Pour prendre en compte cette perte de sensibilité, il faut les étalonner pour chaque énergie et avant chaque utilisation. Leur réponse est linéaire dans le domaine des doses utilisées en cliniques.

IV.2. Réglage du débit d'Azote:

Le débit doit être constant pendant toute la durée des mesures, alors nous avons adopté 300 cc/min comme débit de travail [26] (Fig. 4.1).

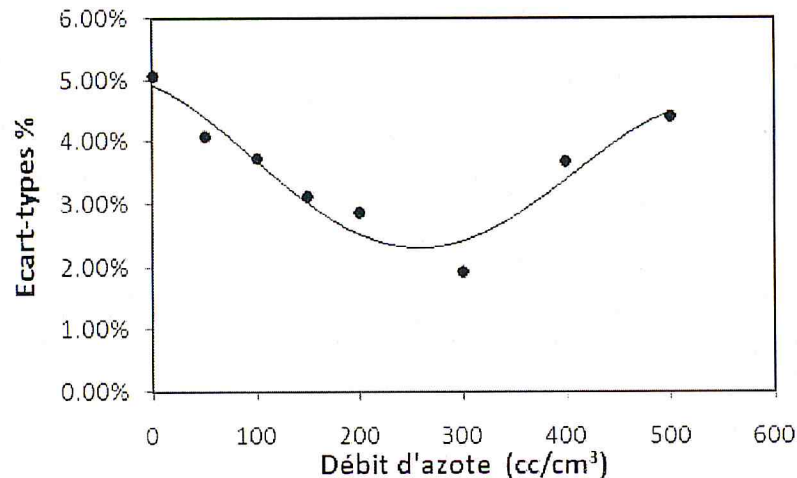


Fig. 4.1. Variation de l'écart-type des lectures en fonction de débit de l'Azote.

IV.3. Réglage de la tension du lecteur :

La tension de polarisation est de 800V [26] (Fig. 4.2.).

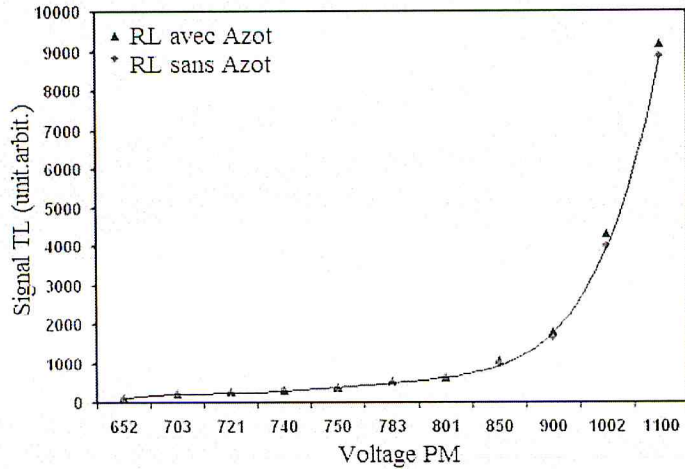


Fig. 4.2. La réponse des TLD en fonction de la tension de PM.

IV.4. Manipulation de la poudre :

IV.4.1. Les capsules utilisées :

La poudre est contenue dans des capsules en téflon de 3 mm de diamètre 22 mm de long et 1 mm d'épaisseur (Fig 4.3). Ces capsules peuvent contenir 160 mg de poudre.

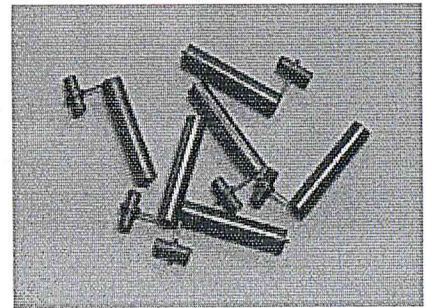


Fig. 4.3. Les capsules utilisées.

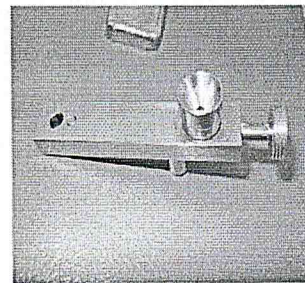
IV.4.2. Les doseurs utilisés :

Pour l'évaluation de la poudre, deux types de doseurs ont été utilisés :

Le premier doseur est commercialisé par Harshaw, Le second a été conçu et livré par le laboratoire de dosimétrie de l'AIEA (Fig 4.4)



Doseur Harshaw



Doseur AIEA

Fig. 4.4. Les doseurs utilisés pour administrer la poudre à évaluer.

La masse administrée par le doseur Harshaw est de 15.56 mg tandis que celle de l'AIEA et de 28.55 mg.

Les masses de ces doseurs ont été déterminées à l'aide d'une balance électronique de type BP211D dont la précision est de 0,01% (Fig 4.5), en utilisant une même poudre (TLD100). La distribution des valeurs des masses obtenues est donnée par la figure 4.6. Ces courbes montrent que la distribution est normale. Les valeurs moyennes des masses des deux doseurs sont données avec leurs écart-type dans le tableau 4.1.

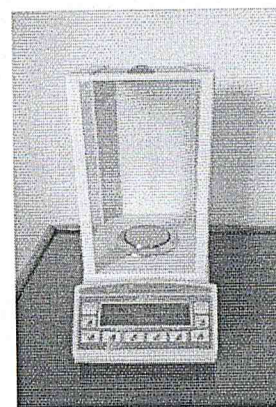


Fig. 4.5. La balance utilisée.

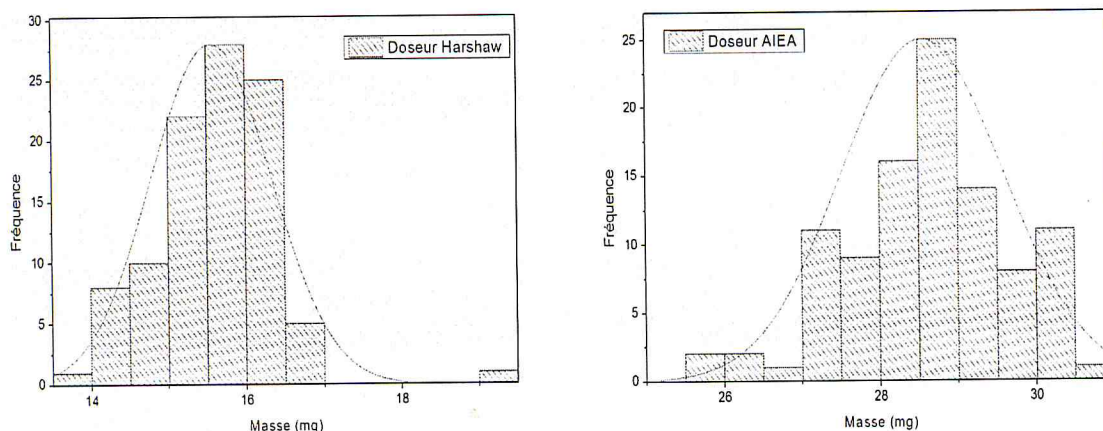


Fig. 4.6. Distribution des masses des échantillons administrés par les deux types de doseurs

Tableau 4.1 : Les écarts-types et les masses moyenne pour les doseurs.

	Nombre de mesures	Moyenne (mg)	SD%
Doseur Harshaw	100	15.56	0.05
Doseur AIEA	100	28.55	0.04

Pour obtenir une meilleure précision de mesure et éviter les erreurs de manipulations, nous avons gardé, tout au long des travaux expérimentaux, les mêmes procédures de traitement suivantes :

- ✓ Remplissage du doseur ;
- ✓ Avec un outil métallique, tapant sur le doseur (pour mélanger uniformément la poudre) ;
- ✓ Verser la poudre au milieu de la plaque chauffante du lecteur TLD;
- ✓ A l'aide du même outil métallique, disperser uniformément la poudre en tapant trois fois sur la Plaque.

IV.4.3. Détecteurs utilisés :

Le matériau le plus fréquemment étudié est le fluorure de lithium dopé au magnésium et au titanium (LiF :Mg,Ti). Un autre matériau de la même famille a été développé, il s'agit du fluorure de lithium dopé au magnésium, au cuivre et au phosphore (LiF :Mg,Cu,P). Il est équivalent tissu et il est 30 à 50 fois plus sensible que TLD100 [27] ce qui le rend idéal en dosimétrie médicale particulièrement dans la mesure de faibles doses telles que celles rencontrées généralement en radiodiagnostic. Dans ce qui suit, nous développerons les principales caractéristiques physiques et dosimétriques de ce matériau.

IV.4.3.1. Le fluorure de lithium LiF :Mg,Ti :

C'est le dosimètre TL le plus fréquemment utilisé. Il est constitué de cristaux de fluorure de lithium (LiF) mélangé à certaines impuretés (Mg, Ti). Il est considéré tissu équivalent. Il est vendu sous forme de poudre ou cube (1 mm^3) ou cylindre ($1 \text{ mm}^2 \times 6 \text{ mm}$). Il a une bonne sensibilité à partir de $10 \mu\text{Gy}$ et permet des mesures de dose jusqu'à 1 kGy .

Les caractéristiques des dosimètres LiF commercialisés par THE HARSHAW CHEMICAL COMPANY sont les suivantes :

- 100% de Fluorure de Lithium avec densité de 2.64 g.cm^{-3}
- Spectre d'émission TL : 3500 à 6000 Å
- Température du pic principal de TL : $195 \text{ }^\circ\text{C}$
- Large gamme d'exposition : $100 \text{ mR} - 10^5 \text{ R}$
- Mesure des radiations de diverses qualités (X, γ , β , α , e^- , p et n)
- Indépendance du débit de dose : supérieur à 10^8 R/s
- Approximation équivalent-tissu : $Z_{\text{eff}}(\text{Li}) = 8.14$, $Z_{\text{eff}}(\text{air}) = 7.64$ et $Z_{\text{eff}}(\text{tissu}) = 7.42$
- Fading = 5% par an à $20 \text{ }^\circ\text{C}$

Les dosimètres LiF sont disponibles sous forme de TLD 100, TLD 600 et TLD 700. Pour notre travail nous avons utilisé le dosimètre TLD100.

Les proportions relatives de ^6Li et ^7Li dans ces phosphores sont données dans le tableau 4.2.

Tableau 4.2 : Proportions relatives de ^6Li et ^7Li [22].

TLD	^6Li (%)	^7Li (%)	Utilisation principale
100	7.5	92.5	Dosimétrie du personnel médical
600	95.6	4.4	Dosimétrie des neutrons
700	0.01	99.99	Dosimétrie des γ

➤ Spectre d'émission : L'enregistrement de l'émission lumineuse en fonction de la température d'un cristal préalablement irradié puis chauffé donne le spectre de radiothermoluminescence. Celui-ci est constitué selon la nature du cristal d'un ou plusieurs pics de luminescence correspondant à l'évacuation des pièges de plus en plus profonds (énergie de liaison de plus en plus importante). La Fig. 4.14 donne l'allure du spectre de RTL enregistré pour le LiF dopé au magnésium et au Titane. On constate que le spectre de RTL présente une série de pics correspondant à des pièges situés à des niveaux énergétiques différents (courbe A). Les pièges les plus profonds ou les plus stables sont mentionnés dans le tableau 4.3. suivant :

Tableau 4.3. Caractéristiques des différents pics du LiF100.

Numéro de pic	Température d'émission	Période
1	60	10 minutes
2	120	1 jour
3	170	3 mois
4	190	8.5 ans
5	210	80 ans
6	285	Quelque centaine d'année

Pour supprimer les pics de basse température, il est possible d'utiliser un protocole d'annihilation additif comportant un chauffage à 80°C pendant 16 à 24 heures avant l'irradiation. La courbe de thermoluminescence obtenue est la courbe B.

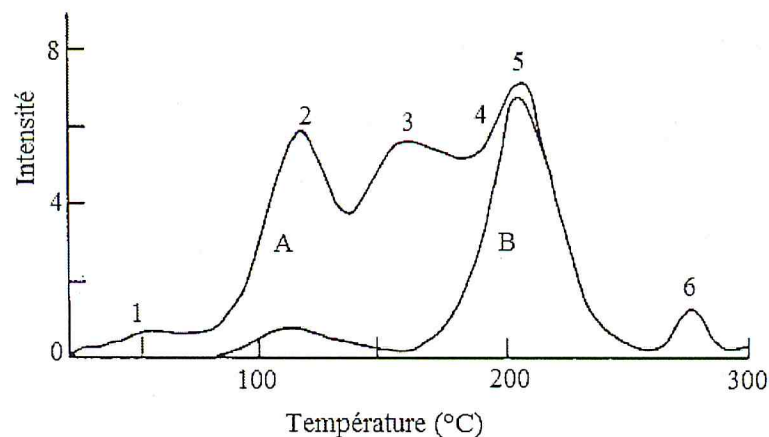


Fig. 4.7. Courbe de réponse d'LiF, préalablement irradié à une forte dose, puis annihilé à 400 °C en 1 heure: (A): suivi par refroidissement à la température ambiante. (B): suivi d'annihilation à 80 °C en 16 heures.

IV.4.3.2 Le fluorure de lithium LiF :Mg,Cu,P :

Pour l'utilisation en dosimétrie, ce dosimètre est produit sous forme de poudre, de pastilles carrées, de pastilles circulaires et de films très fins. Ce produit, décrit pour la première fois par Nakajima et al. (1978) [28], a eu un essor considérable au cours de ces dernières années du fait de sa grande sensibilité.

Le LiF :Mg,Cu,P est commercialisé par [28] :

- Solid Dosimetric and detector laboratory (Chine) sous le nom de GR200
- Nemeto & Co.Ltd (Chine) sous le nom de NTL-500
- Institute of Nuclear Physics (Pologne) sous le nom de MCP-N
- Victoreen Inc (USA) sous le nom de 2600-82
- Bicron-NE (Harshaw) (USA) sous le nom de TLD-100H, TLD-600H, TLD-700H.

Les détecteurs que nous utilisons dans notre travail sont de type chinois (GR200P, GR207P et GR161P). Le tableau 4.4. montre quelques caractéristiques physique de ces trois détecteurs.

Tableau 4.4 : Caractéristiques physiques des différents détecteurs [29].

Type	Matériaux	Z _{eff}	Forme	Dimension	Réponse linéaire	Application
GR200P	LiF :Mg,Cu,P	8.2	poudre	80 – 200 mesh	0.5 µGy – 12 Gy	Mesure de dose χ , γ
GR207P	LiF :Mg,Cu,P	8.2	poudre	80 – 200 mesh	0.5 µGy – 12 Gy	Mesure de dose n, γ
GR161	LiF :Mg,Ti	8.2	poudre	80-200 mesh -80,+200 mesh	0.1 µGy	mesure de dose χ , γ

Les caractéristiques principales des LiF :Mg,Cu,P :

- Densité 2,5 g/cm³
- Emission à 385 nm
- Température du pic de thermoluminescence 210 °C
- Sensibilité : 40 fois plus sensible aux rayons X et γ que TLD 100.
- Fading : non détectable à 20°C et 3% par mois à 50 °C
- Spectre d'émission : La courbe caractéristique du LiF :Mg,Cu,P (Fig. 4.14) est caractérisée par un pic très intense autour de 200 °C, appelé pic dosimétrique, avec des pics de faibles intensités au dessous et au dessus de cette température.

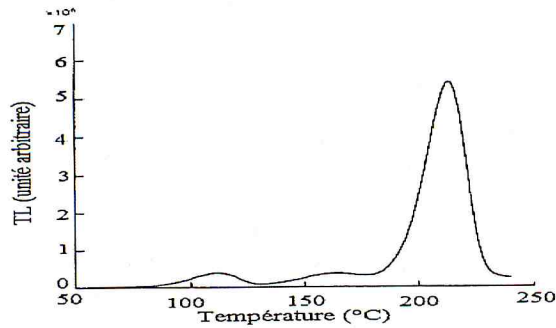


Fig. 4.8. Courbe de thermoluminescence pour les LiF :Mg,Cu,P

IV.5. Etapes d'évaluation des dosimètres :

L'évaluation des dosimètres TLD passe par plusieurs étapes décrites dans ce qui suit :

IV.5.1 Procédure d'annihilation :

La poudre doit être annihilée avant et après chaque utilisation. Pour cela elle est versée dans un conteneur en acier inox (Fig. 4.15) et est placée dans un four (fig. 4.7).

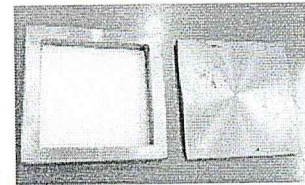


Fig. 4.9. Conteneur en acier inox

Tableau 4.5 : Cycles d'annihilation utilisés

TLD100	GR
400 °C pendant 1 heure suivi par 80°C pendant 24 heures Ou bien 400 °C pendant 1 heure suivi par 100°C pendant 2 heures	240°C pendant 10 minutes

Après annihilation, la poudre est tamisée à l'aide d'un tamis pour éliminer les grains de diamètres inférieurs à 75µm. La poudre est ensuite mise dans des capsules en polyéthylène.

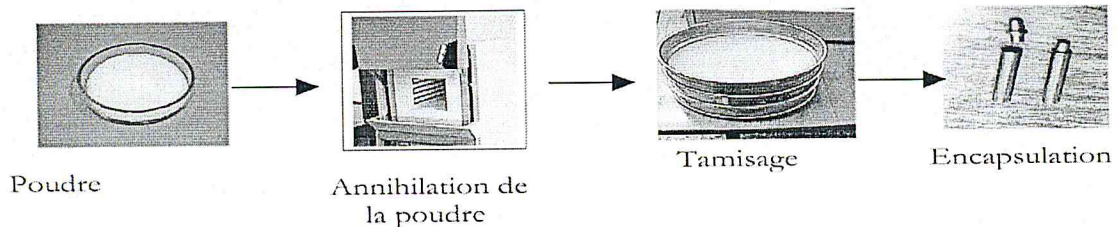


Fig. 4.10. Procédure d'annihilation de la poudre

IV.6. Procédure d'irradiation :

Les irradiations ont été effectuées dans l'unité de ^{60}Co en utilisant un fantôme en PMMA de dimension 20 x 20 x 15 cm avec un porte capsules en PMMA (Fig 4.8).

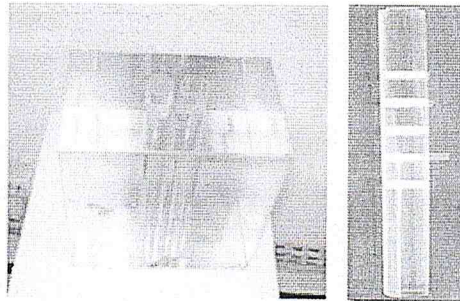


Fig. 4.11. Fantôme en PMMA + porte capsules et unité d'irradiation ^{60}Co .

IV.6.1. Géométrie d'irradiation

Les détecteurs sont irradiés à la surface du fantôme dans les conditions suivantes.

- Distance entre la source est la surface du fantôme $\text{DSS} = 80 \text{ cm}$;
- Champ à cette distance $10 \times 10 \text{ cm}^2$;
- Profondeur dans le PMMA = 5 cm

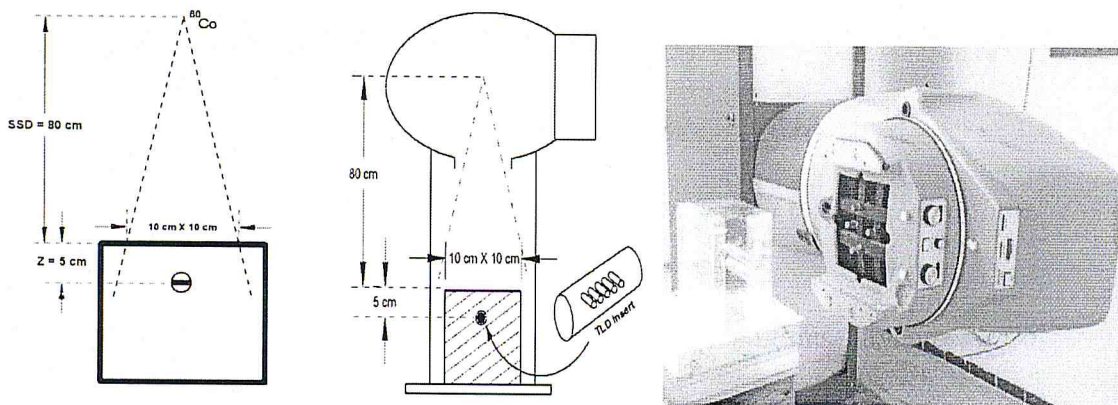


Fig. 4.12. L'irradiation dans un fantôme PMMA.

IV.6.2. Calculs du temps d'irradiation :

Comme les dosimètres sont appelés à être utilisés pour la mesure des doses rencontrées en radiothérapie qui sont relatives à un fantôme d'eau, les temps d'irradiations doivent être calculés à partir des débits de dose absorbée dans l'eau. Une procédure de transfert de dose du fantôme d'eau au fantôme en PMMA a été effectuée au laboratoire, en réalisant deux mesures alternatives à l'aide d'une chambre d'ionisation placée une fois dans un fantôme d'eau et une autre fois dans un fantôme en PMMA, en utilisant les mêmes conditions géométriques

d'irradiation citées au paragraphe IV.2.2. Cette Procédure permet d'irradier les dosimètres dans le fantôme en PMMA avec des temps correspondant au fantôme d'eau.

IV.6.2.1. Matériels utilisés et conditions de mesure :

- Chambre d'ionisation de référence : NE2561 numéro de série 329
- Electromètre de référence : UNIDOS10002 numéro de série 20362
- Tension de polarisation = +200 V
- Coefficient d'étalonnage de la chambre de référence : $N_{D,W,ref} = 102.9 \text{ mGy/nC}$

IV.6.2.2. Protocoles dosimétriques appliqués :

Pour la détermination des débits de dose absorbée dans l'eau, nous avons appliqué le protocole dosimétrique de l'AIEA (TRS-398) [30] qui est basé sur l'utilisation du facteur d'étalonnage $N_{D,W}$ en termes de dose absorbée dans l'eau. D'après ce protocole, la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence z_{ref} est donnée par :

$$D_W = L_{\text{corrigé}} \times N_{D,W} \quad 4.1.$$

Où $L_{\text{corrigé}}$ est la lecture corrigée pour la température et la pression à l'aide du facteur k_{TP} . $N_{D,W}$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation donné par le laboratoire.

Les temps d'irradiation dans le PMMA sont obtenus à partir des temps d'irradiation dans un fantôme d'eau en tenant compte du facteur de transfert de dose d'un fantôme d'eau vers un fantôme PMMA suivant la relation :

$$t_{\text{PMMA}} = t_{\text{eau}} \cdot k_{\text{PMMA,eau}} \quad 4.2.$$

IV.6.2.3. Facteur de transfert eau, PMMA :

Les capsules TLD doivent être toujours irradiées à des doses correspondantes aux doses dans l'eau. Dans le cas d'irradiation dans un fantôme solide, il faut tenir compte d'un facteur de transfert qui est déterminé à l'aide d'une chambre d'ionisation et les deux fantômes ainsi que les capsules TLD dans les mêmes conditions géométriques [31].

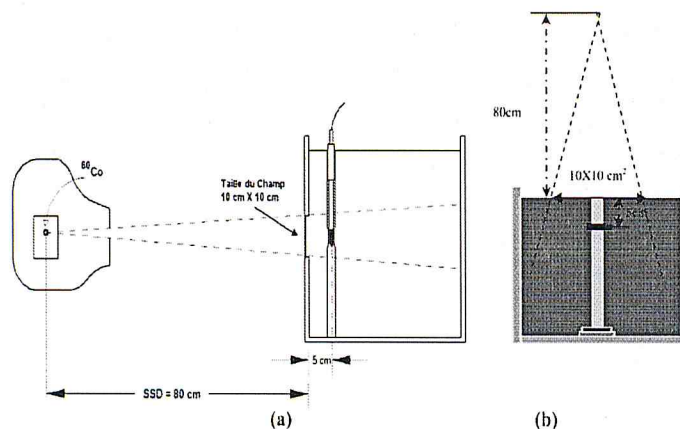


Fig. 4.13. Géométrie utilisée pour déterminer la dose absorbée dans l'eau (a) et pour l'irradiation des capsules (b)

IV.6.3. Procédures d'évaluation des dosimètres :

La lecture d'un dosimètre est généralement basée sur la sommation de la lumière émise par les pics stables lors d'une excitation thermique appropriée. La lumière émise est convertie grâce à un photomultiplicateur et un dispositif de traitement de signal en impulsions électriques qui seront traduites en dose après calibration du système lecteur-détecteur. La lecture est destructive puisqu'elle vide les pièges.

IV.6.3.1 Cycles de lecture des TLD100 et GR

Tableau 4.6. : Cycles de lecture des différents détecteurs utilisés.

	TLD 100	GR 200, GR207, GR161
Température de préchauffage	135°C pendant 16 secondes avec un débit 5°C/s	135°C pendant 16 secondes avec un débit 6°C/s
Température maximale	240°C	240°C
Temps d'acquisition	30 secondes	30 secondes

IV.6.3.2 Temps entre irradiation et lecture :

❖ Pour la TLD100

Pour des besoins de stabilité et reproductibilité de la réponse des dosimètres TLD100, le temps entre l'irradiation et l'évaluation des dosimètres est normalisé à 7 jours (Cette étude a été effectuée par l'équipe du laboratoire [26] (Fig. 4.19) .

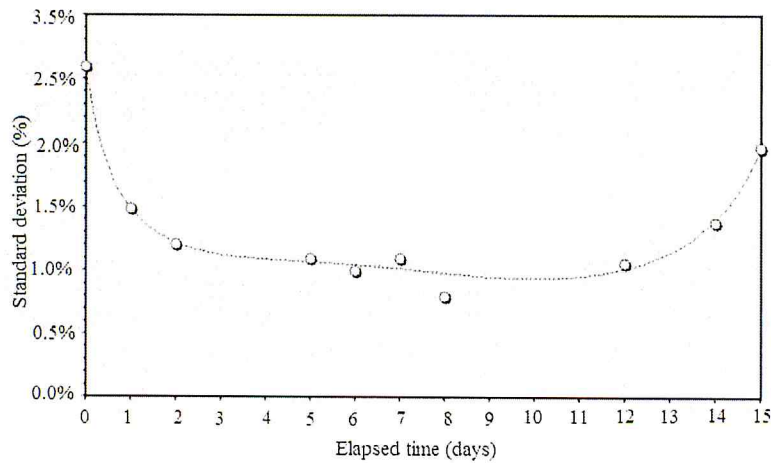


Fig. 4.14. Temps entre irradiation et évaluation des dosimètres TLD100

❖ Pour les GR :

Pour étudier la stabilité de la réponse des GR200 avec le temps nous avons irradié 11 capsules à 2Gy et nous les avons évaluées à raison d'une capsule par jour à l'aide du doseur HARSHAW. Les résultats sont illustrés dans la figure 4.20. qui représente la déviation standard en fonction de l'écart, en jours, entre l'irradiation et l'évaluation.

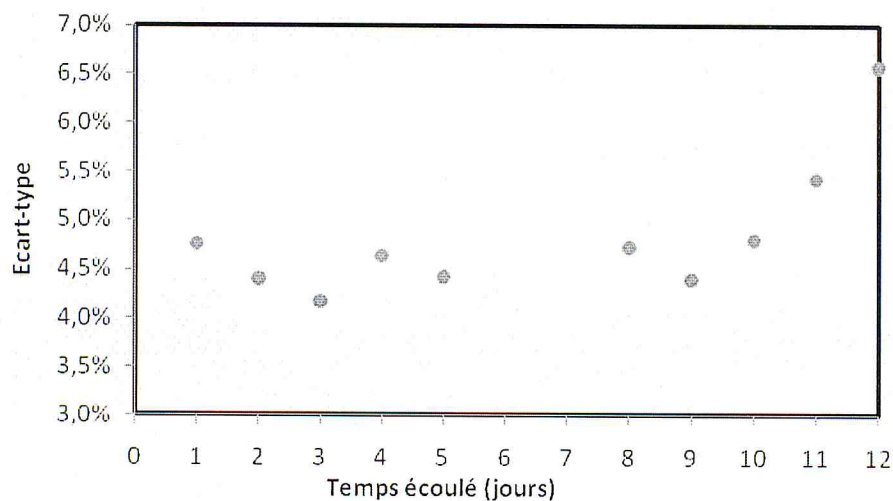


Fig. 4.15. Temps entre irradiation et évaluation des dosimètres GR200

Remarque : Nous pouvons constater que l'écart-type des mesures GR200 se stabilise après 2 ou 3 jours. Par conséquent, nous avons décidé d'évaluer ces dosimètres 3 jours après leurs irradiations. Par ailleurs, l'étude a montré que l'évaluation des dosimètres doit être effectuée avant 10 jours pour éviter une perte de précision [32] (la déviation standard augmente considérablement après cette durée).

IV.7. Evaluation des doses à l'aide de la TLD :

La vérification des doses absorbées dans l'eau à l'aide de dosimètres thermoluminescents constitue un des premiers échelons d'un programme d'assurance de qualité en radiothérapie. Ce dernier nécessite l'exécution en ordre de plusieurs procédures qui sont appliquées par différents organismes nationaux et internationaux de contrôle de qualité. Pour la mise en place d'un tel programme d'assurance qualité, les étapes suivantes doivent être soigneusement suivies :

- ✓ Préparation de la poudre et remplissage de capsules en plastique équivalent tissu ;
- ✓ Etalonnage des capsules (réponse en fonction de la dose) ;
- ✓ L'étude du fading (perte de l'information emmagasinée dans le temps);
- ✓ La réponse des dosimètres en énergie (dépendance énergétique) ;
- ✓ L'évaluation de l'indice de qualité pour les faisceaux de rayons X à l'aide de TLD100;
- ✓ Evaluation de l'exactitude et de la reproductibilité de système utilisé.

La dose absorbée dans l'eau D_w [Gy] est calculée à partir du signal TL enregistré par le lecteur TLD, en utilisant la courbe d'étalonnage.

$$D_w = D_{cal} \cdot k_{fad} \cdot k_{en} \quad 4.3.$$

Avec:

D_{cal} étant la dose obtenue à partir de la courbe d'étalonnage en utilisant la réponse R du dosimètre ; k_{fad} est la correction pour le fading (perte de signal avec le temps) et k_{en} est la correction pour la dépendance énergétique déterminé par rapport au faisceau de ^{60}Co . Dans notre étude le facteur de dépendance énergétique est égal à 1.

IV.7.1. Courbes d'étalonnages :

IV.7.1.1. Principe général d'étalonnage :

Il s'agit de déterminer expérimentalement la réponse thermoluminescente en fonction de la dose absorbée. Il s'agit d'obtenir une correspondance entre la dose absorbée dans les tissus et la réponse thermoluminescente dans les conditions réelles du travail et dans la gamme de dose utilisée. Cette correspondance, nous l'établissons à partir des valeurs expérimentales.

Elle doit avoir une forme linéaire, en référence aux propriétés du LiF aux faibles doses, c'est la droite d'étalonnage, cette droite d'étalonnage permet de calculer à partir d'un signal thermoluminescent, la valeur de la dose absorbée correspondante dans les tissus.

L'étalonnage des détecteurs a été effectué en irradiant les capsules à des doses allant de 1.4 Gy à 2.8 Gy.

IV.7.1.2. Etablissements de la droite d'étalonnage :

Les dosimètres irradiés ont été évalués en suivant le protocole de lecture décrit précédemment. L'établissement de la droite d'étalonnage, de la réponse thermoluminescente en fonction de la dose s'obtient par régression linéaire.

$$TL = aD + b \quad 4.4.$$

Où TL est la réponse du dosimètre thermoluminescent ; D est la dose communiquée ; a est la pente de la droite d'étalonnage et b est le bruit de fond total (de la TLD + lecteur).

Les courbes d'étalonnages des dosimètres TLD100, GR200p, GR207p et la GR161p sont représentées par la figure 4.21.

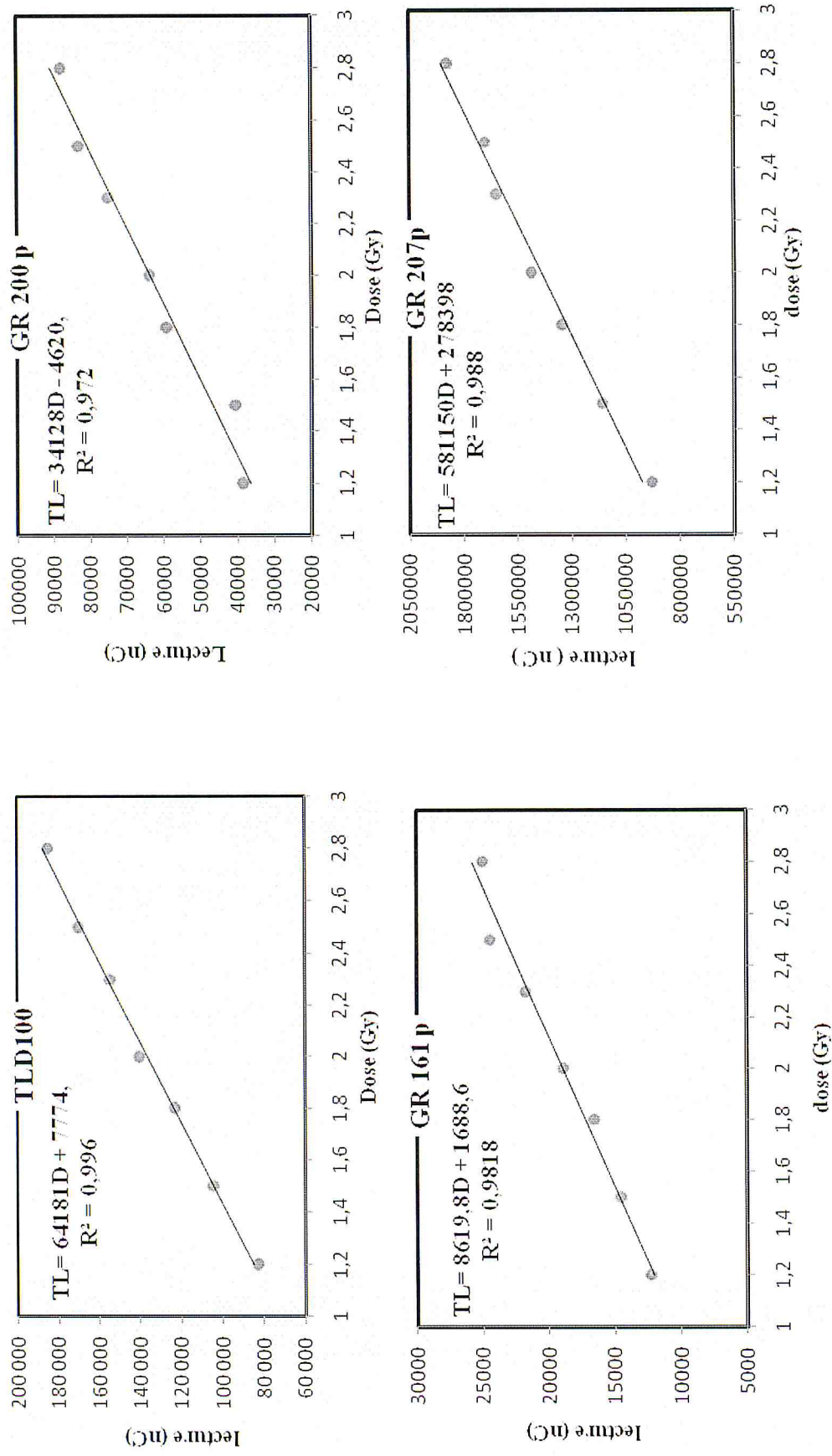


Fig. 4.16. Courbes d'étalonnage des différents dosimètres.

IV.7.1.3. Reproductibilité des dosimètres :

La reproductibilité des dosimètres a été étudiée en utilisant les résultats de l'étalonnage. Les déviations standards des différentes lectures obtenues sont représentées par le tableau 4.7. et par la figure 4.22.

Tableau 4.7. : Les écarts types des différents dosimètres.

D(Gy)	GR161p	GR200p	GR207p	TLD100
1,2	4%	6%	5%	2%
1,5	4%	5%	2%	2%
1,8	5%	2%	3%	2%
2	3%	4%	3%	1%
2,3	5%	4%	5%	2%
2,5	1%	3%	2%	1%
2,8	5%	3%	5%	1%

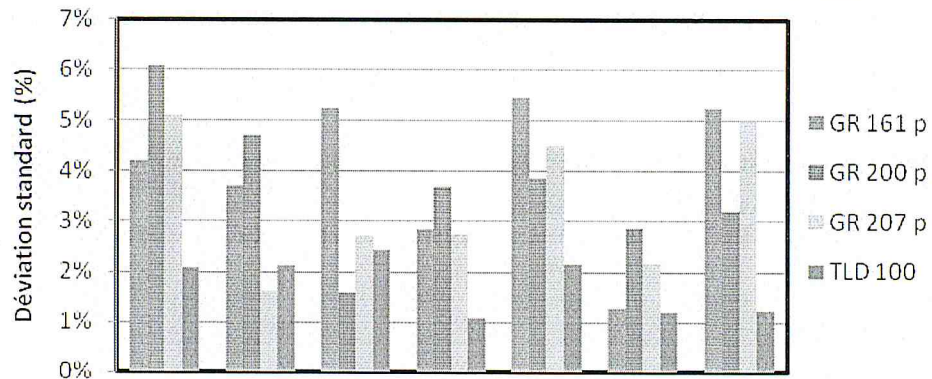


Fig. 4.17. Histogramme des reproductibilités des détecteurs

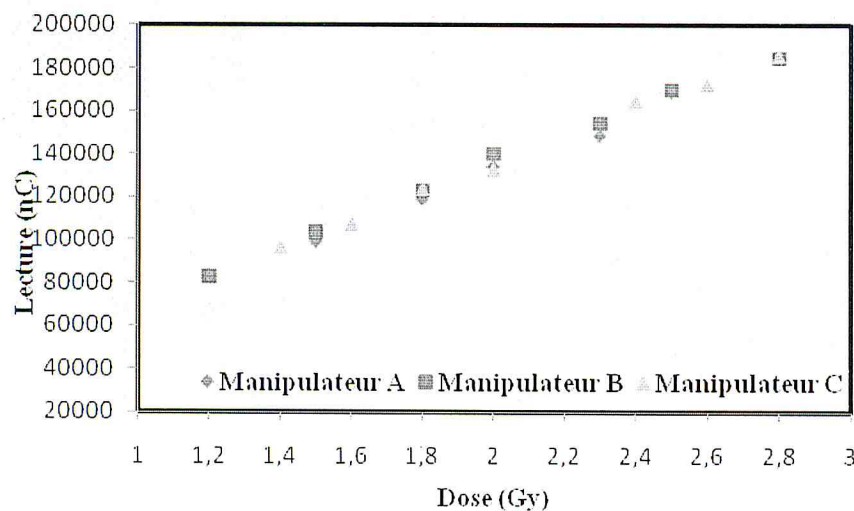


Fig. 4.18. Courbe d'étalonnage de la TLD 100 pour trois manipulateurs A, B et C.

Remarques et interprétations :

1. La réponse des dosimètres est linéaire dans le domaine des doses investiguées.
2. La sensibilité dépend du dosimètre utilisé. Notre étude a montré que le dosimètre GR207p est le plus sensible. Ce qui nous permet de conclure que les GR sont adaptés pour les faibles doses. Ceci est en parfaite concordance avec ce qui est publié dans la littérature [32].
3. a- L'étude de reproductibilité nous a permis de conclure que les dosimètres TLD100 ont une meilleure reproductibilité (écart type relative inférieur à 2%) tandis que les autres dosimètres ont un écart type qui varie entre 3% et 6%.
b- Une concordance entre les courbes d'étalonnage de la poudre TLD 100 évaluée par trois manipulateurs différents (A, B et C) a été remarquée dans la figure 4.23.

IV.8. Effet d'annihilation :

L'effet d'annihilation sur la réponse des dosimètres Thermoluminescents a été étudié de deux manières différentes en régénérant la poudre après chaque utilisation suivant le cycle décrit en tableau 4.5 :

- a) *Effet sur la courbe d'étalonnage* : cette étude a été effectuée en annihilant la poudre et en re-déterminant sa courbe d'étalonnage en utilisant la même procédure d'évaluation. Les résultats de cette étude sont donnés dans ce qui suit pour les quatre types de dosimètres. Les résultats de cette première étude sont présentés par les courbes de la figure 4.22.
- b) *Effet sur la reproductibilité des mesures* : Cette seconde étude a été effectuée pour les dosimètres GR200p en irradiant simultanément trois capsules à une même dose à l'aide du fantôme PMMA et son support. L'évaluation des trois capsules a été effectuée en utilisant la même procédure décrite précédemment pour ce type de dosimètres, en faisant subir aux mêmes dosimètres un cycle d'annihilation. Par ailleurs, chaque capsule a été irradiée après annihilation à la même position (Droite, Centre et Gauche) pour étudier l'effet de la position sur la réponse. L'effet de cette annihilation sur la reproductibilité des dosimètres est illustré par les figures 4.23 et 4.24 qui représentent respectivement la réponse et la déviation standard des dosimètres.

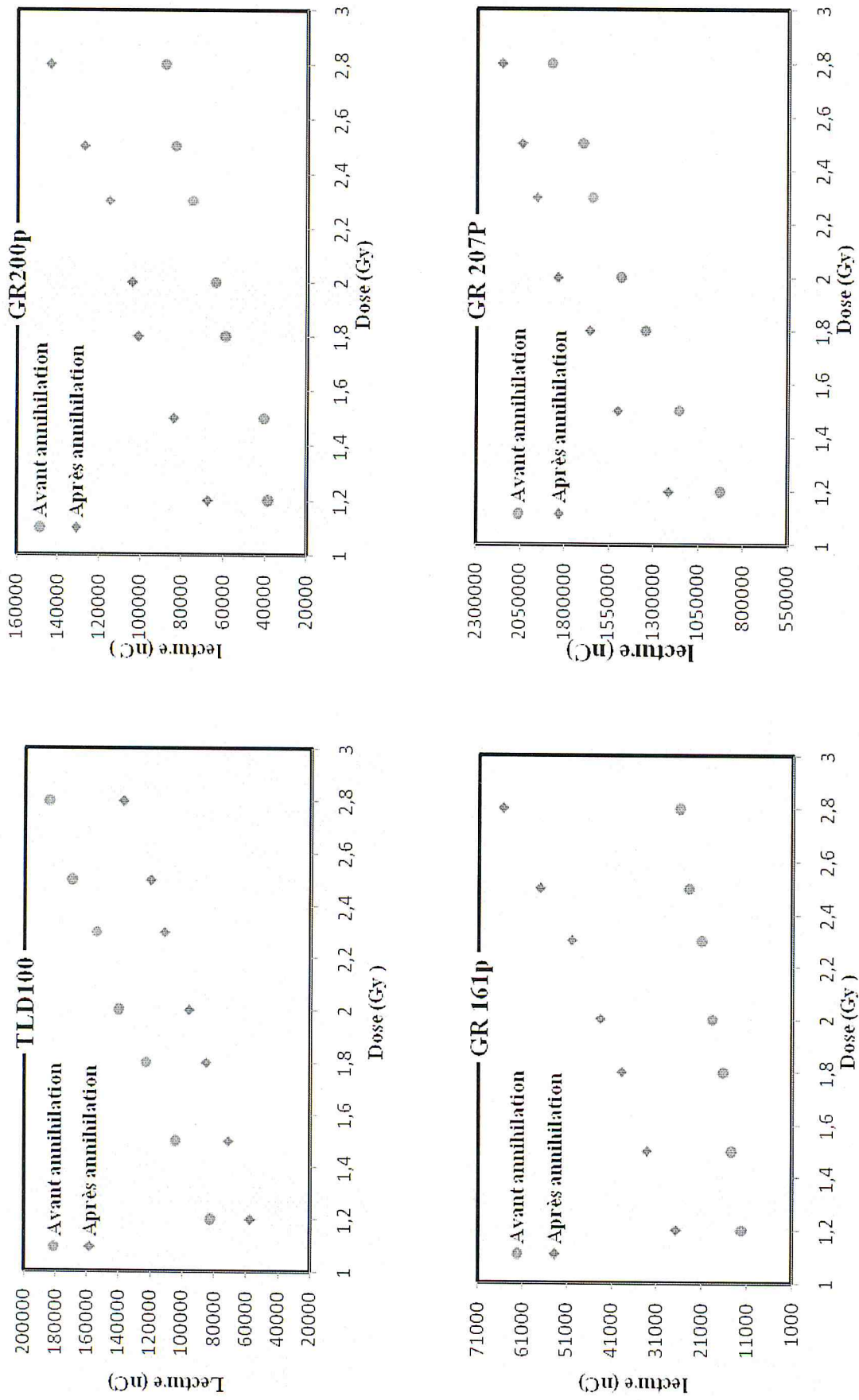


Fig. 4.19. Effet d'annihilation sur les courbes d'étalonnage.

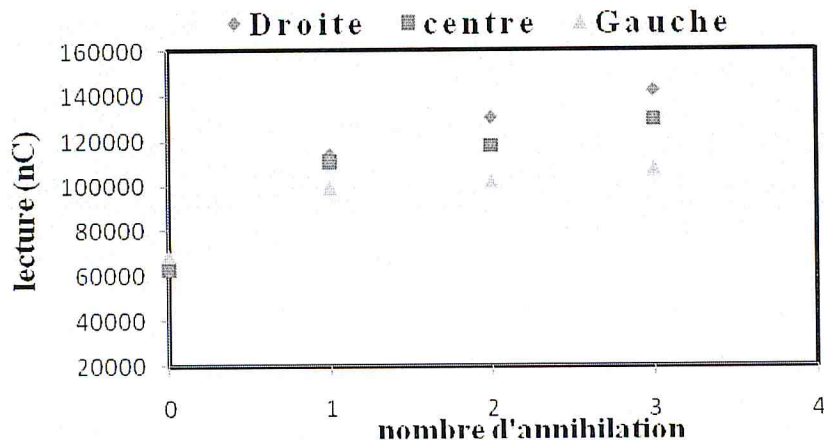


Fig. 4.20. Effet d'annihilation sur la réponse du dosimètre.

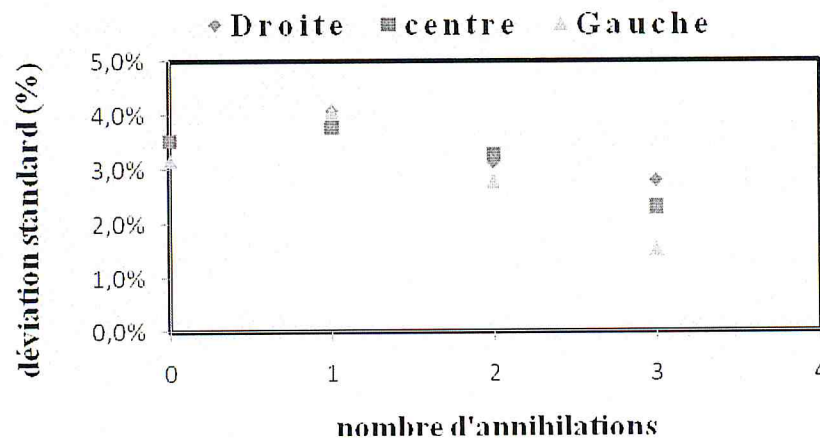


Fig. 4.21. Effet d'annihilation sur la reproductibilité des dosimètres.

Remarques et interprétations :

A l'issue de cette étude, nous pouvons conclure que :

1. La linéarité de la réponse est maintenue après annihilation, mais les courbes d'étalonnage sont décalées parallèlement. Néanmoins nous remarquons que pour les TLD100, la sensibilité des dosimètres diminue avec l'annihilation alors que pour les GR, cette dernière augmente. Ce phénomène est appelé sensibilisation.
2. Cette sensibilisation est plus importante pour les GR161p.
3. L'influence de la position des capsules dans le support d'irradiation est négligeable.
4. La déviation standard des lectures diminue avec le nombre d'annihilation ce qui nous permet de conclure que cette annihilation améliore la reproductibilité des dosimètres.

Comparaison entre les 4 détecteurs :

Le tableau 4.8 récapitule les résultats de l'étalonnage des différents types de dosimètres. Le tableau 4.9., quant à lui, donne le rapport de la réponse du dosimètre par rapport à la TLD100.

Comme nous pouvons le constater, la sensibilité moyenne des GR 161p, GR 200p et GR 207p sont 0.26, 0.86 et 19.9 fois plus importante que celle de la TLD100. Ceci nous permet de conclure que les dosimètres GR 207p sont plus adaptés pour les faibles doses.

Tableau 4.8. La lecture moyenne de chaque dosimètre pour différentes doses.

Dose(Gy)	Lecture (nC)			
	GR161p	GR200p	GR207p	TLD100
1,2	12262,47	38618,83	929246,33	45373,91
1,5	14513,46	40637,198	1158314,5	55450,65
1,8	16550,991	59336,79	1345760,6	66074,38
2	18869,83	63848,78	1485363,8	74077,37
2,3	21737,78	75060,93	1647252	82534,38
2,5	24425,81	83258,34	1700203,6	90422,56
2,8	24999,21	88102,75	1876870,7	101651,02

Tableau 4.9. Comparaison entre les différents détecteurs.

Dose(Gy)	GR161p/TLD100	GR200p/TLD100	GR207p/TLD100
1,2	0,27	0,85	20,48
1,5	0,26	0,73	20,89
1,8	0,25	0,90	20,37
2	0,25	0,86	20,05
2,3	0,26	0,91	19,96
2,5	0,27	0,92	18,80
2,8	0,25	0,87	18,46
Moyenne	0,26	0,86	19,86
DS (%)	3,6%	7,3%	4,5%

IV.8. Etude du Fading :

La dose absorbée est proportionnelle aux nombres d'électrons piégés. Certains de ces électrons quittent leurs pièges avant la lecture, c'est l'effet de fading. Cet effet est calculé en utilisant l'équation :

$$k_{f\alpha\beta} = \frac{L(J)}{L(J_0)} \quad 4.5.$$

Où L(J) et L(J₀) représentent respectivement les lectures moyennes de chaque lot durant la date d'évaluation J et la date d'irradiation J₀.

L'étude de l'effet de fading a été réalisé en irradiant un lot de capsules TLD a une même dose de 2 Gy et en évaluant à intervalles réguliers (7 jours pour TLD 100 et 3 jours pour les GR) et ce pendant 82 jours pour les TLD 100 et une dizaine de jours pour les GR.

Les résultats obtenus sont illustrés par la figure 4.29. suivante :

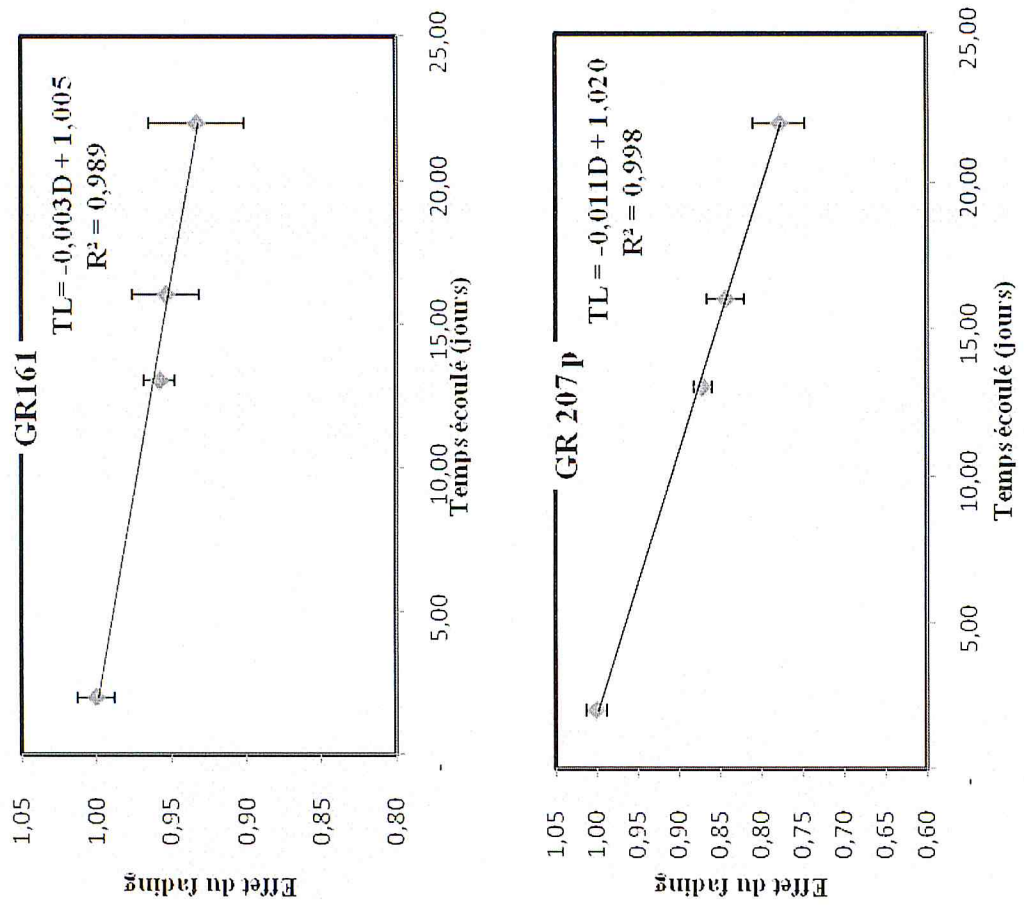


Fig. 4.22. Courbes de fading des différents dosimètres.

Remarques et interprétations :

- 1- On remarque une décroissance du fading avec le temps de l'ordre de 0.33%, 0.11%, 0.67% et 0.05 % par jour respectivement pour GR 161p, GR207p, GR 200p et TLD 100. Ceci est en parfaite concordance avec ce qui est publié dans la littérature.
- 2- Une correction de fading peut s'avérer nécessaire et non négligeable avec certains matériaux TL quand le délai séparant l'irradiation de la lecture est important

IV.9. Application a l'audit :

IV.9.1. Définition :

L'audit clinique (AC) est une méthode d'évaluation des pratiques par comparaison à des références admises. Sa principale caractéristique est de mesurer les écarts entre la pratique observée et la pratique attendue. Son but est d'améliorer la qualité de faisceau délivré.

La réalisation d'un Audit clinique s'intègre dans une démarche d'amélioration de la qualité ou peut en être le point de départ [33].

En pratique en dosimétrie clinique, l'évaluation entre la dose communiquée et la dose évaluée est déterminée par δ la déviation en pourcentage (%) de la dose communiqué D_c par rapport à la dose évaluée D_e , à partir de la courbe d'étalonnage donné par la formule suivante :

$$\delta = \frac{D_e}{D_c} - 1 \quad 4.6.$$

Nous avons alors trois niveaux d'action :

$\delta \leq \pm 5\%$: Ecart acceptable. Aucune action à entreprendre

$\pm 5\% < \delta \leq \pm 10\%$: L'écart est en dehors du niveau de tolérance. On refait l'audit

$\delta > \pm 10\%$: Ecart trop important et dans les niveaux d'urgence. On arrête le traitement et on entreprend une investigation de l'origine de cet écart.

IV.9.2. Méthode :

Pour la validation de nos résultats, un audit a été effectué qui consiste à évaluer à l'aide des différents dosimètres, les doses préalablement communiquées par l'équipe du laboratoire.

Afin de valider cet audit, nous avons utilisé 16 capsules : 4 capsules pour chaque type de dosimètres irradié à des doses différentes D_1 , D_2 , D_3 et D_4 inconnue. L'irradiation se fait dans

les conditions citées précédemment (fantôme de PMMA, champ 10x10, distance source fantôme 80 cm et une profondeur de 5cm).

L'évaluation de la dose s'effectuera à partir des courbes d'étalonnage de chaque dosimètre.

IV.9.3. Résultats :

Tableau 4.10. Résultats d'Audit de la TLD 100.

	Lecture (nC)	De (Gy)	Dc (Gy)	δ (%)
Dc 1	95066,69	1,36	1,4	2,67
Dc 2	127459,36	1,87	1,9	2
Dc 3	148228,10	2,19	2,2	1
Dc 4	176961,76	2,63	2,6	1

Tableau 4.11. Résultats d'Audit de la GR 200p.

	Lecture (nC)	De (Gy)	Dc (Gy)	δ (%)
Dc 1	44207,70	1,45	1,4	-3
Dc 2	59829,37	1,89	1,9	0,4
Dc 3	72105,19	2,24	2,2	-2
Dc 4	84591,95	2,60	2,6	0,1

Tableau 4.12. Résultats d'Audit de la GR 207p.

	Lecture (nC)	D (Gy)	Dc(Gy)	δ (%)
Dc 1	1038966,87	1,32	1,4	6
Dc 2	1345973,78	1,84	1,9	3
Dc 3	1558917,86	2,20	2,2	-0,1
Dc 4	1744430,16	2,52	2,6	3

Tableau 4.13. Résultats d'Audit de la GR 161p.

	Lecture (nC)	D(Gy)	Dc (Gy)	δ (%)
Dc 1	13030,68	1,35	1,4	4
Dc 2	17286,19	1,82	1,9	4
Dc 3	19887,89	2,11	2,2	4
Dc 4	24090,13	2,58	2,6	1

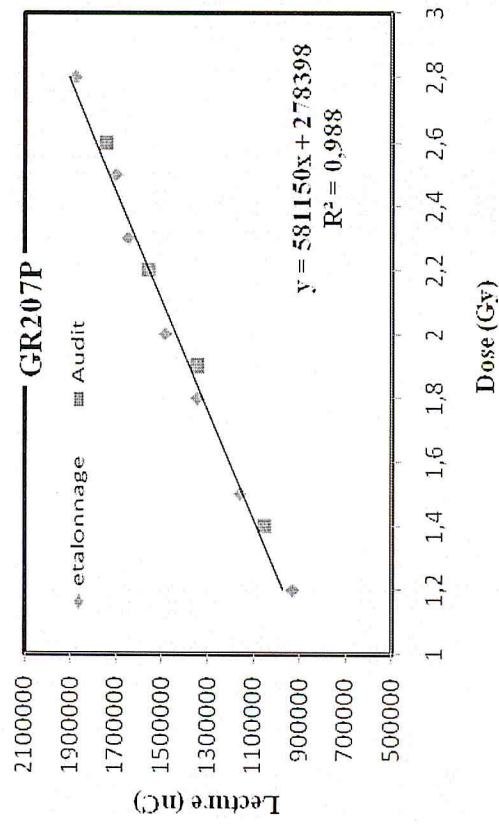
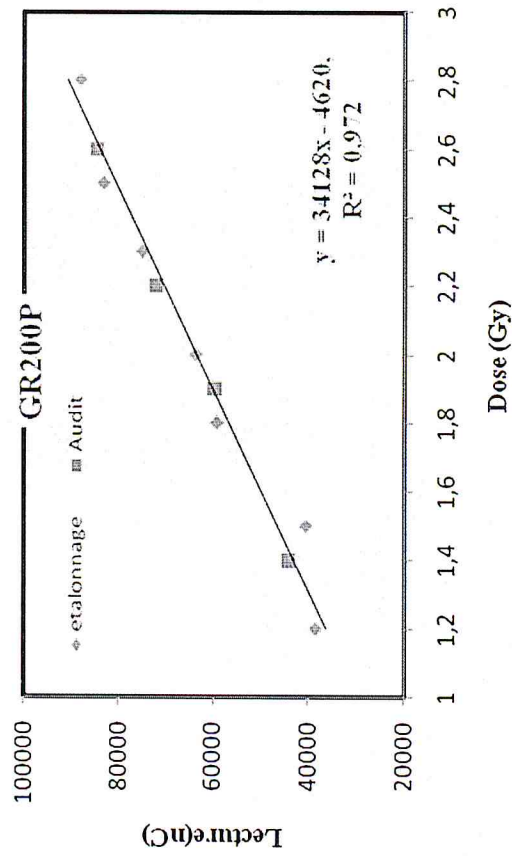
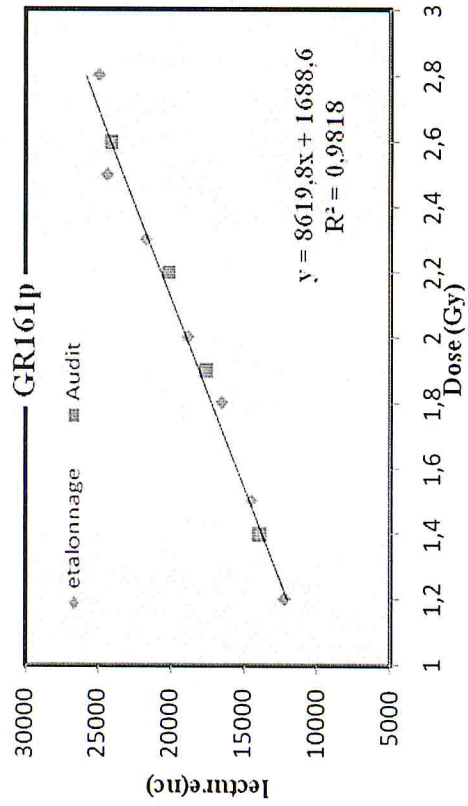
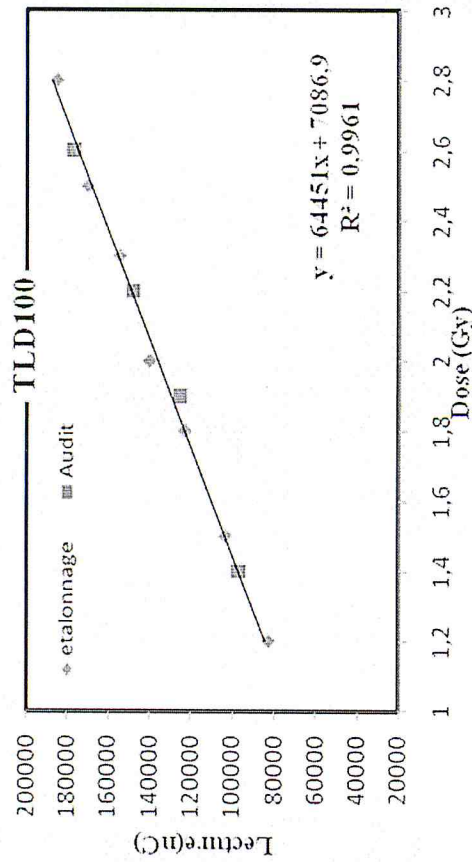


Fig. 4.23. Résultats de l'audit par rapport aux courbes d'étalonnage.

L'évaluation entre la dose communiquée et la dose évalué est donné dans le tableau 4.14. par δ la déviation sur la dose communiquée D_c par rapport à la dose évaluée D_e .

Tableau 4.14. Déviation sur la dose communiquée par rapport à la dose évaluée pour les différents dosimètres.

	δD_{c1} (%)	δD_{c2} (%)	δD_{c3} (%)	δD_{c4} (%)
TLD100	2.67	2	1	1
GR200p	3	0,4	2	0,1
GR207P	6	3	0,1	3
GR161P	4	4	4	1

Remarques et interprétations :

- 1- Les résultats montrent que les doses évaluées dans le cadre de l'audit sont parfaitement concordantes avec la courbe d'étalonnage dans le domaine des doses étudié.
- 2- On remarque que l'écart entre les doses communiquées et els doses évaluées est dans tous les cas inférieur à 4 % sauf pour les GR 207p ou l'écart est de 6 % pour une seule dose. Par conséquent nous pouvons conclure que cet écart est dans les tolérances admise $\delta < 5\%$.
- 3- Pour les GR 200P et TLD 100 présente un δ qui varie entre 0.1% et 3% , on peut les considérer comme des dosimètres adaptés pour l'audit des faisceaux cliniques mais vu que la reproductibilité de la TLD 100 est de l'ordre de 2%, elle restera toujours meilleur dosimètre d'évaluation dans la gamme de forte dose utilisée en radiothérapie.

CONCLUSION

Le travail entrepris a permis d'étudier l'effet de traitement thermique et d'irradiation dans un faisceau de ^{60}Co sur les propriétés dosimétriques des matériaux thermoluminescents LIF (TLD 100, GR200p, GR207p et GR161) utilisés en assurance qualité des faisceaux médicaux tout en comparant entre eux :

Le LiF: Mg, Cu, P est en train de devenir un matériau très intéressant avec des avantages significatifs sur le matériau le plus largement accepté, LiF: Mg, Ti. Cette étude vise à démontrer que certaines de ses caractéristiques telles que la linéarité avec la dose, la reproductibilité et la sensibilité les rendent très utiles pour la dosimétrie en radiothérapie. La performance du LiF: Mg, Cu, P est comparée à LiF: Mg, Ti.

A l'issue de cette étude, nous pouvons conclure que :

1. La linéarité de la réponse est maintenue après annihilation, mais les courbes d'étalonnage sont décalées parallèlement.
2. Pour les TLD 100, la sensibilité diminue avec l'annihilation alors que pour les GR, cette dernière augmente. De plus cette sensibilisation est plus importante pour les GR 161p.
3. L'influence de la position des capsules dans le support d'irradiation est négligeable.
4. La déviation standard des lectures diminue avec le nombre d'annihilation ce qui améliore la reproductibilité des dosimètres.
5. Une correction de fading peut s'avérer nécessaire et non négligeable avec certains matériaux TL et/ou quand le délai séparant l'irradiation de la lecture est grand.

Par ailleurs, les résultats de l'audit ont montré une parfaite concordance entre les doses communiquées et les doses évaluées. En effet, l'écart observé est inférieur ou égale à 5% pour tous les dosimètres et les doses investigués, sauf pour les GR207P qui présente un écart de 6 % pour la dose communiquée D_{e1} de 1.4 Gy. Cet écart, qui est probablement dû à une erreur de manipulation, reste toutefois négligeable.

Pour les GR200P et les TLD100, les écarts observés varient entre 0.1% et 3%. Ce qui nous permet de conclure que ces dosimètres sont adaptés à l'audit des faisceaux utilisés en radiothérapie.

Pour compléter cette étude, nous proposons que cette dernière soit reproduite avec un nombre plus importants de dosimètres et qu'elle englobe l'étude de dépendance énergétique en utilisant des faisceaux de photons de haute énergie (6 MV et 18 MV). L'étude peut aussi être élargie aux faisceaux de photons de moyennes énergies et aux faisceaux d'électrons.

Références

- [1] "Absorbed Dose Determination in photon and electron beams radiotherapy": An International code of practice for dosimetry, International Atomic Energy Agency. Technical Reports Series No.277. Vienna; IAEA; 1997.
- [2] "IAEA/WHO TLD postal dose audit service and high precision measurements for radiotherapy level dosimetry": J. Izewska, P. Bera and S. Vatnitsky, Dosimetry and Medical Radiation Physics Section, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 101, Nos. 1-4, pp. 387-392 (2002), Nuclear Technology Publishing.
- [3] "A comparison of TLD dosimeters: LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P for measurement of radiation therapy doses" : Abstracts of recent Ph.D. Theses pertinent to medical physic, Gilbert D. Glennie , Ph.D. in Nuclear Engineering awarded May 2003.
- [4] "Radiation Oncology Physics": A Handbook for Teachers and Students; E. B. Podgorsak, Technical Editor 2005.
- [5] "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry": Attix Franck Herbert, ISBN-13: 978-0-471-01 146-0, by John Wiley & Sons, Inc. (1986).
- [6] "Les rayonnements ionisants" : D. BLANC .Edition Masson, 1990.
- [7] "Dosimétrie pour la radiothérapie stéréotaxique en rayonnement synchrotron : calculs Monte-Carlo et gels radiosensibles". Caroline BOUDOU, Thèse de doctorat 2006.
- [8] "dosimetry of ionizing radiation": Attix Franck Herbert, Kenneth R. Kase and Bengt E. Bjarngard by academic press INC. Copyright 1987 .
- [9] "Manuel pratique de radioprotection" D.-J. Gambini & R. Granier, 1997.
- [10] "IAEA Bulletin 47" : Massoud Samiei; Michael D; Rosenthal& David Kinley III, 1 Septembre 2005; Pas de temp à perdre.
- [11] "Contribution au développement d'assurance de qualité en métrologie des rayonnements ionisant" : Djazouli Daoud mahgoun Meriem.
- [12] "ALDORADO 78 teletherapy unit": Atomic energy of Canada limited commercial products, 1978.

- [13] "Absorbed Dose Determination in external beam radiotherapy based on absorbed dose to water standards": An International Code of Practice for dosimetry, International Atomic Energy. Technical Reports Series No.398. Vienna; IAEA; 2000.
- [14] "Développement et validation de méthodes dosimétriques en ligne pour le traitement du cancer de la prostate": Thèse N°3267(2005) présentée par Valéry Olivier Zilio ; École Polytechnique Fédérale de Lausanne.
- [15] "Thermoluminescence of solids": S.W.S. McKeever Departement of physics, Oklahoma State University 1988.
- [16] "Etude de l'efficacité relative de la radiothermoluminescence induite par les particules (^{238}Pu) dans le LiF :Mg, Al_2O_3 et CaSO_4 :Dy" : Thèse présentée à l'université Paul Sabatier de Toulouse (sciences) pour obtenir le grade de docteur de 3^{ème} cycle spécialité physique radiologique par Masok le 19/10/1978.
- [17] "Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesure in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi conducteurs" : Rapport S.F.P.M N°18-2000 Edité par : Société Française de Physique Médicale.
- [18] "La Dosimétrie Individuelle au Liban" Mémoire de Maîtrise Option : Physique Présenté par : HABIB Bouchra & GERYES Tony Soutenu le 06/07/2005.
- [19] "Thermoluminescence of Solids": S.W.S. Mc Keever, , Cambride University Press, 1985.
- [20] "Propriétés thermoluminescente du diamant CVD. Applications a la dosimétrie des rayonnements". : Thèse Pour obtenir le grade de Docteur de l'université de Toulouse III. Discipline : Radiophysique et Imagerie Médicales Présentée et soutenue par Aurélie Petitfils le 6 Septembre 2007.
- [21] " Thermoluminescence: Applications en datation absolue et dosimétrie des irradiations" : thèse à l'université de bordeaux I - docteur en physique motion cristallographie par Jean-François Rouan 1976.
- [22] "Termoluminescences dosimetry": Medical physics handbooks, A.F.Mackinilay 1981.
- [23] "Physics in medicine and biology": E.W Masson, A.FMackinily and I.clark 1976.

- [24] "Dosimétrie expérimentale et cinétique des traceurs radioactifs pour application humain" : thèse à l'université Claude Bernard-Lyon par Ahmed Mahidi Naji soutenue le 29 octobre 1992.
- [25] "Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux" : Thèse En vue de l'obtention du Doctorat DE L'université de Toulouse. Discipline : Radiophysique et Imagerie Médicales, Présentée et soutenue par David BENOIT Le 26 septembre 2008.
- [26] "Optimisation parameters of TLD100 powder used for radiotherapy beams calibration check": M.Arib, A.Yaich, A.Messadi, F.Dari (2006).
- [27] "Thermoluminescence dosimetry materials: properties and uses, 1995": Stephen W.S.McKeever, Markov Moscovitch, peterD.Townsend.
- [28] "Dosemetric survey in diagnostic radiology" : Thèse présenté par Kouther Elhaj Mohamed Mohamadain, Université de Khartoum octobre 2004.
- [29] "Conqueror Electronics Technology Co ;TLD" : ADDR : No.15 Chengfu Road, Haidian Dirtrict, Beining 100083 P.R. CHINA
- [30] "Absorbed Dose Détermination in External Beam Radiotherapy" : international Atomic Energy Agency, Vienna 2000, TECHNICAL REPORTS SERIES No 398.
- [31] "Dosimétrie des faisceaux de haute énergie (photons et électrons)à l'aide de dosimètres thermoluminescents" : Mémoire En vue d'obtention du diplôme de Magister en physique. Spécialité :Physique Médicale Par: HATTALI Belkacem.
- [32] "Optimizing the use of LiF: Mg, Cu, P (GR 200p) to measure low dose irradiation in nuclear medicine": M. Azzouzi-Idrissi, B. Aubert, J. Chavaudra, M. Ricard, and J. Tamouati. Health Physics April 2003, Volume 84, Number 4.
- [33] "AUDIT CLINIQUE Évaluation des pratiques par comparaison à un référentiel": Haute Autorité de santé, www.has-sante.fr

Annexe

Protocoles dosimétriques :

Durant les deux dernières décennies, l'AIEA et plusieurs organisations ont publié des protocoles dosimétriques pour la calibration des faisceaux d'électrons et de photons de haute énergie. Les plus connus sont ceux de l'AIEA (le TRS 277), et de l'AAPM (le TG21. Ces protocoles sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisation en termes de kerma dans l'air dans un faisceau de cobalt 60. La dose absorbée dans l'eau est déterminée en utilisant le facteur d'étalonnage $N_{D,air}$ et un certain nombre de facteurs .

Par la suite de nouveaux protocoles dosimétriques ont été publiés. Ces protocoles sont basés sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau. Les plus utilisés à l'échelle mondiale sont le protocole de l'AIEA (TRS 398) et le protocole de l'AAPM (TG 51).

Ces nouveaux protocoles ont établi des références métrologiques pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau, tout en apportant des formalismes beaucoup plus simples qui offrent l'avantage de diminuer l'incertitude sur la dose absorbée. Cette incertitude est plus faible, du moins, que celle obtenue avec les anciens protocoles. De plus, ils permettent d'englober d'une manière systématique les différentes approches mondiales pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en dehors des conditions de références.

En effet, au cours de ces dernières années, la majorité des laboratoires d'étalonnage de par le monde ont adopté ces nouveaux protocoles pour les nombreux avantages qu'ils apportent. Car rappelons-le, le but recherché consiste à établir, le plus simplement possible, la relation permettant d'obtenir la dose absorbée à partir d'une lecture de courant.

1- Protocoles basés sur l'étalonnage en termes de kerma à l'air libre (TRS 277) :

Depuis 1980, plusieurs protocoles et formalismes, basés sur l'étalonnage en termes de kerma à l'air libre dans un faisceau de photons γ de ^{60}Co , ont été publiés dans la littérature. Parmi ces protocoles citons les protocoles publiés par [NACP 1980, 1981], TG-21 [AAPM , 1986] et TG-39 [AAPM, 1994], [HPA 1983, 1985], [SEFM 1984, 1987], [ICRU 1984a, 1984b], TRS-277 [IAEA, 1987, 1997] et TRS-381 [IAEA, 1997], [CFMRI, 1987] et [AIFB, 1988].

La majorité des protocoles basés sur N_k utilisent des formules et des symboles peu différents, et déterminent la dose absorbée dans l'eau suivant un formalisme spécifique à une profondeur de référence dans un fantôme d'eau suivant deux étapes. Quelques anciens protocoles réduisent les deux étapes à un seul facteur de conversion [1].

La première étape consiste à établir un coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre d'ionisation, N_D :

$$N_D = N_K (1-g) k_m k_{att} \quad (1)$$

Où

N_K est le coefficient d'étalonnage en termes de kerma à l'air libre de la chambre d'ionisation, fourni par un laboratoire de référence.

g est la fraction de l'énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage dans l'air ($g = 0.003$ pour les photons du ^{60}Co).

k_m facteur qui tient compte du fait que les parois de la chambre et du capuchon d'équilibre électronique sont constituées de matériaux non équivalents à l'air pour les radiations utilisées.

k_{att} est un facteur qui tient compte de la diffusion et de l'atténuation des photons qui traversent les parois de la chambre, en incluant dans le terme "parois" l'éventuel capuchon de build-up.

Dans la deuxième étape, la dose absorbée dans l'eau, $D_{w,Q}$ au point effectif de mesure de la chambre dans le fantôme, est obtenu à partir de la dose dans la cavité d'air en utilisant le principe de Bragg Gray,

$$D_{w,Q}(P_{eff}) = M_Q(P_{eff}) N_{D,air}(S_{w,air})_Q P_Q \quad (2)$$

$M_Q(P_{eff})$ est la lecture, corrigée pour effet de température, de pression, de recombinaison et de polarité, de la chambre dans le faisceau de qualité Q .

$(S_{w,air})_Q$ est le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques par collision (eau/air) pour la qualité Q du faisceau, à la profondeur du point d'intérêt.

P_Q est le facteur de perturbation des mesures dans le fantôme d'eau.

P_{eff} est le point effectif de mesure de la chambre. Dans le cas des chambres d'ionisation cylindriques, ce point est situé en amont du centre géométrique à une fraction connue du rayon de la cavité, qui dépend du faisceau utilisé. En ce qui concerne les chambres plates, ce point est situé sur la face interne de la fenêtre d'entrée.

P_Q : facteur de correction pour la perturbation du milieu par la présence de la chambre d'ionisation, dans le faisceau de qualité, Q . Ce facteur, englobe toutes les corrections dues à l'éloignement des conditions d'un détecteur idéal de Bragg Gray, est donné par :

$$P_Q = (P_{cav} \cdot P_{wall} \cdot P_{cel})_Q \quad (3)$$

P_{cav} : tient compte de la différence de diffusion des électrons entre l'air de la cavité de la chambre et le volume d'eau, qui est remplacé par l'air de la cavité, pour la qualité Q.

P_{wall} : tient compte du non équivalence de la paroi de la chambre à l'eau pour la qualité Q.

P_{cel} : est l'influence de l'électrode centrale de la chambre cylindrique sur les mesures durant l'étalonnage (dans l'air) et durant son utilisation dans un faisceau clinique de qualité Q (dans l'eau).

Le coefficient d'étalonnage $N_{D,air}$ est aussi relié directement au volume effectif V_{eff} de la chambre par :

$$N_{D,air} = \frac{D_{air}}{M_Q} = \frac{1}{m_{air}} \frac{W_{air}}{e} = \frac{1}{\rho_{air} V_{eff}} \frac{W_{air}}{e} \quad (4)$$

W_{air}/e : est l'énergie moyenne dépensée pour la production d'une paire d'ions dans l'air.

m_{air} : est la masse de l'air dans la cavité de la chambre d'ionisation.

ρ_{air} : est la densité de l'air aux conditions standard de température et de pression.

V_{eff} : est le volume effectif de l'air de collection d'ions dans la chambre.

L'équation (4) montre que le coefficient $N_{D,air}$ est une caractéristique de la chambre d'ionisation et dépend uniquement de la masse effective de l'air dans la cavité de la chambre et il ne dépend pas de la qualité du faisceau, et (W_{air}/e) est indépendant de la qualité de rayonnement. Par conséquent, le coefficient d'étalonnage $N_{D,air}$ déterminé dans un faisceau de ^{60}Co auprès d'un laboratoire standard est aussi valable pour les faisceaux de haute énergie de qualité Q.

Le coefficient d'étalonnage $N_{D,air}$ peut être déterminé en utilisant l'équation (4) si le volume effectif de la chambre d'ionisation V_{eff} est connu avec une grande précision. Ce qui est le cas pour les chambres d'ionisation utilisées dans les laboratoires primaires, construites avec une géométrie particulière pour la détermination du Kerma à air libre pour un faisceau de ^{60}Co . Par contre, les chambres d'ionisation ordinaires utilisées en dosimétrie clinique ont des volumes effectifs V_{eff} connus avec une précision insuffisante pour une détermination directe du coefficient d'étalonnage à partir de l'équation (1) Ce dernier est alors obtenu à l'aide de l'équation 2.4. .

$$N_{D,air} = N_K (1-g) k_m k_{att} k_{cel} \quad (5)$$

Où le terme 'air' a été ajouté en indice dans N_D pour spécifier sans ambiguïté qu'il fait référence à la dose absorbée dans l'air de la cavité de chambre.

Ce protocole est basé sur un étalonnage en termes de kerma à l'air libre par un Laboratoire d'Étalonnage de référence en utilisant une source de ^{60}Co .

La détermination de la dose absorbée de référence peut être effectuée dans des fantômes d'eau (préférentiellement) ou de plastique. En ce qui concerne notre étude, nous avons utilisé un fantôme d'eau. La réponse du dosimètre ne peut être prise directement, car il faut tenir compte des différents paramètres pouvant influencer sur la réponse. Ces facteurs peuvent être résumés dans ce qui suit:

$$M_Q = M_{\text{brute}} \cdot k_{\text{TP}} \cdot k_h \cdot k_{\text{pol}} \cdot k_{\text{rec}} \quad (6)$$

M_{brute} est la lecture obtenue sur l'électromètre directement après l'irradiation.

k_{TP} est la correction de pression et de température. En considérant que l'air est un gaz parfait, on a :

$$k_{T,p} = \frac{273.15 + T}{293.15} \cdot \frac{1013.25}{P} \quad (7)$$

k_h est la correction d'humidité, elle vaut 1 tant que le taux d'humidité reste compris entre 20 et 70% pour des températures de 15 à 25°C (condition expérimentale de Montpellier)

k_{pol} est la correction de polarité de la chambre ; on calcule

$$k_{\text{pol}} = \frac{|\bar{Q}^+| + |\bar{Q}^-|}{2|\bar{Q}|} \quad (8)$$

Q^+ et Q^- étant respectivement les mesures obtenues en polarisant la chambre sous une tension positive est négative. Q étant la charge correspondant à la polarisation donnée par le certificat d'étalonnage.

k_{rec} est le facteur de correction de recombinaison. Si la tension entre les deux armatures de la chambre n'est pas suffisante, tous les ions ne vont pas pouvoir se séparer de leur électron, et ne vont donc pas être comptabilisés. Il faut donc compenser ce phénomène d'épaulement de la partie horizontale de la zone « compteur proportionnel » (tension due au rayonnement en fonction de la tension appliquée) par un coefficient. La correction s'obtient en réalisant deux mesures M_1 et M_2 pour deux tensions de polarisation de la sonde différentes V_1 et V_2 (un calcul est alors proposé par l'IAEA).

$$k_{\text{rec}} = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - \bar{Q}_{V_1}/\bar{Q}_{V_2}} \quad (9)$$

2- Protocole basé sur l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau (TRS 398) :

Des protocoles dosimétriques nationaux basés sur la dose absorbée dans l'eau ont été créés par le Royaume-Uni et l'Allemagne dans les années 90. Des nouveaux protocoles dosimétriques basé sur l'usage d'une chambre d'ionisation étalonnée en terme de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons γ de ^{60}Co ($N_{D,w}$), avec des calculs des facteurs de correction k_Q , pour la qualité du faisceau, ont été publiés en Russie, en Amérique du Nord, TG-51 [AAPM, 1999] et par l'AIEA, TRS-398 [IAEA, 2000]. Plusieurs laboratoires ont établi déjà des étalonnages dans les faisceaux de photons γ de ^{60}Co et quelques uns ont étendu leurs services pour englober l'étalonnage dans des faisceaux de photons X et d'électrons de haute énergie. Ceci a débuté au Royaume-Uni par Burns en 1988 et McEwen en 2001.

Ces nouveaux protocoles ont établi des références métrologiques pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau, tout en apportant des formalismes beaucoup plus simples qui offrent l'avantage de diminuer l'incertitude sur la dose absorbée, plus faible, du moins, que celle obtenue avec les anciens protocoles. De plus, ils permettent d'englober d'une manière systématique les différentes approches mondiales pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en dehors des conditions de références.

La majorité des laboratoires d'étalonnage de par le monde ont adopté ces nouveaux protocoles pour les nombreux avantages qu'ils apportent. Car, rappelons le, le but recherché consiste à établir, le plus simplement possible, la relation permettant d'obtenir la dose absorbée à partir d'une lecture de courant ou de charge. Les différents laboratoires primaires ont adopté depuis longtemps les faisceaux de ^{60}Co comme faisceaux de référence pour les rayonnements gamma, même si, comme nous l'avons dit plus haut, quelques laboratoires ont aussi étendu les procédures d'étalonnage dans des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie.

La détermination de la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence $Z_{\text{réf}}$ dans un faisceau de référence de qualité Q_0 est donné par :

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (10)$$

Dans laquelle M_{Q_0} représente la réponse de la chaîne de mesure (chambre d'ionisation et électromètre associé) corrigée des grandeurs d'influence (température, pression, polarité, recombinaison...) dans les conditions de références et N_{D,w,Q_0} est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation donné par un laboratoire standard.

Dans le cas d'un faisceau de qualité Q , il est possible de déduire le coefficient d'étalonnage $N_{D,w,Q}$ à partir de N_{D,w,Q_0} , et cela en appliquant une correction sous forme d'un facteur appelé « facteur de qualité » k_{Q,Q_0} . Ce dernier tient compte des différences entre les qualités du faisceau de l'utilisateur (Q) et celui de l'étalonnage (Q_0), on aura alors la relation suivante :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (11)$$

Le facteur de correction de la qualité du faisceau k_{Q,Q_0} est défini comme un rapport des coefficients d'étalonnage en terme de dose absorbée dans les deux faisceaux de qualités Q et Q_0 de la chambre d'ionisation utilisée :

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q} / M_Q}{D_{w,Q_0} / M_{Q_0}} \quad (12)$$

Ce protocole est plus fiable que le précédent car il mesure la dose absorbée avec une incertitude de seulement 1.5% contre 2% pour les autres protocoles. L'étalonnage est effectué en termes de dose dans l'eau. Ce qui simplifie nettement le problème. Il n'y a plus de déplacement radial, car il est pris en compte dans la mesure elle-même. Ce protocole reste applicable dans le cas où la qualité d'étalonnage est différente de celle du faisceau à étudier, il suffit alors d'utiliser un facteur correctif (K_{Q,Q_0}). Grâce à N_{eau,Q_0} , la valeur fournie par le laboratoire d'étalonnage pour la qualité de faisceau Q_0 , il est possible d'interpréter une mesure établie à l'aide du dosimètre (corrigée de pression et de température), la dose déposée dans l'eau [13].

Comparaison entre les deux types de protocoles (Relation $N_{K,Co}$; N_{D,w,Q_0}) :

Comme on a vu précédemment l'application du protocole AIEA TRS-277 [1], basé sur l'étalonnage d'un instrument en termes de kerma dans l'air pour les photons du ^{60}Co permet d'exprimer la dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q selon l'équation (13) :

En combinant les relations (10) à (5) on obtient la relation suivante:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} = M_{Q_0} N_{K,Co} (1-g) k_m k_{att} k_{cel} (S_{w,air})_Q P_Q \quad (13)$$

L'équation (13) peut être utilisée pour calculer théoriquement le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau $N_{D,w}$ à partir du coefficient d'étalonnage en terme de kerma dans l'air N_k .