

**Société Française
De Physique Médicale**



**GUIDE POUR LA MISE EN OEUVRE EN
RADIOTHERAPIE EXTERNE DE L'ASSURANCE
DE QUALITE PAR MESURES IN VIVO PAR
DOSIMETRES THERMOLUMINESCENTS
ET SEMI-CONDUCTEURS**

Rapport S.F.P.M n° 18-2000

Edité par : Société Française de Physique Médicale
Institut Curie, 26 rue d'Ulm, 75248 Paris Cedex 5

**GUIDE POUR LA MISE EN OEUVRE EN RADIOTHERAPIE
EXTERNE DE L'ASSURANCE DE QUALITE PAR MESURES IN
VIVO PAR DOSIMETRES THERMOLUMINESCENTS
ET SEMI-CONDUCTEURS**

membres de la commission

Dominique GOYET (coordinateur)

CHU Saint Etienne

Andrée DUSSERE

CHU A. Michalon - Grenoble

Serge MARCIE

Centre A. Lacassagne - Nice

Pascale TELENCZAK

Centre E. Marquis - Rennes

Serge WAULTIER

CHU La Timone - Marseille

Relecteurs

André COSTA

Centre A. Lacassagne - Nice

Albert LISBONA

Centre R. Gauducheau – Saint Herblain

Alain NOEL

Centre A. Vautrin – Vandoeuvre les Nancy

SOMMAIRE

INTRODUCTION	1
CHAPITRE I - MATERIEL ET INFRASTRUCTURE	3
I.1 LA THERMOLUMINESCENCE	5
I.1.1 PRINCIPE DE LA THERMOLUMINESCENCE	5
I.1.2 LES LECTEURS DE LA THERMOLUMINESCENCE	7
I.1.3 LES PRINCIPAUX DOSIMETRES THERMOLUMINESCENTS	12
I.1.4 LE LABORATOIRE DE THERMOLUMINESCENCE	24
I.2 LES DETECTEURS A SEMI-CONDUCTEURS	26
I.2.1 PRINCIPES PHYSIQUES DE LA DOSIMETRIE PAR SEMI-CONDUCTEURS	26
I.2.2 LES SEMI-CONDUCTEURS.	27
I.2.3 LES ELECTROMETRES.	30
CHAPITRE II - MESURES DE DOSES IN VIVO	31
II.1 EQUILIBRE ELECTRONIQUE (FAISCEAU DE PHOTONS)	33
II.1.1 A L'ENTREE DU FAISCEAU DANS LE MILIEU	33
II.1.2 A LA SORTIE DU FAISCEAU	34
II.1.3 A LA SURFACE	35
II.2 ETALONNAGE	35
II.2.1 MESURE DE LA DOSE A L'ENTREE DU FAISCEAU	35
II.2.2 MESURE DE LA DOSE A LA SORTIE DU FAISCEAU	38
II.3 MESURES DE LA DOSE AU VOLUME CIBLE	39
II.3.1 METHODE DECRITE PAR NOËL, ALETTI, BEY, MALISSARD (1995)	39
II.3.2 METHODE DECRITE PAR RIZZOTTI (1985), LEUNENS (1990) ET VAN DAM ET MARINELLO (1994)	40
II.4 DOSE EN ELECTRONS	43
II.4.1 DOSE A LA SURFACE	43
II.4.2 DOSE AU VOLUME CIBLE	43
II.5 DOSE AUX ORGANES CRITIQUES	43
II.5.1 METHODE	44
II.5.2 MOYENS	44
II.5.3 DISCUSSION	44

CHAPITRE III - RECETTE ET CONTROLE DE QUALITE

45

III.1	LES APPAREILS DE THERMOLUMINESCENCE	47
III.1.1	LE PHOTOMULTIPLICATEUR (PM)	47
III.1.2	L'ELEMENT CHAUFFANT	48
III.1.3	LE GAZ NEUTRE (AZOTE DOUBLE ZERO)	49
III.1.4	CIRCULATION DES DOSIMETRES SUR LES MODELES AUTOMATIQUES	49
III.1.5	MINUTERIES	50
III.1.6	COUPELLES	50
III.1.7	LOGICIELS	51
III.2	LES PRODUITS DE THERMOLUMINESCENCE	52
III.2.1	LES POUDRES	52
III.2.2	LES SOLIDES	52
III.3	LES ACCESSOIRES DE THERMOLUMINESCENCE	52
III.3.1	LES FOURS	52
III.3.2	LA BALANCE	52
III.3.3	LES CONTAINEURS A POUDRE	52
III.3.4	LES DOSEURS DE POUDRE	53
III.4	LES ELECTROMETRES ET LES SEMI-CONDUCTEURS	53
III.4.1	LES TENSIONS	53
III.4.2	ZERO ELECTRONIQUE (OFFSET)	53
III.4.3	CABLES	53
III.4.4	DERIVE ELECTRONIQUE	53
III.4.5	LES AFFICHEURS NUMERIQUES	54
III.4.6	REPONSE DES SEMI-CONDUCTEURS EN FONCTION DE LA TEMPERATURE	54
III.4.7	REPONSE DES SEMI-CONDUCTEURS EN FONCTION DE LA DOSE	54
III.4.8	REPRODUCTIBILITE DE LA REPONSE DES SEMI-CONDUCTEURS	54
III.4.9	EFFET DIRECTIONNEL	54
III.5	PERIODICITE DES CONTROLES DE QUALITE	55
III.5.1	POUR LES LECTEURS ET LES DOSIMETRES THERMOLUMINESCENTS	55
III.5.2	POUR LES ELECTROMETRES ET LES SEMI-CONDUCTEURS	56
III.6	VERIFICATION DE LA CHAINE DE MESURE	56

CONCLUSION

57

BIBLIOGRAPHIE

59

ANNEXE 1 - RESULTATS DE L'ENQUETE

63

ANNEXE 2 - ADRESSE DES DISTRIBUTEURS (FABRICANTS & REVENDEURS)

65

INTRODUCTION

La radiothérapie externe fait appel à des techniques de plus en plus sophistiquées. La mise en œuvre des traitements requiert une grande précision à chacune de ses étapes, ce qui impose des contrôles et des contraintes humaines et techniques. Des recommandations pour un programme d'Assurance de Qualité en radiothérapie externe ont été établies et publiées par la Société Française des Physiciens d'Hôpital (SFPH) et la Société Française de Radiothérapie Oncologie (SFRO) (Bull. Cancer/Radioth, 1992, 79).

L'objectif de la radiothérapie est de délivrer une dose précise dans un volume choisi et dans le temps prévu en limitant au minimum l'irradiation des tissus sains voisins et des organes sensibles. L'ensemble des opérations prévues et systématiques nécessaires pour garantir, avec un niveau de confiance satisfaisant, cet objectif s'inscrit dans le cadre d'un programme d'Assurance de Qualité. Le Contrôle de Qualité regroupe l'ensemble des opérations destinées à améliorer ou à maintenir la Qualité. Si l'utilisation d'un film gammagraphique est indispensable pour vérifier le volume traité, il est aussi important de mesurer la dose absorbée qui a été réellement délivrée au volume cible et/ou aux organes à risque. Ce volume, souvent situé en profondeur, est généralement inaccessible. Une des étapes du Contrôle de Qualité des traitements de radiothérapie externe consiste en des mesures de dose absorbée en des points facilement accessibles et repérables (peau du patient, cavité naturelle) et situés de telle manière qu'il soit possible d'en déduire la dose absorbée en des points d'intérêt (point de prescription, organes à risque, etc.). A ce stade deux types de stratégie sont possibles : soit la mesure de la dose absorbée au niveau d'un point d'intérêt, soit la détection d'erreur.

Les erreurs dues aux opérations humaines et aux défaillances techniques sont de nature aléatoires ou systématiques. La mise en œuvre, dans le cadre d'un programme d'Assurance de Qualité des traitements, de contrôle par mesures in vivo a pour objectif de prévenir ces erreurs et d'en limiter la fréquence.

La mesure in vivo de la dose délivrée a déjà une longue histoire. En 1932, Sievert réalisa les premières mesures de routine sur patient en utilisant une petite chambre d'ionisation. Les dosimètres thermoluminescents furent introduits, dans les traitements classiques, au cours des années 60, tandis qu'il fallut attendre les années 80 et les travaux de Rikner (1983, 1987) pour voir se développer l'utilisation des semi-conducteurs. Une méthode originale de dosimétrie in vivo par film et par imagerie portale est en cours de validation (J. Van Dam, 1992). Dans ce document notre étude se limite aux mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents (DTL) et par semi-conducteurs (DSC).

L'enquête menée en 1995 (Bulletin SFPH N°95-6) montre que la radiothérapie externe reste le domaine privilégié des mesures in vivo. Le principal objectif est l'Assurance de Qualité sur patient (Annexe I). Cependant, de plus en plus, ces mesures s'étendent au radiodiagnostic, à la radioprotection, à la curiethérapie haut et bas débit et dans une moindre

mesure à la médecine nucléaire. La gamme d'énergie couverte est très étendue (de quelques keV à plusieurs MeV). La plupart des sites réalisant ce type de mesures possèdent les deux types de détecteurs, semi-conducteurs et thermoluminescents, bénéficiant ainsi de leur complémentarité. Toutefois des problèmes demeurent tant d'un point de vue matériel qu'humain. Le coût élevé de ces techniques, le manque de temps (homme et machine) expliquent en partie le fait que les mesures *in vivo* ne soient pas encore très bien implantées à l'échelle nationale.

L'objectif de ce travail est de regrouper dans un seul document l'ensemble des informations nécessaires à **la mise en œuvre de procédures d'Assurance de Qualité des traitements par mesures *in vivo*** et n'est pas de produire un document exhaustif compte tenu de la nombreuse littérature existante. Compte tenu du large domaine d'utilisation des DTL et DSC, ce guide pratique concerne uniquement la radiothérapie externe.

Il a pour but :

- de se familiariser avec ces techniques, de décrire les caractéristiques des lecteurs de TL, des électromètres, des dosimètres TL, et des semi-conducteurs actuellement disponibles sur le marché français, d'énumérer les accessoires nécessaires à la pratique de ces techniques (chapitre 1),
- de rappeler les principes des mesures *in vivo* ainsi que les procédures d'étalonnage (chapitre 2),
- de décrire les procédures de recette et de contrôle de qualité de ces matériels (chapitre 3),

CHAPITRE I - MATERIEL ET INFRASTRUCTURE

I.1 La thermoluminescence

La thermoluminescence (TL) est la propriété que possèdent certains solides cristallins, préalablement irradiés, d'émettre de la lumière 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.

Cette émission thermostimulée a été découverte au 17ème siècle par Sir Robert Boyle en chauffant un diamant dans l'obscurité. Les premiers fondements théoriques ont été élaborés par Urbach (1930), puis Randall et Wilkins (1945) qui donnèrent un schéma simple, utilisé encore dans la plupart des modèles proposés.

Après un bref rappel théorique, les caractéristiques des principaux lecteurs de thermoluminescence ainsi que les propriétés des matériaux utilisés en dosimétrie clinique sont décrites.

I.1.1 Principe de la thermoluminescence

Dans un cristal parfait, les électrons occupent un certain nombre de niveaux d'énergie discrets répartis dans des bandes permises séparées par des bandes interdites. Dans un cristal parfait, les électrons ne peuvent occuper aucun niveau énergétique situé dans la bande interdite (BI). Au zéro absolu, l'énergie des électrons est minimale : la bande de conduction (BC) est vide, et la bande de valence (BV) est remplie.

Sous l'effet d'une excitation, par exemple un rayonnement ionisant, un électron de la bande de valence peut recevoir une énergie, au moins égale à la largeur de la bande interdite, suffisante pour le faire passer dans la bande de conduction. L'électron devenu libre peut alors se déplacer dans le cristal.

L'introduction d'impuretés chimiques lors de la synthèse du produit se manifeste par la présence de défauts dans la structure cristalline. La périodicité du cristal est perturbée, et des niveaux d'énergie sont créés dans la bande interdite (figure I.1). Certains de ces défauts sont situés au voisinage de la bande de valence et constituent des pièges pour les trous. Les trous sont des lacunes électroniques qui vont se comporter comme des charges électriques positives. D'autres sont positionnés au voisinage de la bande de conduction et sont des pièges pour les électrons libres, d'autres enfin peuvent jouer à la fois le rôle de pièges à trous et de pièges à électrons : ce sont les centres de recombinaison.

Toute impureté capable de capturer un électron ou un trou est appelée centre de piégeage ou piège. Le phénomène de thermoluminescence ne peut s'interpréter que si les niveaux d'énergie engendrés par les défauts constituent des niveaux d'énergie métastables. Dans ce cas, tout retour direct de l'électron (ou du trou) vers son état initial est interdit.

L'irradiation du cristal a pour effet d'exciter les électrons depuis la bande de valence jusqu'à la bande de conduction. Une partie de ces électrons circulant dans la bande de conduction retourne à l'état fondamental, tandis que l'autre partie est capturée par des pièges (figure I.1).

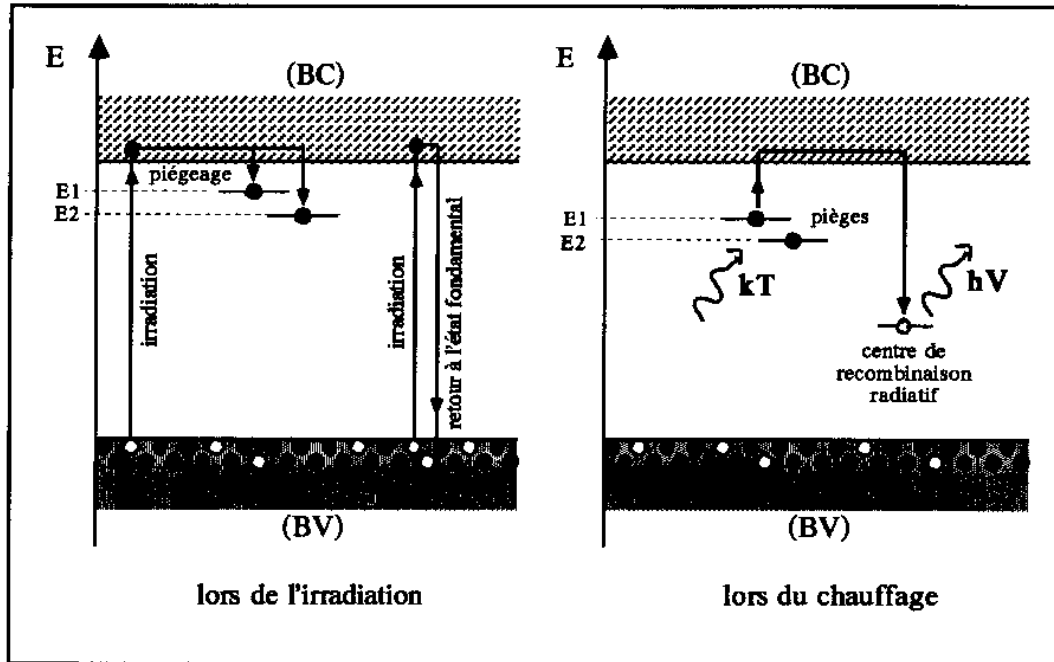


Figure I.1 : Description du phénomène de thermoluminescence

Les électrons demeurent piégés pendant un temps τ inversement proportionnel à la probabilité de dépiégeage p et dépendant de la profondeur du piège E donnée par la relation :

$$p = \frac{1}{\tau} = s \cdot \exp \left[-\frac{E}{kT} \right]$$

τ durée de vie (s),

s facteur de fréquence (Hz),

k constante de BOLTZMANN,

E profondeur du piège (eV)

T température absolue (K).

Avec un apport suffisant d'énergie thermique (kT), les électrons peuvent quitter leurs pièges, circuler dans la bande de conduction, et retomber dans la bande de valence, ou encore être capturés par un centre de recombinaison qui contient un trou. Le phénomène de thermoluminescence consiste en la recombinaison électron-trou avec émission d'un photon

lumineux. La longueur d'onde de l'émission lumineuse est généralement caractéristique du centre de recombinaison.

La profondeur du piège E apparaît comme étant l'énergie nécessaire pour faire passer l'électron du niveau métastable à un niveau supérieur à partir duquel le retour à l'état initial est permis. C'est pour cette raison que E est aussi appelée énergie d'activation.

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 :

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

avec C : facteur de proportionnalité,
 n_0 : nombre de pièges,
 β : vitesse de chauffage (degré/s)
 T_0 : 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.

I.1.2 Les lecteurs de la thermoluminescence

L'expression théorique précédente montre que la surface du pic de TL est directement liée au nombre n_0 d'électrons piégés, c'est à dire à la dose absorbée dans l'échantillon. Les lecteurs sont composés essentiellement d'un vecteur chauffant, d'un photomultiplicateur et d'un intégrateur. Plus récemment, ils ont été dotés de micro-processeurs (figure I.2).

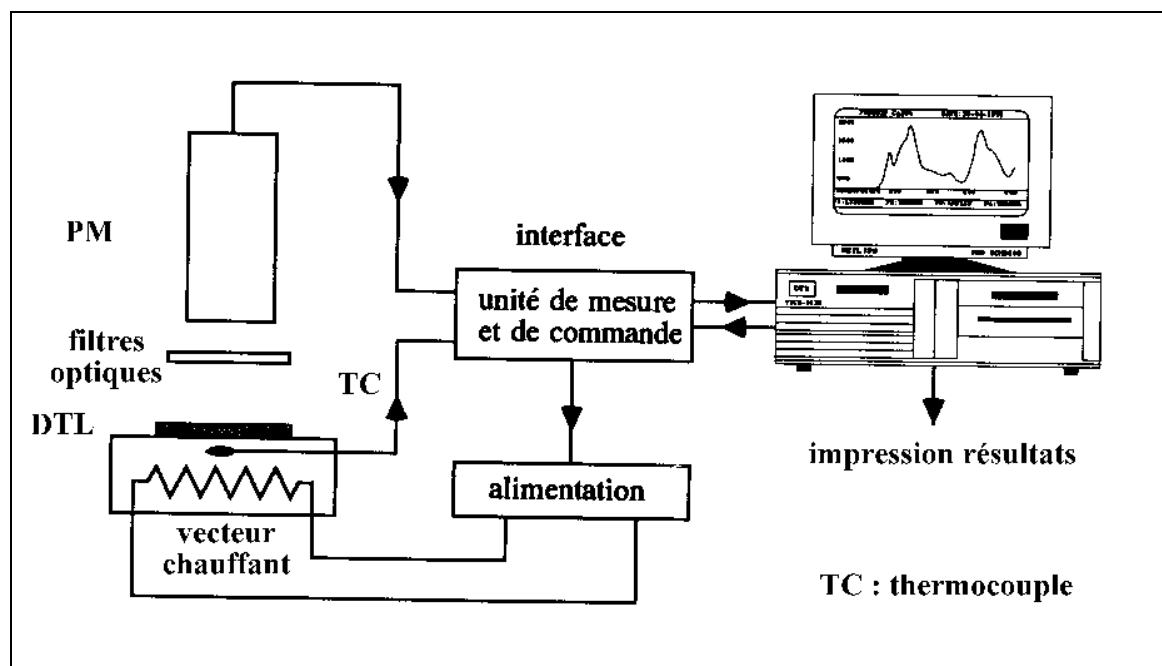


Figure I.2 : Synoptique d'un lecteur de thermoluminescence

I.1.2.1 - La cinétique de chauffage

Suivant les lecteurs, nous observons différents systèmes de chauffage :

- 1) avec plateau ou planchette
chauffage linéaire par effet Joule, avec paliers : loi de chauffe
- 2) avec doigts chauffants
chauffage non linéaire quasi isotherme par effet Joule
- 3) par convecteur thermique
projection d'azote chaud (400 à 500°)
- 4) par rayonnement (pour information) :
chaleur provenant d'un filament incandescent d'une lampe halogène
chaleur provenant d'un laser CO₂

I.1.2.2 - Le dispositif de mesure des photons de thermoluminescence

Tous les lecteurs actuels comportent un photomultiplicateur (PM) qui est l'élément le plus sensible pour la détection de la lumière, mais d'autres récepteurs peuvent être utilisés tels que l'association d'une cellule photoélectrique ou d'une photo diode et d'un amplificateur.

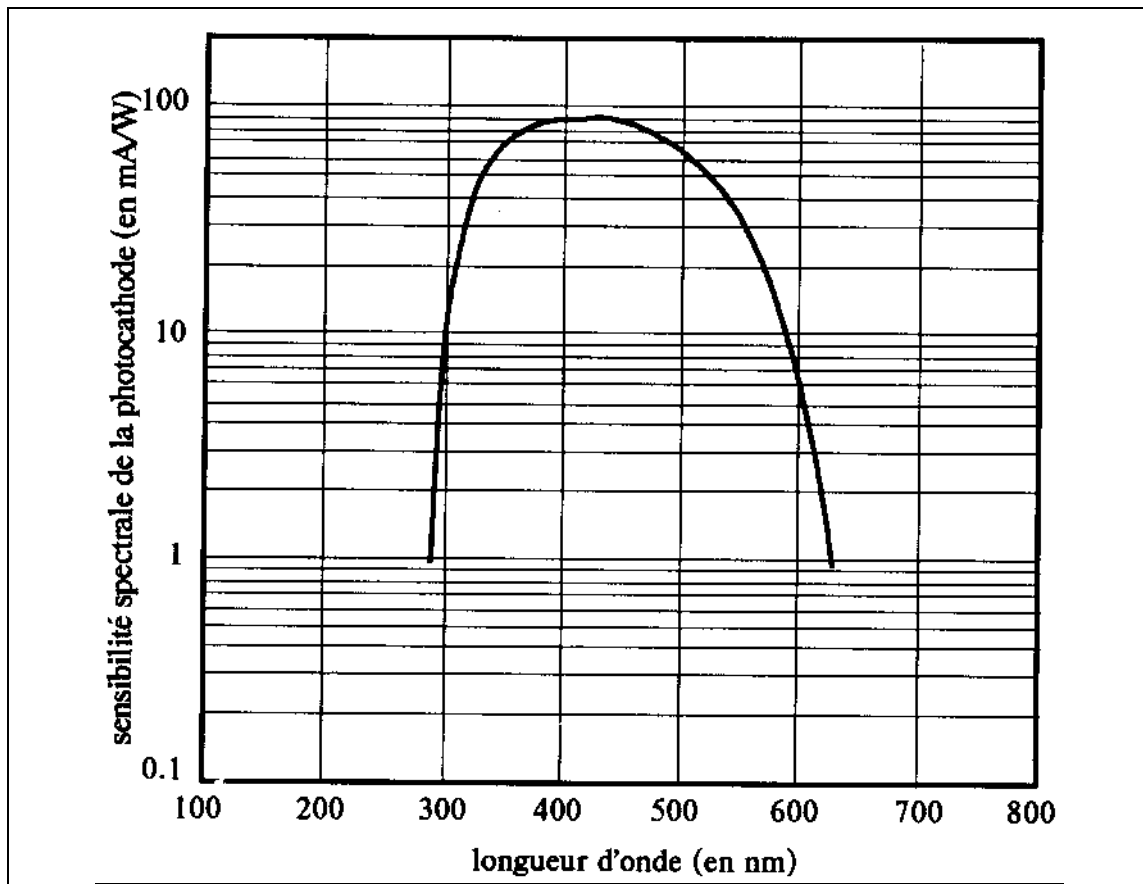


Figure I.3 : Réponse spectrale d'une photocathode bialcaline

La réponse spectrale de la photocathode du PM

La plupart des lecteurs commercialisés sont équipés d'une photocathode bialcaline (SbKCs). Sa réponse spectrale s'étend de 300 à 600 nm avec un rendement quantique de 25% à 400 nm (figure I.3). Elle n'est pas sensible à l'infrarouge.

Le gain du PM

Les photoélectrons émis par la photocathode sont multipliés grâce à des étages de dynodes. Le gain du photomultiplicateur dépend du nombre de dynodes et de la valeur de la haute tension appliquée entre l'anode et la cathode. Il peut varier de 10^4 à 10^8 . Utilisé en régime continu, la linéarité est sensiblement parfaite.

Le bruit

Le bruit est le terme utilisé pour désigner toute perturbation qui interfère avec les grandeurs enregistrées, courant ou tension, et qui apporte une limite à la mesure. La plus importante source de bruit d'un PM est le faible courant qui circule dans le circuit anodique lorsque le PM est dans l'obscurité. Ce courant d'obscurité a pour principales origines l'émission thermoélectronique (émission spontanée d'électrons par la photocathode sous l'effet de la température) et les fuites ohmiques (dus à la conductivité de surface des isolants du tube).

Les caractéristiques du PM, particulièrement celle de la photocathode, sont influencées par les variations de température. Il faut donc apporter une attention particulière à la température du photomultiplicateur et donc placer le lecteur dans une pièce climatisée. Les constructeurs choisissent les types de PM à bruit de fond les plus bas possible.

Le type de fonctionnement du PM

Le PM peut fonctionner en régime impulsionnel, ou en régime continu, ce dernier mode étant le plus utilisé.

Sur les lecteurs récents, les dérives de la chaîne d'acquisition du signal sont compensées par la mise en place d'une lumière de référence.

Le filtre antithermique

La première fenêtre traversée est un guide optique de silice pure. Le *filtre antithermique* est utilisé pour protéger la photocathode du photomultiplicateur du rayonnement thermique dissipé par le dispositif de chauffage. Il réfléchit et absorbe les photons émis dans l'infrarouge (IR) tout en permettant une bonne transmission des photons émis dans l'UV et le visible. Sur certains lecteurs, il est positionné en permanence.

Les filtres sélectifs

L'utilisation d'un *filtre sélectif* adapté au spectre d'émission du produit thermoluminescent améliore de façon significative le rapport signal/bruit. Afin d'optimiser les résultats, il est nécessaire que l'émission étudiée soit relativement éloignée des émissions parasites susceptibles de perturber la mesure. Le choix du filtre dépend de la position du maximum d'intensité du spectre d'émission. Il élimine aussi l'infrarouge parasite.

Pour les LiF:Mg, Ti, le maximum de l'émission spectrale varie de 400 à 420 nm, le filtre DA 429a (MTO) centré sur 433 nm de largeur à mi-hauteur 100 nm est adapté.

Pour les borates de lithium dopés au cuivre qui émettent entre 368 et 380 nm, le filtre H 397a (MTO) convient.

Le filtre H 415b (MTO) centré sur 415 nm de largeur à mi-hauteur 146 nm pour le LiF et le borate de lithium dopé au cuivre semble un bon compromis (figure I.4).

Il est fixe pour l'Arshaw 5500 et amovible pour le PCL3.

Les filtres neutres

Le *filtre neutre* permet d'atténuer le signal lorsque celui-ci est trop intense et risque d'endommager le PM. Il est conseillé lors de la lecture de produit très sensible irradié à des niveaux de doses utilisés en radiothérapie.(par exemple LiF:Mg,Cu,P).

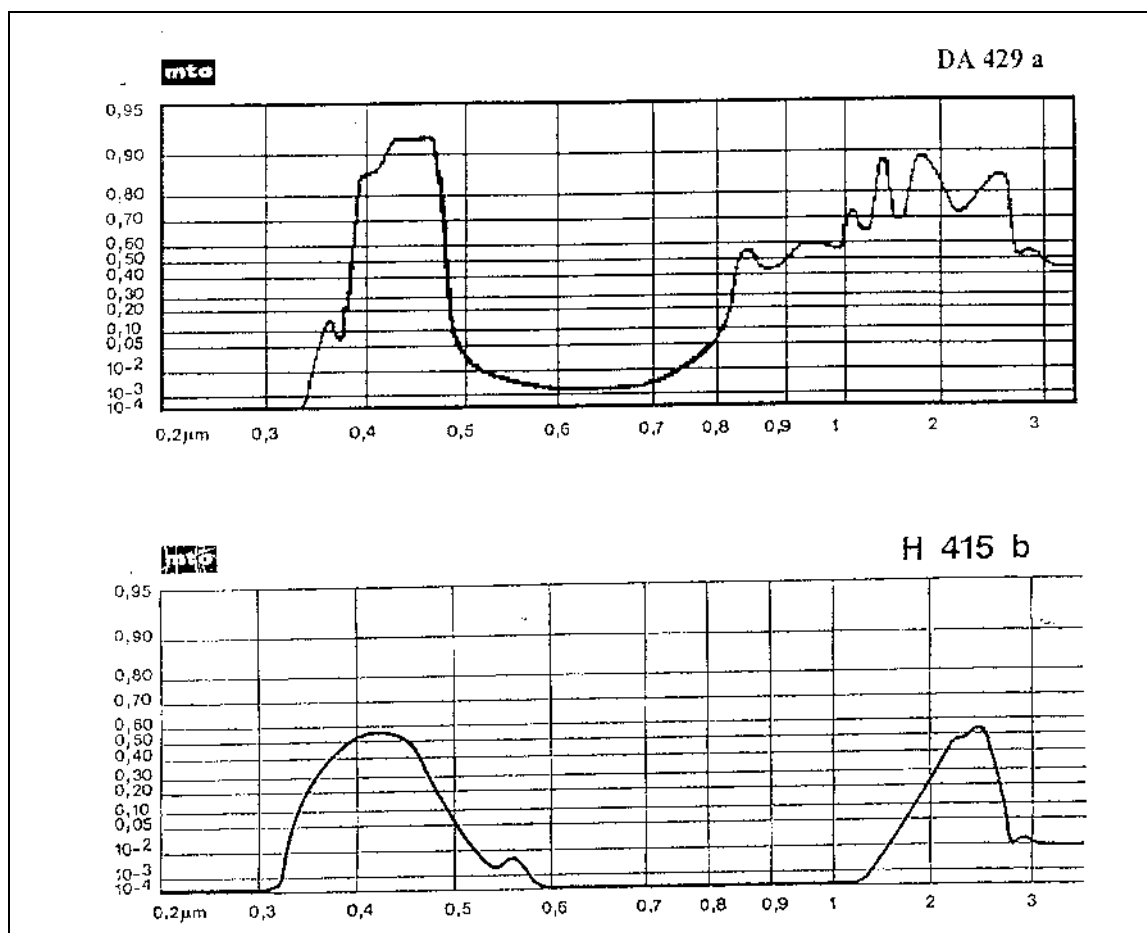


Figure I.4 : Exemples de courbes de transmission de filtres optiques MTO

L'intégration du signal de TL

Le plus couramment utilisé est l'intégration numérique par convertisseur courant-fréquence qui transforme le courant fourni par le PM en un signal de fréquence proportionnelle.

La circulation d'azote

Afin de diminuer la TL parasite due aux réactions photogènes générées par l'oxygène de l'air particulièrement prépondérante aux doses faibles, la chambre noire est balayée par un courant d'azote pur. Il permet aussi de diminuer l'oxydation des produits de TL, et très secondairement, le refroidissement de la chambre noire. (Impératif lorsqu'on utilise du LiF). Débit de 1 à 3 l/mn.

1.1.2.3 - Les différents types de lecteurs

Ils sont au nombre de deux :

- les manuels,
- les automatiques.

Tous les lecteurs actuellement commercialisés en France sont pilotés par micro-processeurs (tableau I.1)

SOCIETE & DISTRIBUTEUR	PAYS & FABRICANT	MODELE	SYSTEME DE CHAUFFAGE	TOUT TYPE DE DOSIMETRE	MODE DE FONCTIONNEMENT
FIMEL	FRANCE (Fimel)	PCL 3	Doigts chauffants	OUI	Automatique
		LTM	Planchette chauffante	OUI	Manuel
ARIES	USA (Harshaw)	H. 3500	Contact chauffant	OUI	Manuel
		H. 4500	Contact chauffant azote chaud	OUI	Automatique
		H. 5500	Azote chauffant	sauf poudre	Automatique
	UK (Vinten)	Rialto RT	Doigt chauffant	OUI	Automatique
MTE Instrument	PAYS-BAS	Télédyn 310	Doigt chauffant	OUI	Manuel

Tableau I.1 : Différents lecteurs commercialisés en France (mars 1997)

I.1.3 Les principaux dosimètres thermoluminescents

Les frittés présentent une manipulation plus facile, mais nécessitent un triage préliminaire suivant leurs réponses à une irradiation d'étalonnage. Ils sont classés par lots d'après leur sensibilité. Suivant les matériaux de bases utilisés, leur précision peut atteindre 5%. Ils semblent adaptés pour détecter des erreurs lors d'un traitement en radiothérapie.

La description quantitative d'un matériau thermoluminescent fait intervenir plusieurs types de pièges et de centres de recombinaisons auxquels correspondent les pics de TL. Lorsqu'un échantillon est chauffé les pièges se vident les uns après les autres en commençant par les moins profonds. Les courbes de TL présentent couramment plusieurs pics enchevêtrés au voisinage d'une température donnée. La réalité est donc plus complexe que la formule définie précédemment au paragraphe I.1.1.

Utiliser au mieux un cristal pour maîtriser son application dosimétrique nécessite la connaissance des différents facteurs qui peuvent influencer la TL de ce produit. Dans l'absolu le matériau choisi comme dosimètre doit posséder les caractéristiques suivantes:

- stabilité de l'information (un pic principal dans le domaine 200-300°C, courbe de TL simple),
- forte sensibilité de détection des rayonnements X, γ , α , β , ...
- domaine spectral d'émission dans l'UV ou le proche visible ($\lambda < 600$ nm),
- réponse en dose linéaire dans le domaine d'utilisation,

- réponse en fonction de l'énergie et du type de rayonnement constante dans le domaine d'utilisation,
- bonne reproductibilité.

Il doit être très peu influencé par :

- la température avant et après l'irradiation,
- l'action de la lumière ambiante et de l'humidité.

Matériaux	Z eff	Température T des principaux pics et cinétique de chauffage (°C/s)	Principales longueurs d'onde d'émissions TL
Borate de lithium $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$ $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu}$	7,3	185°C (10°C/s) 250, 310°C (1°C/s)	620 nm 368 nm
Borate de magnésium $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Mn}$ $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Dy}$ $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Tm}$	8,4	340°C (1°C/s) 230°C (1°C/s) 230°C (1°C/s)	450, 630 nm 480, 572 nm 365, 455 nm
Fluorure de lithium LiF:Mg,Ti LiF:Mg,Cu,P	8,2	235°C (10°C/s) 210°C (1°C/s)	410 nm 370, 410 nm
Fluorure de calcium $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ $\text{CaF}_2\text{:Dy}$ $\text{CaF}_2\text{:Tm}$	16,3	313°C (10°C/s) 160, 185, 245°C (10°C/s) 120, 170, 270°C (10°C/s)	495 nm 480, 572 nm 365, 455, 465 nm
Oxyde de béryllium BeO	7,1	210, 333 °C (1°C/s)	335 nm
Oxyde de magnésium MgO	10,0	125, 150, 170°C (10°C/s)	750 nm
Oxyde d'aluminium $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3\text{:C}$	10,2	209°C (10°C/s)	420 nm
Sulfate de calcium $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ $\text{CaSO}_4\text{:Tm}$	15,3	220°C (1°C/s) 220°C (1°C/s)	480, 572 nm 365, 455 nm

Tableau I.2 : Principaux matériaux TL

S'il existe un grand nombre de matériaux thermoluminescents, seul un petit nombre remplit les conditions énumérées précédemment. La dosimétrie appliquée au domaine médical (dosimétrie in vivo et radioprotection des personnes) concerne la détermination de la dose

absorbée par le corps humain. En première approximation ces tissus biologiques peuvent être assimilés à l'eau. Parmi les différents matériaux thermoluminescents disponibles (tableau I.2), l'oxyde de béryllium, le borate de lithium et le fluorure de lithium présentent une réponse en fonction de l'énergie proche de l'eau ($Z_{\text{eff}}=7,2$) et des tissus mous ($Z_{\text{eff}}=7,4$). Le sulfate de calcium et le fluorure de calcium sont actuellement peu utilisés en dosimétrie clinique, leurs numéros atomiques élevés les rendant peu adaptés. L'oxyde de béryllium semble être le matériau idéal. Sa sensibilité est comparable à celle du fluorure de lithium, il se caractérise par un pic de TL stable qui se prête bien aux mesures répétées sans régénération, mais ce produit est toxique. La concentration maximale admissible de poussière est très faible ($2 \mu\text{g}$ par m^3). Il est donc exclu de l'utiliser. Le borate de lithium est également très intéressant, il présente une réponse qui varie peu en fonction de l'énergie des rayonnements ionisants utilisés. Il est toutefois nettement moins sensible que le fluorure de lithium.

Les dosimètres TL peuvent se présenter sous forme de poudre, et sous forme solide (fritté ou cristal extrudé). Les dosimètres solides peuvent avoir des formes très diverses (figure I.5).



Figure I.5 : Quelques dosimètres TL

I.1.3.1 - Les propriétés dosimétriques

Réponse en fonction de la dose :

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. La zone linéaire est la plus intéressante 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.

La sensibilité :

La sensibilité d'un DTL est définie comme étant l'intensité (ou l'intégration) du signal TL par unité de dose absorbée. Cette grandeur dépend aussi du lecteur utilisé, des filtres optiques, de la vitesse de chauffage et de la méthode de mesure du signal (intégration du signal entre 2 températures ou intensité maximale d'un pic de TL). De ce fait, la sensibilité d'un produit est souvent rapportée dans la littérature comme étant le rapport entre sa sensibilité propre et celle du TLD100 (Harshaw, LiF:Mg,Ti) pour une dose et une énergie données.

La limite de détection :

La limite de détection ou dose minimale mesurable est définie comme étant la dose correspondant à un signal égal à 2 fois la déviation standard d'un dosimètre non irradié. Cette définition caractérise l'ensemble de la chaîne de mesure (forme et taille du détecteur, lecteur de TL, algorithme de calcul).

Réponse en fonction de l'énergie des rayonnements ionisants :

La réponse en énergie est la variation du signal TL pour une dose donnée en fonction de l'énergie des rayonnements incidents. Elle dépend principalement du coefficient d'absorption massique (μ_{en}/ρ) du matériau. En dessous de 25 keV, et pour la plupart des matériaux, l'effet photoélectrique est prépondérant. Aux plus hautes énergies, et pour des matériaux à Z_{eff} faible, l'effet Compton demeure jusqu'à 10 MeV.

En dessous de 150 keV, le coefficient d'absorption massique varie considérablement en fonction de l'énergie du rayonnement et du numéro atomique efficace, Z_{eff} , du matériau considéré. Les produits composés essentiellement d'éléments à numéro atomique faible présentent une réponse qui varie peu en énergie (Bassi et al, 1976) et sont dit 'équivalents tissus'. Il s'agit entre autres du borate et du fluorure de lithium.

Le fading :

La majorité des matériaux présentent plusieurs pics de TL dont la stabilité est très variable. Il est alors nécessaire de vider les pièges instables par un traitement thermique adapté effectué sur les détecteurs irradiés avant de procéder à leur lecture. L'intégration du signal TL

ne commence qu'après extraction des niveaux de pièges instables. Du fait de l'enchevêtrement des différents pics de TL cette opération est délicate. L'influence de ces pièges instables est seulement minimisée en vérifiant que la stabilité globale de l'information recueillie est compatible avec les mesures effectuées. La perte d'information dans le temps après l'irradiation est appelée fading thermique. Cette caractéristique est reportée dans les tableaux I.3 et I.4.

Il existe également un fading optique qui correspond à une perte d'information lorsque le détecteur est soumis à l'influence de la lumière.

Lorsque les conditions de stockage (durée, température, hygrométrie, source lumineuse) sont connues précisément une correction de fading peut être envisagée.

Réponse en fonction du débit de dose :

Différents auteurs (Tochilin et al., 1966; Goldstein, 1972) ont montré que les détecteurs TL n'étaient pas sensibles au débit de dose et ce sur une grande plage (*4 C/kg pour 1 impulsion de 10^{-7} s*).

Rémanence et traitement thermique :

Lors de la lecture, les pièges ne sont totalement vidés que si la température atteinte est suffisamment élevée. Dans le cas contraire la dose rémanente s'ajoute à la mesure suivante. C'est pour cette raison qu'un certain nombre de dosimètres nécessitent un traitement thermique après utilisation. Certains matériaux sont très sensibles aux conditions de régénération. Il convient donc de respecter un cycle de traitement thermique reproductible (température, durée de la régénération, vitesse de refroidissement).

I.1.3.2 - Le fluorure de lithium - LiF:Mg,Ti

Comme nous l'avons vu précédemment, le borate et le fluorure de lithium sont les matériaux qui semblent actuellement les détecteurs les mieux adaptés au contrôle de qualité des traitements de radiothérapie externe.

Les dosimètres de fluorure de lithium sont commercialisés sous différentes formes physiques (cristal, poudre, fritté, μ rod, intégrés dans des disques de Téflon). Le plus sensible des LiF:Mg,Ti comprend environ 180 ppm de Mg^{2+} et 10 ppm de Ti^{4+} . Le plus fréquemment cité, le TLD100 (Harshaw), est obtenu à partir de lithium naturel (7,5% de ^6Li et 92,5% de ^7Li). Certains produits sont enrichis en ^6Li (de 95,6% de ^6Li et 4,4% de ^7Li), d'autres en ^7Li (de 0,07% de ^6Li et 99,93% de ^7Li).

Les fabricants sont Bicron-BE (Harshaw, USA), Victoreen Inc. (USA), Intersiba (Russian Academy of Sciences, Russie), the Institute of Nuclear Physics (Pologne), Rados (Suède), Philitec (France), the Institute of Nuclear Sciences (Belgrade, Yougoslavie), et VEB

Fluorverke Dohna (Allemagne). Les méthodes de synthèse des différents fabricants sont très variables.

La courbe de TL est assez complexe (figure I.6a), elle présente par un pic dominant à 225°C (cinétique de chauffage 1°C/s), avec un épaulement vers 200°C. On remarque également des pics ‘basse température’ situés entre 70 et 170°C. Ces pics instables doivent être supprimés par un traitement thermique adéquat qui a lieu après chaque cycle d’irradiation-lecture. Il s’agit d’un recuit durant 1 heure à 400°C, suivi d’un refroidissement rapide. Cette étape régénère le pic principal à sa taille initiale. Elle est suivie d’un second recuit de 2 heures à 100°C qui supprime les pics ‘basse température’.

Le spectre d’émission de TL (figure I.6c) se caractérise par une large émission asymétrique dont le maximum se situe entre 410 et 415 nm (largeur à mi-hauteur $\cong 120$ nm).

La réponse en dose est linéaire jusqu’à 1Gy, puis supralinéaire jusqu’à 10³ Gy avant de saturer. Dans la pratique on applique un facteur correctif pour tenir compte de ce phénomène. La fonction de dose est une fonction linéaire quadratique.

La sensibilité : Le TLD100 (Harshaw, USA) est généralement considéré comme la référence standard pour décrire la sensibilité des différents produits TL. La différence de sensibilité entre les différents fabricants atteint 40%. La différence maximale entre 2 lots de TL100 est estimée à environ 15% par Harshaw.

La réponse en énergie est reportée sur la figure I.6e.

Le fading : Les données de la littérature sont très variables et sont comprises entre 10% pour un mois et moins de 1% par an. La mesure du fading dépend de la variété des facteurs expérimentaux (température de stockage, zone d’intégration du signal de TL, traitement thermique, type de rayonnement).

I.1.3.3 - Le fluorure de lithium - LiF:Mg,Cu,P

Ce produit est commercialisé sous forme de poudre, de fritté, de film (3,5 à 5 mg.cm⁻¹) déposé sur un substrat de Kapton. Ce produit, décrit pour la première fois par Nakajima et al. (1978), a eu un essor considérable au cours des 10 dernières années du fait de sa grande sensibilité.

Il est fabriqué et commercialisé par le Solid Dosimetric and Detector Laboratory (Chine), Nemeto et Co. Ltd (Japon), Victoreen Inc. (USA), Bicron-BE (Harshaw, USA), le Technological Institute of St Petersburg (Russie). Des variantes enrichies en ⁶Li et ⁷Li sont disponibles. Produit revendu en France par Fimel.

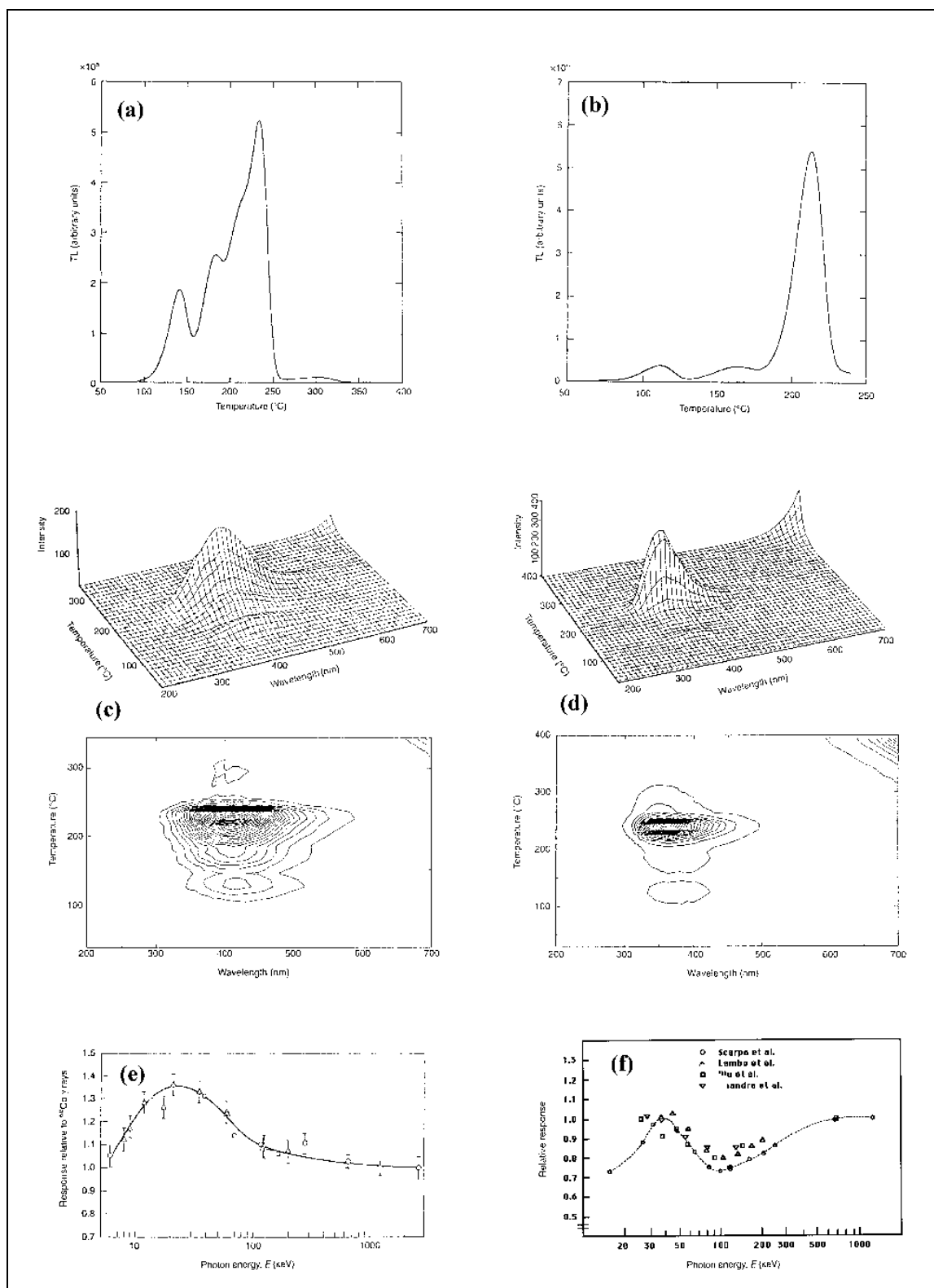


Figure I.6 : courbes de TL, d'émission spectrales et de réponse en énergie du LiF:Mg,Ti (a,c,e) et du LiF:Mg,Cu,P (b,d, f), extrait de Thermoluminescence Dosimetry Materials (McKeever et al.,1995) .

La courbe de TL (figure I.6b) se caractérise par un pic intense situé à 200 $^{\circ}\text{C}$ accompagné de pics d'intensités plus faibles (125, 160, 170 $^{\circ}\text{C}$ et 270 $^{\circ}\text{C}$). Le principal

inconvenient de ce produit réside dans sa perte de sensibilité lorsqu'il est chauffé au-delà de 240 ± 5 °C. Une telle température est insuffisante pour vider tous les pièges du pic 'haute température'. Afin de régénérer le produit, les fabricants préconisent un court traitement thermique de 10 min à 240 ± 5 °C, suivi d'un refroidissement rapide.

Le spectre d'émission de TL est asymétrique (figure I.6d), l'émission principale se situe à 370 nm, avec une émission secondaire à 410 nm (largeur à mi-hauteur $\cong 70$ nm).

La courbe de réponse en dose est linéaire jusqu'à 10 Gy, puis sature rapidement (Wang et al, 1993).

La sensibilité du LiF:Mg,Cu,P est l'une de ses plus grande particularité. Elle a été mesurée comme étant 23 fois supérieure à celle du TLD100 (utilisation d'un filtre optique 310-420 nm et PM sensible dans la gamme 350-500 nm) et 35 fois supérieure avec un filtre optique 300-700 nm. La sensibilité est variable d'un fabricant à l'autre; le GR200 (the Solid Dosimetric and Detector Laboratory, Chine) semble être le produit le plus sensible.

Matériaux	Type	Fabricant	Forme	Fading à 20°C	Domaine d'utilisation	Sensibilité	Régénération
LiF:Mg,Ti	TLD100 TLD600 TLD700	Harshaw (USA)	poudre, fritté, cristal	< 5% par an	0,1 mGy à 3.10^3 Gy	lumière	1 h à 400°C +2h à 100°C
LiF:Mg,Ti	MT-N MT-6 MT-7	Studsvik (Suède)	fritté	3% par trimestre	0,01 mGy à 10 Gy	lumière	1 h à 400°C +2h à 100°C
LiF:Mg,Ti	DTL920 DTL926 DTL927	Philitec (Fance)	fritté	< 4% par mois	50 µGy à 10 Gy		
LiF:Mg,Ti	GR100 GR100A ----- GR100M	SDDL (Chine)	fritté	négligeable	0,05 mGy à 8 Gy ----- 0,05 mGy à 500 Gy		10 minutes à 240°C
LiF:Mg,Cu,P	MCP-N MCP-7	Studsvik (Suède)	fritté	3% par trimestre	0,1 µGy à 0,1 Gy	lumière	10 minutes à 240°C
LiF:Mg,Cu,P	GR200, GR206, GR207	SDDL (Chine)	poudre, fritté, cristal	négligeable pour 2 mois	0,5µGy à 12 Gy	lumière	10 minutes à 240°C

Tableau I.3 : Caractéristiques thermoluminescentes du fluorure de lithium

La réponse en énergie du LiF:Mg,Cu,P différente de celle du LiF:Mg,Ti est reportée sur la figure I.6f.

Le fading : Aucune perte d'information n'a été constatée à température ambiante (20°C) pour des périodes allant jusqu'à 2 mois. Le fading est de 3% par mois à 50°C (Bacci et al., 1993). Ce produit est peu sensible à la lumière.

I.1.3.4 - Le borate de lithium dopé au Magnésium

Le borate de lithium est un meilleur équivalent tissu que le fluorure de lithium. Le borate est chimiquement stable et peut être dopé par des terres rares, du cuivre ou du magnésium. Toutefois suivant son dopage, ce produit pose des problèmes en terme de sensibilité, de linéarité et de stockage (humidité et lumière).

La courbe de TL du $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$ (figure I.7) est constituée d'un pic unique situé à 185°C (10°C/s). La position de ce pic est variable en fonction de la concentration en impureté de Mn.

Le spectre d'émission se caractérise par une large émission centrée à 610 nm (figure I.7).

La réponse en fonction de la dose est linéaire jusqu'à 100 Gy, dose à partir de laquelle le phénomène de supralinéarité commence. Cette région s'étend jusqu'à 10^4 Gy.

La sensibilité de ce TLD est 1,8 fois plus élevée que celle du TLD 100. Toutefois, compte tenu du spectre d'émission de TL et de la réponse spectrale des PM intégrés dans les lecteurs commerciaux, la sensibilité peut apparaître très faible. Par exemple sur un lecteur Harshaw model 2000A/B, le $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$ (TLD800, Harshaw) est 20 fois moins sensible que le TLD100.

La réponse en fonction de l'énergie présente peu de variation. La sensibilité est constante pour les photons d'énergie supérieure à 100 keV. En dessous, on observe un maximum de 10 à 15 %.

Un traitement thermique de 30 minutes à 300°C est généralement recommandé pour les doses supérieures à 1 Gy. La contribution des pics instables peut être supprimée par un recuit de 5 minutes à 100°C précédant l'irradiation.

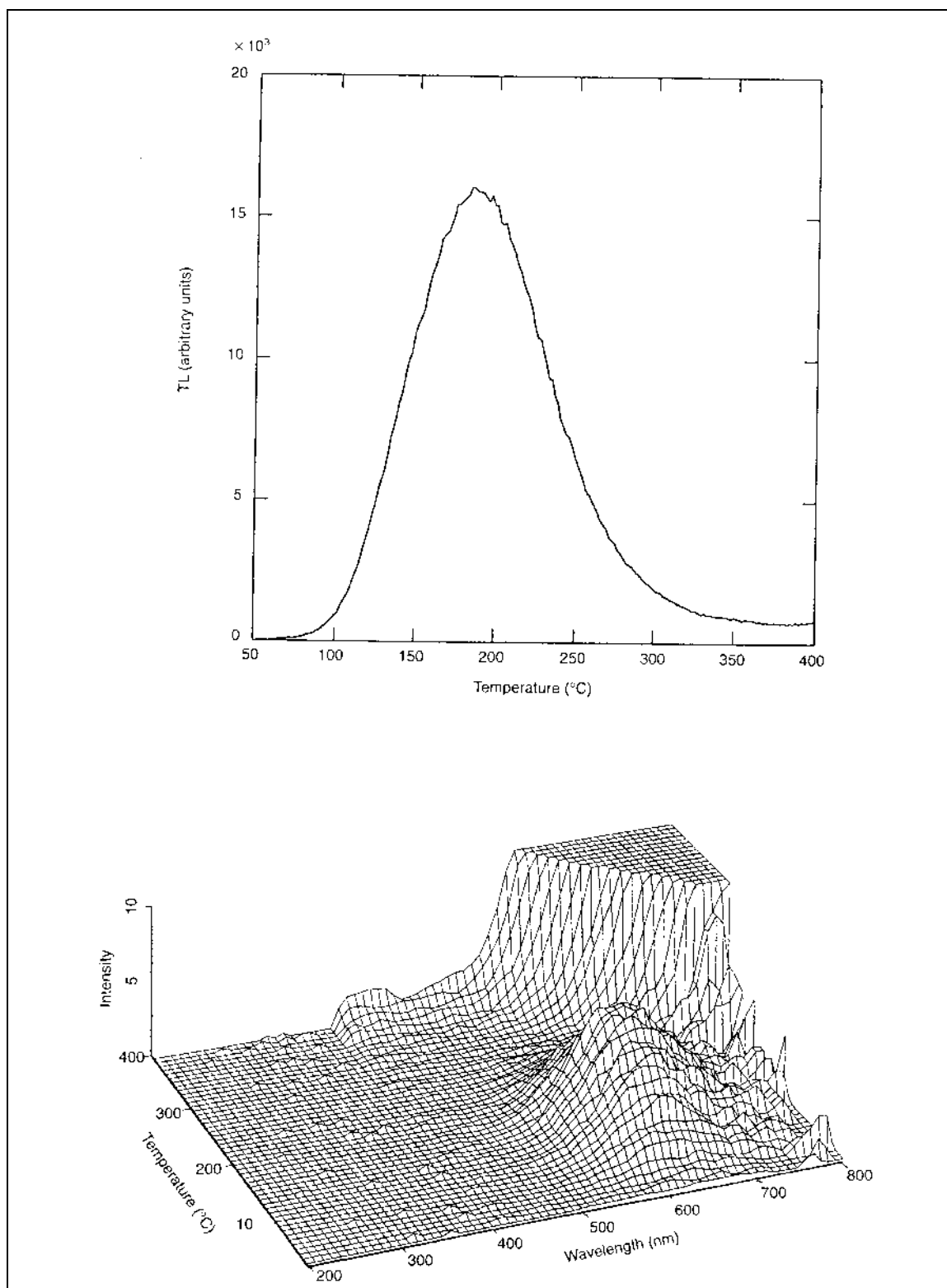


Figure I.7 : Courbe de TL et spectre d'émission de TL du $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$

Le fading dépend de l'humidité. Stocké dans un local sec, à l'abri de la lumière, il est inférieur à 5% par mois.

I.1.3.5 - Le borate de lithium dopé au Cuivre

La courbe de TL du $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$ est constitué d'un pic instable situé à 120°C et d'un pic stable à 205°C. Toutefois David (1985) a montré que le thermogramme est largement influencé par la pureté du $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ de base ainsi que par sa méthode de synthèse. Il a obtenu un thermogramme à 4 pics : 150, 250, 310 et 400°C.

L'émission spectrale de TL se situe à 368 nm et correspond à la présence du cuivre.

Sa sensibilité est 2 fois supérieure à celle du TLD100 (sur lecteur Harshaw 2000A/B). Du fait de son émission spectrale, ce produit semble plus sensible que le borate de lithium dopé au magnésium lorsque celui-ci est lu sur un lecteur commercial.

La réponse en énergie est relativement constante, avec une variation de seulement 10% entre 40 keV et 7 MeV.

Traitement thermique : Ce produit ne nécessite pas de régénération après chaque mesure si les conditions de lectures sont optimisées.

Le fading : Le lithium dopé au cuivre doit être stocké à l'abri de la lumière et dans un environnement sec. Ce produit est très sensible aux lumières fluorescentes.

Matériaux	Type	Fabricant	Forme	Domaine d'utilisation	Fading à 20°C	Sensibilité	Régénération
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$	TLD800	Harshaw (USA)	poudre, fritté, cristal	0.1 mGy à 3 Gy	<5% par trimestre	lumière humidité	300°C
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn},\text{Si}$	Li-borate	Studsvik (Suède)	fritté	50 μGy à >10 Gy	<10% par trimestre	lumière	300°C-15 min
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Cu}$		Philitec (France)		1 mGy à 100 Gy		lumière humidité	500°C - 12 h

Tableau I.4 : Caractéristiques thermoluminescentes du borate de lithium

I.1.3.6 - Les conditions de lecture

Les conditions de lecture doivent être optimisées en fonction du spectre d'émission et du thermogramme sur chaque lecteur. Il doit y avoir une parfaite adéquation entre le spectre d'émission du DTL, le rendement quantique de la photocathode du PM, et l'éventuel filtre optique. Quel que soit le type de chauffage utilisé, la température maximale d'intégration doit être suffisante pour extraire la totalité de l'information dosimétrique, sans être exagérément

élevée afin de ne pas endommager le lecteur et/ou le dosimètre. Les conditions de lecture doivent être parfaitement reproductibles.

Un certain nombre de propriétés dosimétriques du DTL sont directement liées au lecteur de thermoluminescence (type de photocathode, filtres optiques, type et cycle de chauffage). Ainsi les caractéristiques dosimétriques (réponse en dose, en énergie, étude du fading, ...) d'un produit ne sont valables que pour le lecteur sur lequel elles ont été validées. Toute modification des conditions de lectures du dosimètre doit entraîner une remise en cause de l'étude initial.

La synthèse des DTL est une opération délicate, la méthodologie employée par les fabricants n'est pas toujours la même, ce qui explique les différences de caractéristiques que l'on constate pour un même produit (tableaux I.2 et I.3). Le remplacement d'un produit par son homologue dans une autre marque nécessite obligatoirement une nouvelle étude (réponse en dose, en énergie, étude du fading, etc.). Le problème est moindre lorsque l'on commande un autre lot d'un même produit chez le même fabricant, généralement seule la sensibilité est modifiée, mais il est indispensable de vérifier les autres caractéristiques.

1.1.3.7 - Frittés ou poudre

Certains lecteurs de TL permettent d'utiliser indifféremment les produits thermoluminescents soit sous forme de poudre, soit compacté en frittés.

La poudre placée à l'intérieur d'un flacon opaque présente une excellente homogénéité. Après l'étalonnage d'une faible quantité par irradiation à une dose déterminée, on observe une excellente reproductibilité des résultats sur toute la quantité de poudre contenue dans le flacon. Placée dans des conteneurs en polyéthylène, son conditionnement est aisé. La précision des mesures atteint le 1 %.

Les manipulations relatives à la lecture demandent plus d'attention. La quantité de poudre de référence est soit pesée, soit déterminée volumiquement.

Les lots de poudre peuvent être facilement réutilisés si on prend soin de les régénérer thermiquement dans un four régulé en température. Il est souvent nécessaire de tamiser la poudre après régénération.

Les dosimètres thermoluminescents frittés permettent une grande souplesse d'emploi. Préalablement à leur utilisation clinique, les dosimètres frittés sont triés par groupes de sensibilité voisine, et/ou étalonnés individuellement. Une précision inférieure à 2% est difficile à atteindre avec des dosimètres frittés. Une régénération thermique est nécessaire entre chaque utilisation.

I.1.4 Le laboratoire de thermoluminescence

La pratique des mesures in-vivo par thermoluminescence requiert l'implantation au sein du service d'un laboratoire spécifique. Cette pièce devra répondre à un certain nombre de critères « architecturaux » et être suffisamment spacieuse pour accueillir le matériel nécessaire à la pratique correcte de cette technique.

I.1.4.1 - Les locaux

Superficie : une pièce de 15 m² est suffisante pour permettre une organisation harmonieuse et des conditions de travail satisfaisantes, si celle-ci est uniquement dédiée au laboratoire de TL. Le CNEH (cahier 27) préconise une pièce de 25 m² pour les laboratoires de thermoluminescence et de dosimétrie par film.

Eclairage : lumière artificielle sans utilisation de lampe fluorescence, certains produits thermoluminescents étant très sensibles aux UV. Leurs manipulations sous des tubes fluorescents peuvent modifier de façon non négligeable la réponse du dosimètre (cette remarque est d'autant plus importante que l'on travaille sur des produits ayant été irradiés à faible dose).

Electricité : alimentation électrique en 220 Volts monophasé. La tension doit être stable (220 V $\pm$ 10V). L'emploi d'un onduleur n'est pas nécessaire sauf dans le cas de coupures de courant fréquentes et/ou périodiques (test de groupe électrogène par exemple).

Ventilation et température : La pièce doit être ventilée afin de limiter l'hygrométrie et sa température régulée ($\pm$ 2°C). L'utilisation du four de régénération peut engendrer une augmentation de la température de la pièce et induire une modification sensible du gain du PM du lecteur de TL.

I.1.4.2 - Le matériel

La pratique de la thermoluminescence nécessite l'utilisation de différents accessoires que nous nous proposons d'énumérer (tableau I.5). Si la plupart de ces accessoires sont peu coûteux, certains peuvent être beaucoup plus onéreux et doivent impérativement être pris en compte dans le budget initial.

	matériel	poudre	frittés	utilisation
lecteur	azote ultra pur (azote 00)	x	x	voir lecteur de thermoluminescence
	filtres optiques neutres	x	x	atténue la lumière vue par le PM
	filtres optiques interférentiels	x	x	sélection du spectre d'émission lumineux
four	four de régénération	x	x	régénération des dosimètres
	creusets	x	x	régénération des dosimètres
	pince pour creuset	x	x	régénération des dosimètres
	pyrogant de protection	x	x	régénération des dosimètres
	chronomètre	x	x	régénération des dosimètres et CQ
divers	cuve à ultra son, alcool pur (99,9%)	x	x	nettoyage du matériel (coupelle, creuset)
	armoie de stockage	x	x	stockage des dosimètres et du petit matériel
	balance de précision	x		pesage de la poudre
	petit tube opaque	x		conditionnement de la poudre
	pince brucelle		x	manutention des frittés
	jeu de tamis	x		réutilisation des poudres
	thermosoudeuse et film plastique opaque		x	conditionnement des frittés
CQ	multimètre	x	x	CQ du lecteur de TL
	enregistreur à 2 canaux ou source étalon	x	x	CQ du lecteur de TL
	débitmètre	x	x	CQ du lecteur de TL
	jeu de poids calibrés	x		CQ de la balance de précision
	thermomètre à thermocouple	x	x	CQ lecteur et four de régénération
	thermocouple à usage général	x	x	CQ four de régénération
	thermocouple de surface	x	x	CQ du lecteur
	lampe de poche	x	x	CQ du lecteur
	miroir dentaire	x	x	CQ du lecteur
	chronomètre	x	x	CQ du lecteur

Tableau I.5 : Liste non exhaustive du matériel d'un laboratoire de TL

I.2 Les détecteurs à semi-conducteurs

Les détecteurs à semi-conducteurs (DSC) ne nécessitent pas une source de tension externe et sont au moins 100 fois plus sensibles que les chambres d'ionisation pour le même volume. L'électromètre associé permet une mesure en temps réel de la dose délivrée ce qui en fait un détecteur de choix pour l'assurance de qualité des traitements par mesures *in vivo*.

I.2.1 Principes physiques de la dosimétrie par semi-conducteurs

Au zéro absolu, les semi-conducteurs se comportent comme des isolants. Une bande interdite (BI) sépare une bande d'énergie permise (la bande de valence : BV) entièrement remplie d'électrons et une bande de conduction (BC) complètement vide. La largeur de la bande interdite est faible (1,1 eV pour le Si) comparativement à celle des isolants (> 6 eV). Du fait de cette faible énergie, les électrons de la bande de valence peuvent facilement passer dans la bande de conduction sous le seul effet de l'agitation thermique, laissant derrière eux des trous. Une conduction électronique dans la bande de conduction et une conduction par trous dans la bande de valence sont observées.

Les semi-conducteurs, utilisés pour la détection des rayonnements ionisants, sont fabriqués à partir d'une structure cristalline en silicium dans laquelle sont introduits des atomes tri ou pentavalents. Les atomes choisis comme dopants se substituent aux atomes tétravalents de silicium. L'introduction d'atomes pentavalents (phosphore, arsenic) conduit à une conductivité qui se fait majoritairement par électrons (semi-conducteur de type N), à contrario un dopage par des atomes trivalents (bore, aluminium) va favoriser une conductivité par trous (semi-conducteur de type P). Une diode au silicium est formée par une fine couche d'un type de dopage déposée sur un substrat d'un autre type formant une jonction PN ou NP (figure I.8). La transition entre les matériaux de type P et N se traduit par la formation d'une zone de charges d'espace avec création d'une différence de potentiel (0,7 V pour les diodes au silicium).

En l'absence de polarisation, le courant qui circule dans la jonction est nul. Le courant de saturation I_s (porteurs minoritaires) qui traverse sans contrainte la barrière de potentiel est équilibré par le courant de diffusion I_D (porteurs majoritaires) qui a acquis l'énergie suffisante pour remonter la barrière de potentiel. Si on expose cette diode à un rayonnement électromagnétique d'énergie supérieure à W_g (énergie minimum pour créer une paire électron-trou), les interactions entre les photons incidents et le réseau cristallin permettent d'augmenter le nombre de porteurs minoritaires qui traversent la jonction créant ainsi un courant inverse additionnel I_L . I_L dépend du nombre de paires électron-trou créées par unité de temps, donc de la nature, de l'énergie et du débit du rayonnement ionisant. Pour quantifier le

débit de dose, il faut mesurer la valeur du courant I_L . En pratique, la diode est directement connectée à un électromètre qui mesure le courant inverse résultant I .

$$I = I_L + I_s - I_D$$

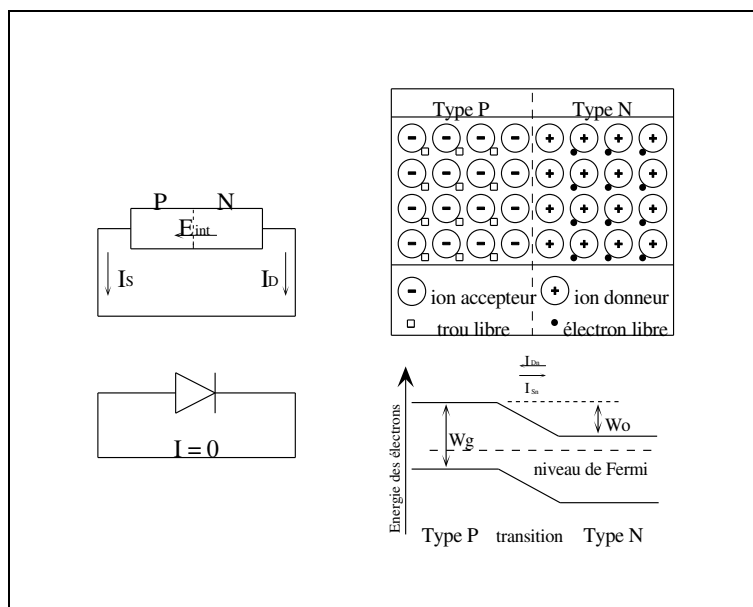


Figure I.8 : Représentation schématique d'une jonction PN (Iacconi et al., 1994)

I.2.2 Les semi-conducteurs.

A l'heure actuelle, il existe peu de matériels sur le marché, trois sociétés (Scanditronix, Sun Nuclear C., Precitron) fabriquent des détecteurs à semi-conducteurs (figure I.9).

I.2.2.1 - Les caractéristiques physiques

Plusieurs catégories de DSC (tableau I.6) existent qui sont fonction des rayonnements utilisés.

Les DSC proposés par Sun Nuclear Corporation sont de type n spécialement adaptés pour les mesures. Pour chaque fonction, 2 modèles sont proposés, l'un produisant un courant de signe positif et l'autre de signe négatif. Le choix de l'électromètre est donc important.

Tous les détecteurs ont une prise BNC. Les détecteurs EDP10 et EDP20 sont les plus fréquemment cités dans la littérature, les autres le sont moins, ou pas du tout, certains parce qu'ils ne sont apparus que récemment sur le marché.

Société	Nom commercial	Type	Rayonnement	Profondeur du point de mesure (mm)	Epaisseur équivalent-tissu (mm)
Scanditronix	EDE-5	p	Cobalt 60	5	5
Scanditronix	EDP-10	p	4 - 8 MV	5	10
Scanditronix	EDP-20	p	8 - 16 MV	5	20
Scanditronix	EDP-30	p	16 - 25 MV	5	17
Scanditronix	EDD-2	p	Electrons	1	2
Scanditronix	EDD-5	p	Tous *	2.5	5
Sun Nuclear C.	30481-8 et 30481	n	1 -4 MV	3.55	5
Sun Nuclear C.	30487-8 et 30487	n	6 - 12 MV	3.55	15
Sun Nuclear C.	30488-8 et 30488	n	15 - 25 MV	3.55	30
Sun Nuclear C.	30496-8 et 30496	n	70 keV-18 MV	3	
Sun Nuclear C.	30495-8 et 30495	n	Electrons	2.5	1 mm Al
Precitron	E5	n	Cobalt 60, Electrons		5
Precitron	P10	n	4 - 8 MV		10
Precitron	P20	n	8 - 16 MV		20
Precitron	P30	n	16 - 22 MV		30

* Pour les organes à risques

Tableau I.6 : Liste des semi-conducteurs commercialisés en 1996.

I.2.2.2 - Les caractéristiques dosimétriques

Stabilité de l'information dosimétrique :

L'information dosimétrique recueillie sur l'électromètre doit rester stable après l'irradiation et les dérives doivent être inférieures à 1% (cf. chapitre III.4).

Réponse en fonction de la dose :

La réponse d'un DSC doit être proportionnelle à la dose absorbée sur toute la plage d'utilisation (jusqu'à 10 Gy).

Réponse en fonction de la dose cumulée :

Les interactions entre les particules (électrons, neutrons, protons) induites par le rayonnement incident et le DSC se traduisent par un déplacement d'atomes de silicium et créent des défauts ponctuels. Ces défauts se comportent comme des centres de recombinaisons (ou des pièges) pour les porteurs minoritaires. Il en résulte une diminution irréversible de la sensibilité du détecteur. Les fabricants distribuent actuellement des DSC pré-irradiés

(quelques kGy) afin de minimiser l'influence de ce paramètre. Ce paramètre est pris en compte lors de l'étalonnage périodique des DSC.

Réponse en fonction du débit de dose :

La sensibilité des DSC s'affaiblit quand le débit de dose diminue. Ce phénomène est généralement plus important pour les DSC de type N que de type P. Toutefois les fabricants ont essayé de minimiser l'influence de ce paramètre. Ce paramètre doit être impérativement pris en compte lorsque le débit est faible (mesures en sortie, ICT, mesures sous cache ou en dehors du champ d'irradiation), ou très élevé (mesure dans des faisceaux d'électrons balayés).

Réponse en fonction de l'énergie des rayonnements ionisants :

Les semi-conducteurs ont un numéro atomique élevé ($Z=14$ pour le Si) comparativement aux tissus humains. Leur sensibilité augmente aux basses énergies où l'effet photoélectrique est prépondérant. L'utilisation de capuchon d'équilibre électronique métallique renforce ce phénomène. Les DSC sont étalonnés avec celui-ci en fonction de l'énergie et du type de rayonnement utilisés. Pour les mesures en sortie de faisceau, une attention particulière sera apportée à la dégradation en énergie du faisceau en étalonnant le DSC en sortie pour une épaisseur moyenne de patient.



Figure I.9 : Semi conducteurs Scanditronix et Sun Nuclear C.

Réponse en fonction de l'angle d'incidence du faisceau :

En raison de leur forme les DSC sont sensibles à l'angle d'incidence des rayonnements ionisants. On observe ainsi une sous estimation de la dose de 8% pour certaines diodes irradiées dans un faisceau de photons avec une incidence de 70°. Selon la forme et la marque ce phénomène peut être plus ou moins marqué.

Chaque utilisateur devra vérifier la dépendance angulaire de ses DSC.

Influence de la température :

De nombreuses études montrent l'augmentation de la sensibilité des DSC avec la température. Cette sensibilisation est comprise entre 0,3 et 0,4% par degré pour les deux marques précédemment citées. Il faut plusieurs minutes pour que le DSC passe de la température ambiante de la pièce à la température de la peau. Un minimum de 3 minutes semble nécessaire entre la mise en place de la diode et le début de l'irradiation pour permettre une mesure précise.

Remarque : si l'étalonnage n'est pas effectué à la température de la peau, il est nécessaire d'effectuer une correction de la valeur mesurée correspondant à 0,4% par degré (cf. caractéristiques constructeurs).

I.2.3 Les électromètres.

Liste des électromètres commercialisés en Europe :

- le DPD512 (12 canaux) et le DPD3 (3 canaux) par Scanditronix.
- le Multidos (12 canaux) par PTW.
- le Rainbow (8 canaux), le Dual Diode Dosimetry System (2 canaux) et le PDM (2 ou 4 canaux) par Victoreen.
- l'IVD, jusqu'à 28 canaux par modules de 4, par Sun Nuclear Corporation.
- l'Apollo5 (5 canaux) et l'Apollo10 (10 canaux) par Precitron.

CHAPITRE II - MESURES DE DOSES IN VIVO

Les mesures in vivo consistent à réaliser des mesures de dose absorbée sur le patient pendant son irradiation, à l'aide de détecteurs placés en des sites facilement accessibles tels que la peau ou les cavités naturelles du corps. On pourra réaliser trois types de mesures (Heukelom et coll, 1991):

- mesure de la dose à l'entrée du faisceau,
- mesure de la dose à la sortie du faisceau,
- mesure de doses internes, par mesures intra cavitaires dans quelques cas particuliers ou plus généralement par calcul à partir des doses mesurées à l'entrée et à la sortie.

Il est important, avant de mettre en œuvre un programme de dosimétrie in-vivo de réfléchir aux objectifs que l'on veut atteindre (Lagrange et Noël, 1994 ; Aletti, 1994 ; Garavaglia et coll, 1993 ; Fontenla et coll, 1996).

Les mesures in-vivo permettront en effet d'établir un programme d'assurance qualité en radiothérapie (SFPH-SFRO, 1992). On pourra ainsi :

- détecter des erreurs systématiques ou aléatoires (Noël, Aletti et coll, 1994 ; Calandrino et coll, 1993 ; Fontenla et coll, 1996). La détection des erreurs systématiques (se répétant à chaque séance de traitement) est plus facile à mettre en œuvre car elle ne nécessite qu'une ou deux mesures à des moments bien précis (début de traitement ou modification de celui-ci). La détection des erreurs aléatoires (survenant de façon isolée) demande quant à elle la répétition de ces mesures pendant toute la durée du traitement.

- évaluer la qualité globale d'une technique particulière d'irradiation (Heukelom et coll, 1991 et 1992 ; Leunens et coll, 1990 et 1991 ; Essers et coll, 1993 ; Davis et Faessler, 1993 ; Yaparpalvi et coll, 1996) ou la qualité de la dose délivrée dans un département de radiothérapie (Costa et coll, 1994 ; Kron et coll, 1992). On réalisera alors, soit des mesures répétées sur un nombre limité de patients traités par une même technique d'irradiation, soit un grand nombre de mesures pour différents traitements et sur une longue période.

Les mesures in vivo permettront aussi de déterminer la dose absorbée dans les cas où il est difficile de la connaître avec précision :

- quand les calculs s'avèrent difficiles ou imprécis (dose surface cutanée, dose en dehors du champ d'irradiation, dose en présence d'hétérogénéités, dose aux organes critiques...)
- quand les conditions d'irradiation peuvent être différentes du calcul prévisionnel, cas des irradiations corporelles totales (Torrisi et coll, 1990 ; Miralbell et coll, 1994) et des irradiations cutanées totales par électrons (Weaver et coll, 1995).

II.1 Equilibre électronique (faisceau de photons)

II.1.1 A l'entrée du faisceau dans le milieu

La plupart des détecteurs utilisés pour la dosimétrie in vivo ont une partie sensible d'environ un millimètre. Placés à la peau du patient, ils intègrent la dose dans une région de fort gradient puisque la dose augmente très rapidement juste en dessous de la surface d'entrée du faisceau.

Il est donc préférable de se référer à la dose maximale (c'est à dire à une région où la dose est sensiblement constante) pour obtenir des mesures reproductibles (Van Dam et Marinello, 1994 ; Chavaudra, 1994).

De plus, le dosimètre placé à la peau est soumis à l'influence des électrons secondaires parasites provenant du système de collimation (ce nombre d'électrons augmentant avec l'ouverture du collimateur).

Pour obtenir des mesures reproductibles et limiter l'influence des électrons diffusés on utilise un capuchon d'équilibre électronique. Ses dimensions doivent correspondre aux dimensions nécessaires pour assurer l'équilibre pour la plus petite ouverture du collimateur et en l'absence d'accessoire (c'est à dire pour la plus grande profondeur du maximum).

Pour les hautes énergies, l'épaisseur du capuchon peut atteindre plusieurs centimètres générant:

- une difficulté de mise en place
- un inconfort pour le patient
- un sous dosage du volume à traiter, localisé sous le capuchon.

On peut donc être amené à utiliser des capuchons n'assurant pas totalement l'équilibre électronique en sachant que certains électrons diffusés atteindront le détecteur. Il faudra établir des facteurs correctifs (notamment en fonction des dimensions de champ) dans un fantôme et dans les mêmes conditions que celles de l'irradiation.

L'utilisation d'un matériau plus dense permet de réduire les dimensions du capuchon mais cela entraîne une modification de la réponse en énergie du détecteur.

- Pour les semi-conducteurs, les fabricants proposent des capuchons d'équilibre électronique de composition différente (résine époxy, acier inoxydable...) et d'épaisseur variable (5 à 20 millimètres) selon l'énergie du rayonnement utilisé (tableau I.6).
- Pour les dosimètres thermoluminescents, on réalise soi-même les capuchons d'équilibre électronique en utilisant différents matériaux (cire dentaire, superflab, PMMA, polystyrène, téflon...).

II.1.2 A la sortie du faisceau

Au voisinage de la surface de sortie du patient, l'absence de rétrodiffusion entraîne une décroissance plus rapide de la dose (Van Dam et Marinello, 1994 ; Chavaudra, 1994).

Ce défaut de diffusion concerne aussi bien les photons que les électrons secondaires. Cette diminution s'étend sur quelques millimètres pour les électrons et sur quelques centimètres pour les photons. Cette zone augmente avec les dimensions du champ mais diminue avec l'énergie. Il est donc plus délicat de déterminer la dose à la sortie. En fait la dose à la sortie est mesurée symétriquement par rapport à la dose à l'entrée, c'est à dire à la profondeur du maximum (z_{max}) de la surface de sortie du patient (en sachant qu'à cette profondeur la rétrodiffusion des photons peut être incomplète).

Pour relier la dose de sortie (mesurée à la profondeur $z_{\max}$ de la sortie du patient) à la réponse du dosimètre, on ajoute derrière celui-ci une épaisseur de milieu assurant le maximum de rétrodiffusion. En pratique on utilise le même capuchon, même si les épaisseurs de milieu à rajouter pour l'entrée et la sortie sont différentes.

II.1.3 A la surface

La surface correspond à une discontinuité du milieu où on note une variation très rapide de la dose. Les logiciels de calcul ne donnent qu'une estimation assez peu précise de cette dose. La dose à la peau, étant définie à 0,05 cm sous la surface (ICRU, 1985 ; Nilsson et coll, 1989) est une mesure délicate à réaliser. On peut néanmoins approcher cette dose, par mesure in-vivo, en utilisant des détecteurs de faibles épaisseurs (< 1 mm) tels que les DTL que l'on place sur la peau du patient sans capuchon d'équilibre électronique (Janjan et coll, 1991 ; Kron et coll, 1993 ; Ostwald et Kron, 1996).

II.2 Etalonnage

L'étalonnage consiste à relier le signal du détecteur à la dose absorbée dans des conditions d'irradiation de référence. Cette procédure est valable pour des doses supérieures au centigray. Il est ensuite nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation diffèrent de celles de référence.

II.2.1 Mesure de la dose à l'entrée du faisceau

La mesure réalisée à l'entrée du faisceau dépendra (Aletti, 1994) :

- des caractéristiques du faisceau d'irradiation,
- du calcul dosimétrique,
- du positionnement du patient,
- des accessoires interposés dans le faisceau d'irradiation.

II.2.1.1 - Buts

Cette mesure permettra de :

- comparer les valeurs dose mesurée et dose attendue ; c'est une méthode simple à mettre en œuvre qui permet de déceler d'éventuelles erreurs portant sur les paramètres régissant le traitement (calcul de dose, affichage du temps de traitement...),
- tester la reproductibilité des irradiations et donc la constance des paramètres de réglage et de performance de l'appareil de traitement,
- déterminer la dose en profondeur de manière indirecte à l'aide d'une courbe de rendement en profondeur, d'une courbe de RTM ou d'un étalonnage spécifique,
- déterminer la dose en profondeur quand elle est couplée à une mesure à la sortie.

II.2.1.2 - Facteur d'étalonnage

L'étalonnage est effectué en positionnant les dosimètres munis de leur capuchon d'équilibre électronique à la surface d'un fantôme solide dans des conditions de référence (Leunens et coll, 1990 ; Heukelom et coll, 1991 ; Van Dam et Marinello, 1994).

La réponse de chaque dosimètre (LE) comparée à la dose absorbée déterminée avec une chambre d'ionisation (DE) placée dans le fantôme au centre du champ et à la profondeur du maximum (z_{max}) définit le facteur d'étalonnage à l'entrée FE propre à chaque dosimètre :

$$FE = \frac{DE}{LE}$$

L'étalonnage des dosimètres est réalisé dans des conditions aussi proches que possible des conditions d'irradiation et de préférence avec le même faisceau que celui du traitement (figure II.1). L'étalonnage est effectué avec une épaisseur de fantôme correspondant aux dimensions moyennes d'un patient et en décalant légèrement les dosimètres par rapport à l'axe du faisceau.

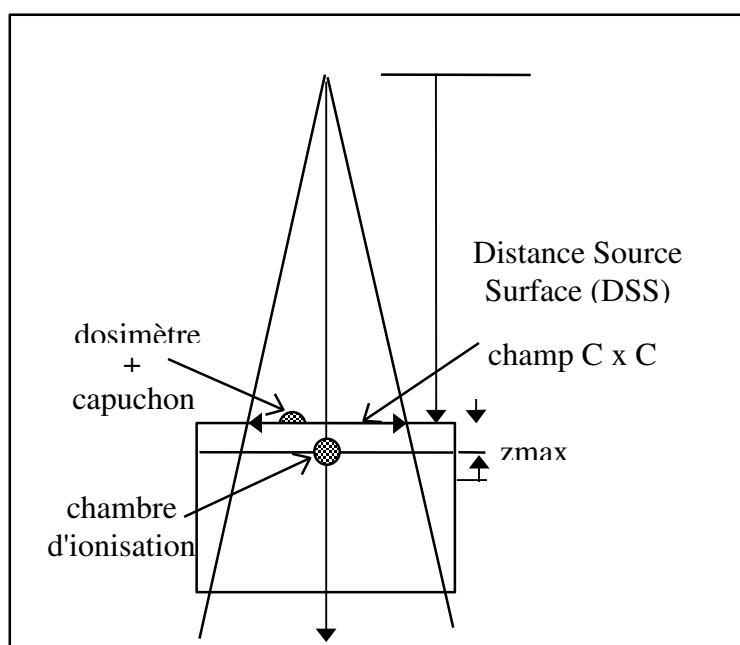


Figure II.1 : Exemple d'étalonnage de la dose à l'entrée

Si l'étalonnage est réalisé au cobalt, il est souhaitable d'utiliser soit une chambre cylindrique de petit volume, soit une chambre plate afin de pouvoir placer le point de mesure de la chambre d'ionisation à l'équilibre électronique.

Pour les dosimètres thermoluminescents, il est conseillé de vérifier que la dose mesurée avec le dosimètre placé à la surface du fantôme correspond bien à la dose mesurée au niveau de la chambre (à la correction de l'inverse carré de la distance près). Pour s'en assurer, on pourra confectionner un fantôme permettant de placer les dosimètres (sans leur capuchon) dans des cavités situées au niveau de la chambre d'ionisation (figure II.2).

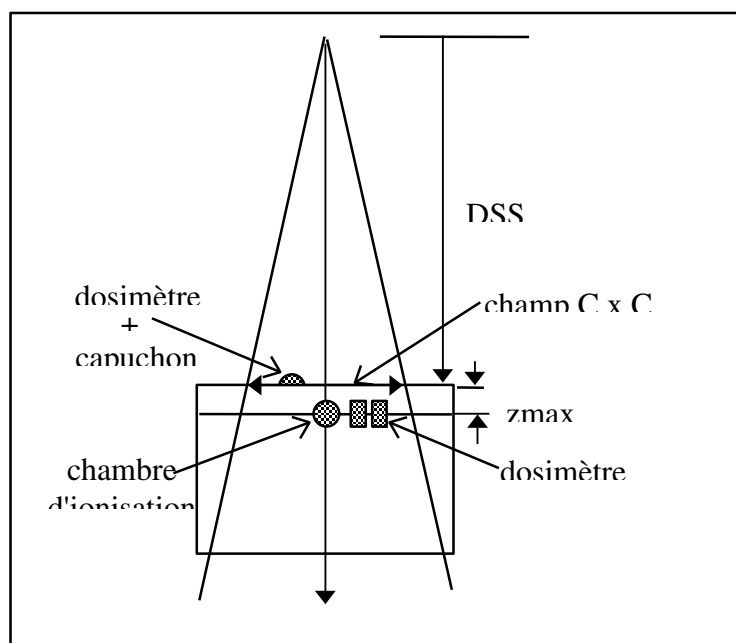


Figure II.2 : Exemple d'étalonnage de la dose à l'entrée au cobalt

II.2.1.3 - Facteurs correctifs

La variation de la dimension du champ et de la distance à la source, la présence d'accessoires ou de filtres (ces deux paramètres entraînant de plus une variation du débit de dose) modifient la réponse des dosimètres. Il est donc nécessaire d'appliquer des facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation sont différentes de celles de l'étalonnage. (Van Dam et Marinello, 1994 ; Heukelom et coll, 1991).

Les facteurs correctifs F_p relatifs à ces différents paramètres (ouverture du collimateur, variation de la distance, présence de filtre en coin ou d'accessoires) sont calculés pour chaque dosimètre.

Ils sont obtenus pour chaque situation, par le rapport valeur mesurée à la chambre (DE) sur la valeur donnée par le dosimètre pour le paramètre étudié, la normalisation étant effectuée pour le paramètre de référence :

$$F_p = \frac{(DE / LE)_p}{FE}$$

La dose mesurée dans des conditions autres que celles de l'étalonnage est égale à :

$$\text{Dose absorbée} = LE \times FE \times F \quad \text{avec } F = \prod (F)_p$$

Une attention particulière doit être portée au facteur correctif des filtres car selon le positionnement du dosimètre des écarts importants peuvent être enregistrés (Nilsson et coll, 1988 ; Heukelom et coll, 1991).

De plus il faudra appliquer d'autres facteurs correctifs (voir chapitre I), si la réponse du dosimètre présente une variation en fonction de la température ou du débit de dose (Heukelom et coll, 1991).

Il faut réaliser un étalonnage particulier pour les techniques qui utilisent des conditions de traitement trop éloignées des conditions de référence (cas des irradiations corporelles totales).

II.2.2 Mesure de la dose à la sortie du faisceau

II.2.2.1 - Buts

La mesure réalisée à la sortie du faisceau est influencée par tous les paramètres cités précédemment pour la dose à l'entrée plus ceux liés au patient lui-même. Elle permet de déceler des erreurs dues à la mauvaise estimation de l'épaisseur du patient ou à la mauvaise prise en compte des hétérogénéités traversées par le faisceau. De plus, quand elle est couplée à la dose à l'entrée, elle permet de déterminer la dose au volume cible.

II.2.2.2 - Facteur d'étalonnage

L'étalonnage sera réalisé dans les mêmes conditions que précédemment mais en positionnant les dosimètres avec leur capuchon d'équilibre électronique à la sortie du fantôme, la chambre d'ionisation étant placée à la profondeur z_{max} de la sortie (figure II.3).

La réponse du dosimètre (LS) comparée à la dose absorbée déterminée avec une chambre d'ionisation (DS) placée au centre du champ et à la profondeur z_{max} de la sortie du fantôme définit le facteur de calibration à la sortie FS : $FS = \frac{DS}{LS}$

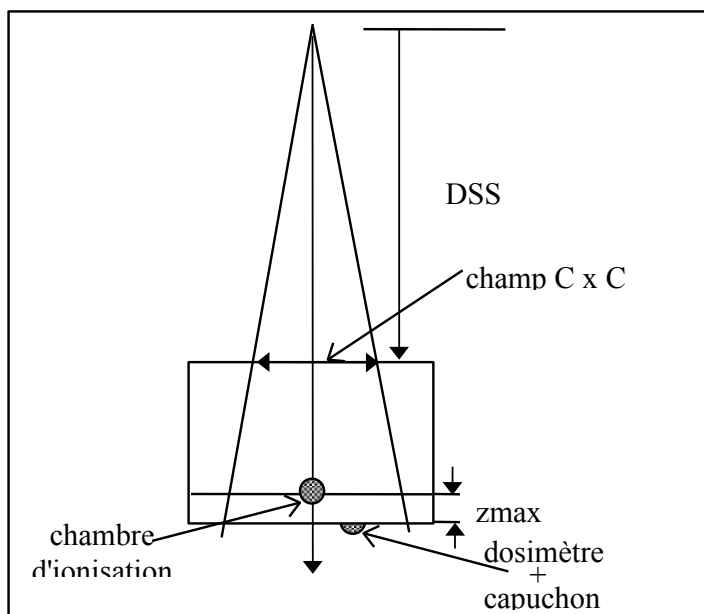


Figure II.3.: Exemple d'étalonnage à la sortie

La mesure de la dose à la sortie peut poser des problèmes de mise en place dus à l'encombrement du capuchon et au repérage du point de sortie du faisceau.

II.2.2.3 - Facteurs correctifs

Comme précédemment, des facteurs correctifs sont appliqués quand les conditions de traitement sont différentes de celles de l'étalonnage (Van Dam et Marinello, 1994 ; Heukelom et coll, 1991).

De plus, pour la mesure de la dose à la sortie, l'épaisseur z du patient doit être prise en compte.

La dose mesurée à la sortie n'est pas obtenue dans des conditions suffisantes de diffusion, et il faut corriger la dose de sortie calculée par le logiciel de dosimétrie d'un facteur de rétrodiffusion B' pour retrouver la valeur attendue mesurée à la sortie.

II.3 Mesures de la dose au volume cible

La dose au volume cible est rarement accessible par mesure directe sauf quand on peut réaliser des mesures intra cavitaires (œsophage, rectum...). Dans les autres cas, on détermine cette dose soit à l'aide des mesures à l'entrée, soit à l'aide des mesures couplées entrée-sortie. Dans un premier temps on calculera précisément la dose à l'entrée et/ou à la sortie en appliquant les différents facteurs correctifs vus précédemment. Puis la détermination de la dose au volume cible se fera par calcul, en utilisant les courbes de RTM ou de RTF et le facteur inverse carré de la distance ou en utilisant des courbes de transmission. Différentes méthodes sont explicitées dans la littérature (Rizzotti et coll, 1985 ; Leunens et coll, 1990 ; Heukelom et coll, 1991 ; Lee et coll, 1994 ; Van Dam et Marinello, 1994 ; Noël et coll, 1995) et à titre d'exemple nous en décrirons deux.

II.3.1 Méthode décrite par Noël, Aletti, Bey, Malissard (1995)

La dose délivrée au plan médian $D(1/2)$ est calculée sur l'axe du faisceau en multipliant la moyenne des doses d'entrée (DE) et de sortie (DS) par des facteurs correctifs. Ces facteurs prennent en compte les paramètres techniques du traitement (énergie du faisceau, distance de traitement, dimensions du champ), l'épaisseur du patient et les paramètres pouvant affecter la réponse des détecteurs utilisés (énergie, température, débit de dose...).

La figure II.4 donne une représentation des conditions de mesure.

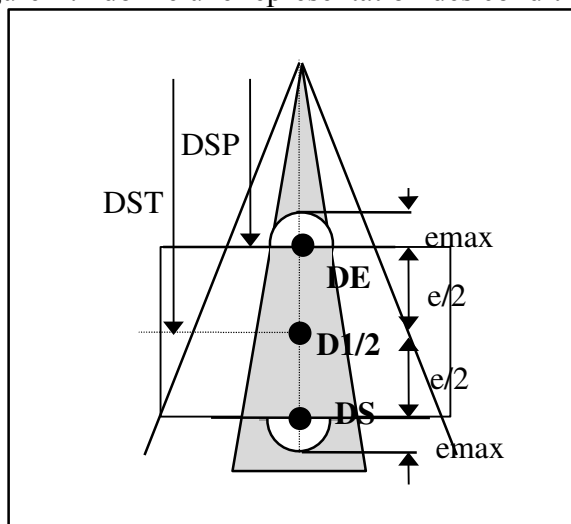


Figure II.4 : Représentation schématique de la mesure de la dose à l'entrée et à la sortie d'après Aletti et Noël (1995)

Dans ces conditions, pour chacun des faisceaux d'irradiation la dose au plan médian est :

$$D1/2 = \frac{DE + DS}{2} \times F_p$$

- DE est la dose mesurée à l'entrée du faisceau
- DS est la dose mesurée à la sortie du faisceau, c'est en fait la lecture de la dose mesurée à la sortie, corrigée d'un facteur compris entre 1,00 à 1,03 prenant en compte la variation de la réponse du détecteur placé en sortie avec le débit de dose
- Les facteurs correctifs F_p tiennent compte :
. de la technique d'irradiation

$$\text{en technique DSP : } F_{\text{DSP}} = \frac{2 \times \text{RTM}(e/2)}{\left(\frac{\text{DSP} + e/2}{\text{DSP}}\right)^2 + \text{RTM}(e + e_{\text{max}}) \times \left(\frac{\text{DSP} + e/2}{\text{DSP} + e}\right)^2}$$

$$\text{en technique isocentrique : } F_{\text{DST}} = \frac{2 \times \text{RTM}(e/2)}{\left(\frac{\text{DST}}{\text{DST} - e/2}\right)^2 + \text{RTM}(e + e_{\text{max}}) \times \left(\frac{\text{DST}}{\text{DST} + e/2}\right)^2}$$

$$\text{. des conditions d'étalonnage : } F_{\text{cal}} = \left(\frac{\text{DSP}_{\text{cal}} + e_{\text{max}}}{\text{DSP}_{\text{cal}}}\right)^2 \quad \text{avec} \quad 1,013 \leq F_{\text{cal}} \leq 1,071$$

. des filtres en coin (facteurs compris entre 1,00 et 1,06)

Quand on utilise des faisceaux opposés et également pondérés, en additionnant la contribution de chacun des faisceaux à mi-épaisseur, on reconstitue la dose globale (DT) au plan médian :

$$DT = \sum_{i=1}^{i=n} (D1/2)_i$$

Quand il y a un nombre impair de faisceaux ou des faisceaux inégalement pondérés, on calcule la dose à mi-épaisseur de chaque faisceau avant d'en faire la sommation.

II.3.2 Méthode décrite par Rizzotti (1985), Leunens (1990) et Van Dam et Marinello (1994)

Cette méthode permet d'estimer la dose au plan médian à condition que les hétérogénéités soient situées symétriquement par rapport à ce plan médian. On établit deux séries de courbes théoriques qui sont fonction de l'épaisseur du patient et du champ utilisé, pour une énergie donnée :

- les courbes de transmission à la sortie (TS), rapport des doses de sortie aux doses d'entrée établies pour des profondeurs et des dimensions de champs différentes
- les courbes de transmission à mi-épaisseur $T1/2$, rapport des doses au plan médian aux doses d'entrée établies pour des profondeurs et des dimensions de champs différentes.

Pour un champ donné, à une valeur de TS ne peut correspondre qu'une seule valeur de T1/2. Les doses DE et DS mesurées sur le patient permettront de calculer la valeur de TS afin d'en déduire l'épaisseur équivalente z du patient, plus grande ou plus petite que son épaisseur réelle (d) puis d'accéder à la dose à mi-épaisseur.

II.3.2.1 Détermination des courbes de transmission

A titre d'exemple la figure II.5 montre la définition des champs utilisés en technique isocentrique : A est la dimension du champ à l'isocentre, A0 à l'entrée et A' à la sortie.

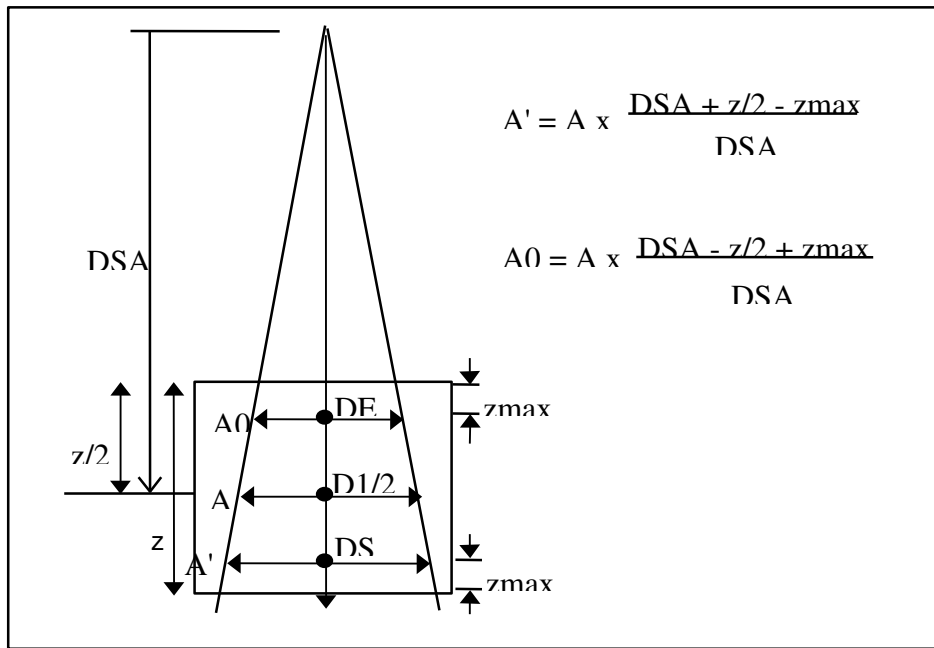


Figure II.5 : définition des différents champs en technique isocentrique

d'après J. Van Dam et G. Marinello (1994)

Les courbes théoriques TS et T1/2 sont calculées à partir des rapports tissu-fantôme, en faisant varier l'épaisseur z et la dimension du champ A (fig II.6). Ces courbes ont été publiées pour le cobalt (Rizzotti et coll, 1985), pour des photons de 6MV (Leunens et coll, 1991-2) et pour des photons de 18MV (Van Dam et Marinello, 1994).

$$TS = \frac{RTF(A', z - z_{\max})}{RTF(A', z_{\max})} \times \left(\frac{DSA - z/2 + z_{\max}}{DSA + z/2 - z_{\max}} \right)^2 \times \frac{BA'}{BA0} \times \frac{1}{B' A'}$$

$$T1/2 = \frac{RTF(A', z/2)}{RTF(A, z_{\max})} \times \left(\frac{DSA - z/2 + z_{\max}}{DSA} \right)^2 \times \frac{BA}{BA0}$$

Les rapports tissu-fantômes sont corrigés de l'inverse carré de la distance pour tenir compte des différentes distances entre les points comparés. BA, BA' et BA0 sont les facteurs de

diffusion pour les champs A, A' et A0 et B' le facteur de correction pour le manque de diffusé à la sortie du faisceau.

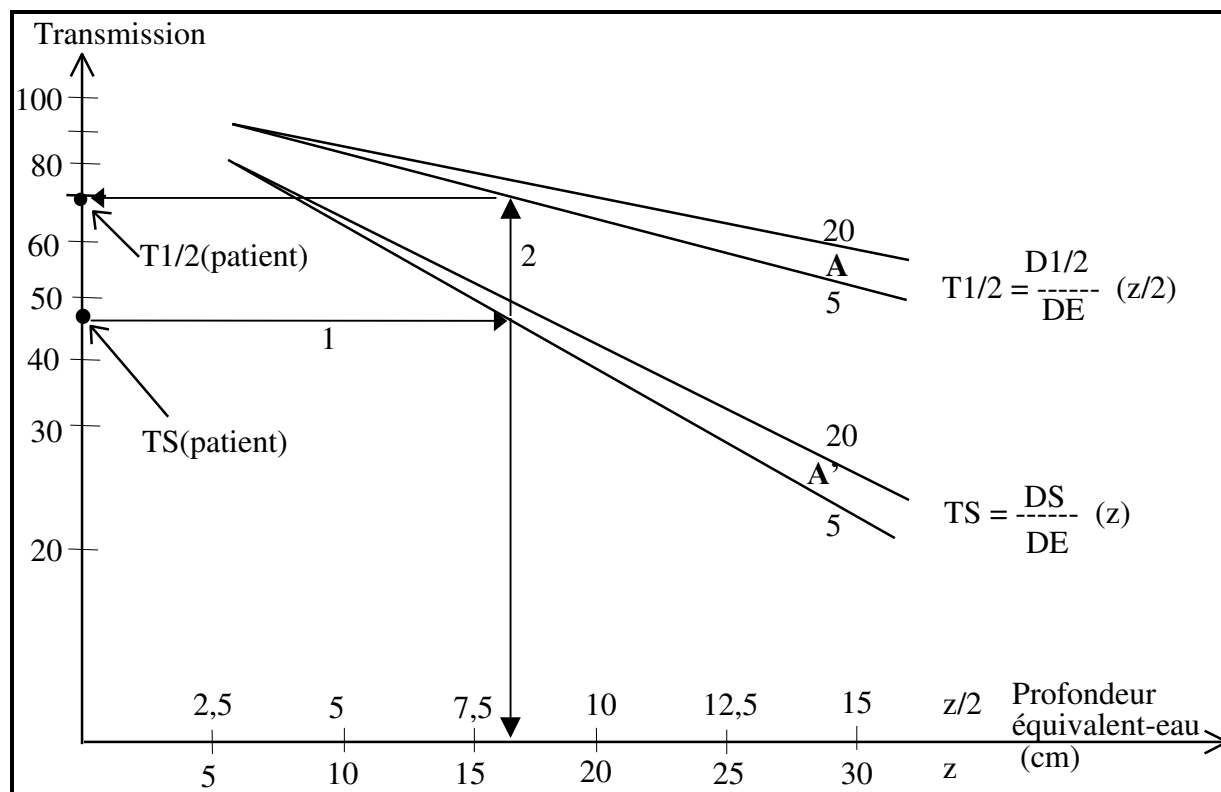


Figure II.6 : Courbes de transmission TS et T1/2 pour un faisceau de 6 MV en fonction de la profondeur et de la dimension du champ d'après Leunens (1990)

II.3.2.2 - Utilisation des courbes de transmission

- on détermine la valeur de la transmission à la sortie pour un patient donné à l'aide des doses mesurées à l'entrée et à la sortie : TS (patient),
- en reportant cette valeur sur les courbes de transmission à la sortie, on en déduit l'épaisseur équivalente z du patient (figure II.5 flèche 1) pour le champ considéré A', calculé d'après l'épaisseur d du patient,
- connaissant l'épaisseur équivalente $z/2$ du patient, on détermine sa transmission à mi-épaisseur T1/2 (patient) pour le champ considéré A, (figure II.5 flèche 2),
- la dose au plan médian est : $D1/2(\text{patient}) = DE(\text{patient}) \times T1/2(\text{patient})$

II.3.2.3 Dose à une autre profondeur (Dc)

Comme précédemment, à partir des doses d'entrée et de sortie mesurées sur le patient, on calcule TS (patient) pour en déduire son épaisseur équivalente (z) :

- on détermine dans ce cas un facteur de correction F_d , rapport de l'épaisseur équivalente (z) à l'épaisseur réelle (d) du patient appréciée par la prise de contour (Leunens et al, 1990): $F_d = \frac{z}{d}$
- la profondeur d'intérêt (c) est alors transformée en profondeur équivalent-eau (w) à l'aide de ce facteur de correction : $w = c \times F_d$
- à l'aide de la profondeur équivalente w et des courbes de transmission $T_{1/2}$ pour le champ considéré (calculé à la profondeur c), on détermine la transmission T_w .

II.4 Dose en électrons

Les électrons ayant un parcours fini dans le milieu, l'intérêt essentiel est la mesure de la dose à la surface et la dose au volume cible.

Pour cela, il faut tenir compte de la variation de la réponse du dosimètre en fonction de l'énergie des électrons (Robar et al., 1996) et de la variation de cette énergie avec la profondeur.

D'autre part, pour les semiconducteurs, la réponse varie avec l'angle d'incidence du faisceau (Lagrange et al., 1998)

Les dosimètres sont principalement utilisés dans le cas des irradiations grands champs : hémicorps et corps entier (Mége, 1994) et des irradiations peropératoires.

II.4.1 Dose à la surface

La dose à la surface est mesurée à 0,05 cm de profondeur en utilisant des dosimètres de faible dimension et sans capuchon d'équilibre électronique. Des facteurs correctifs seront appliqués si leur point de mesure n'est pas situé à 0,05 cm de profondeur.

II.4.2 Dose au volume cible

Pour les électrons, la dose au volume cible est prescrite à la profondeur du maximum. Celui-ci se déplace en profondeur quand l'énergie des électrons augmente. Un capuchon d'équilibre électronique serait donc judicieux à utiliser, mais cette méthode, en raison de la grande diffusion des électrons, peut introduire des erreurs et modifier la distribution de dose. Aussi, il est préférable d'utiliser les dosimètres sans capuchon et de relier la dose surface mesurée à la dose maximale par des facteurs correctifs. Ils sont définis à l'aide d'une chambre plate placée dans un fantôme et irradiée dans les mêmes conditions que le traitement.

II.5 Dose aux organes critiques

Quand des organes sont situés sous un cache, en bordure ou en dehors du champ, zones où les calculs n'apportent pas de précision suffisante, la mesure in-vivo et la simulation sur fantôme sont les seuls moyens de connaître la dose. Dans la littérature, la plupart des mesures de dose ont lieu par simulation (Foo, 1993 - Marcié, 1995).

Il y a deux intérêts majeurs à ces mesures :

- évaluer l'impact du traitement et éventuellement le modifier pour mieux protéger l'organe critique.
- connaître la dose à des fins épidémiologiques.

II.5.1 Méthode

Les organes d'intérêt sont l'oeil (le cristallin), la thyroïde, les testicules et les ovaires. Parmi ces organes, seuls les ovaires sont à une profondeur telle que la dose ne peut pas être connue par mesure in-vivo, une grande partie de la dose étant due au rayonnement diffusé par les tissus. En conséquence, seule une simulation sur fantôme permettra une estimation de la dose. Le rayonnement atteignant le dosimètre étant composé majoritairement de rayonnement diffusé, il est nécessaire de vérifier que la réponse du dosimètre est indépendante de l'énergie. La difficulté majeure de la mesure in-vivo provient de la définition du point de mesure. L'organe critique occupe un volume, sphérique pour l'oeil et les testicules, plus complexe pour la thyroïde. Pour le volume sphérique, le centre peut être considéré comme le point de mesure. Pour la thyroïde, le plus simple est de prendre un point médian situé entre les 2 lobes (plan sagittal médian du patient) et à une profondeur moyenne (1 cm). Le détecteur sera donc positionné sur l'organe avec un bolus correspondant à la profondeur considérée.

II.5.2 Moyens

Les doses mesurées sont en général faibles et, seuls les dosimètres thermoluminescents sont utilisables. Il faut un jeu de dosimètres par faisceau pour apprécier la contribution de chacun d'eux. Pour tout faisceau antérieur ou postérieur, la forme du dosimètre est libre car il est considéré comme perpendiculaire au faisceau. Pour les autres faisceaux, notamment les latéraux dans le cas du cristallin, le dosimètre doit être perpendiculaire au faisceau ce qui implique l'utilisation de poudre (dans un cylindre), de cubes ou de cylindres.

II.5.3 Discussion

En fonction de la distance de l'organe aux bords du champ, la marge d'incertitude sera plus ou moins importante. Si l'organe est dans une zone de fort gradient de dose, la mesure in-vivo est bien sûr déconseillée.

La dose à l'organe critique sera plus estimée que mesurée d'autant plus qu'il n'y a qu'un point de mesure pour tout un volume et que ce point n'est pas au centre du volume

CHAPITRE III - RECETTE ET CONTROLE DE QUALITE

La recette et le contrôle de qualité des appareils de mesures in-vivo nécessitent du matériel qu'il est indispensable de posséder. Ce matériel doit permettre d'effectuer des contrôles non invasifs.

Les appareils actuellement commercialisés ont servis de base à ce chapitre.

III.1 Les appareils de thermoluminescence

III.1.1 Le photomultiplicateur (PM)

Le résultat de la mesure est directement lié à l'élément de lecture que constitue le PM. Plusieurs paramètres interviennent : le laps de temps écoulé entre la mise sous tension et la mesure, la stabilité de la tension, la température, le bruit de fond et l'étanchéité à la lumière.

Le PM doit toujours rester sous tension à moins de pouvoir attendre 6 à 7 heures après la mise sous tension.

Par logiciel seule la tension du PM est réglable. Il est souhaitable de pouvoir la vérifier.

Le bruit de fond n'est pas mesurable mais un contrôle est effectué automatiquement sur la plupart des appareils.

L'utilisation de sources étalons est un moyen de contrôle de la réponse du PM.

L'étanchéité à la lumière doit être vérifiée et certains appareils disposent d'un contrôle automatique.

La fenêtre doit être propre ainsi que les filtres optiques qui sont éventuellement disponibles.

Ces contrôles sont indirectement réalisés lors de l'étalonnage des dosimètres, le coefficient d'étalonnage intégrant toutes les variations.

Suite aux observations de plusieurs utilisateurs, il est conseillé, pour le lecteur avec circulation de coupelles, de vérifier qu'à chaque cycle de lecture les premières lectures ne sont pas perturbées. Si oui, il faudra mettre plusieurs coupelles vides avant la première coupelle pleine.

III.1.1.1 - Matériel

- tension d'alimentation : un multimètre pour la mesure, un enregistreur pour la stabilité.
- points de mesure : consulter la documentation ou le fabricant.
- étanchéité à la lumière nécessite une source lumineuse (lampe de poche par exemple).

III.1.1.2 - Tolérance

L'écart entre la valeur souhaitée et mesurée doit être de l'ordre du Volt. La stabilité sur une heure ou sur une journée doit être inférieure à 0.1 %.

L'étanchéité à la lumière doit être totale.

III.1.1.3 - Fréquence

Lors de la recette, lors d'une intervention et au moins une fois par an.

Pour l'état de la fenêtre, un contrôle mensuel est suffisant avec des dosimètres solides mais il faut un contrôle quotidien avec des poudres.

III.1.2 L'élément chauffant

Pour les appareils concernés, il existe trois systèmes de chauffage :

- le doigt chauffant,
- la planchette chauffante,
- le gaz chaud.

Les températures sont réglables par logiciels mais le contrôle doit se faire à l'endroit où va se trouver le dosimètre. Si pour les surfaces chauffantes, la vérification est délicate mais possible, il n'en va pas de même du gaz chaud car il faudrait introduire une sonde, sans perturber le flux de gaz, ce qui est à l'heure actuelle impossible.

Il est aussi nécessaire de vérifier la propreté des surfaces afin que la convection de la température se fasse le mieux possible.

III.1.2.1 - Matériel

Une sonde thermique de contact.

III.1.2.2 - Tolérance

Il doit y avoir correspondance entre la valeur mesurée et souhaitée à ± 2 degrés.

III.1.2.3 - Fréquence

A la recette, à chaque intervention et au moins une fois par mois.

III.1.3 Le gaz neutre (Azote double zéro)

Cette circulation de gaz neutre évite la thermoluminescence parasite due aux réactions photogènes générés par l'oxygène. Une grande précision n'est pas nécessaire sur la valeur du débit qui doit être suffisante pour éliminer le plus possible le rayonnement parasite mais suffisamment faible pour éviter un entrainement des dosimètres surtout dans le cas des poudres. Cet azote provient d'une bouteille qui doit être fixée au mur par des chaînes et dont les connexions doivent être vérifiées.

III.1.3.1 - Matériel

Un débitmètre.

III.1.3.2 - Tolérance

± 1 l/mn.

III.1.3.3 - Fréquence

A la recette et au moins une fois par an. Les connexions doivent être vérifiées à chaque changement de bouteille.

III.1.4 Circulation des dosimètres sur les modèles automatiques

A l'heure actuelle, deux systèmes existent, un disque sur lequel on pose directement les dosimètres et un disque sur lequel on place des coupelles recevant les dosimètres.

III.1.4.1 - Circulation coupelles

Le positionnement des coupelles sur la surface chauffante doit être reproductible.

Matériel

Un processus de réglage interne est prévu.

Tolérance

Aucune valeur n'est prévue, la coupelle doit être parfaitement centrée sur la surface chauffante.

Fréquence

A la recette, au moins une fois par an et à chaque problème d'évacuation des coupelles.

III.1.4.2 - Autres appareils

Le passage des dosimètres s'effectue par rotation d'un disque sur lequel sont posés les dosimètres et une tige soulève le dosimètre pour le placer sous le PM.

Matériel

Un miroir dentaire.

Tolérance

Aucune valeur n'est prévue, le dosimètre doit être centrée sous la fenêtre du PM et placé à la bonne hauteur.

Fréquence

Annuelle et en cas de problème ou d'intervention.

III.1.5 Minuteries

Les temps sont réglables par logiciel et il faudra vérifier l'adéquation entre les temps souhaités, affichés et mesurés.

III.1.5.1 - Matériel

Chronomètre.

III.1.5.2 - Tolérance

Une seconde.

III.1.5.3 - Fréquence

A la recette et annuelle.

III.1.6 Coupelles

A la réception, il faut vérifier visuellement qu'il n'y a pas un gros défaut de planéité du fond de la coupelle.

Les coupelles subissent un ternissement au fur et à mesure de leur chauffage et il est nécessaire de quantifier leur influence sur la mesure.

La propreté, notamment quand la poudre est utilisée, est importante. Il est conseillé d'avoir deux catégories de coupelles, celles pour la poudre et celles pour les autres dosimètres. Le fond de la coupelle doit être parfaitement plat pour assurer un contact correct d'un côté avec le dosimètre et de l'autre avec les surfaces chauffantes.

III.1.6.1 - Matériel

Cuve à ultra sons et alcool ultra pur (l'alcool médical laisse des dépôts) pour le nettoyage.

III.1.6.2 - Tolérance

Le niveau de bruit de fond de la coupelle doit être le plus bas possible notamment pour la mesure des faibles doses.

III.1.6.3 - Fréquence

Après chaque utilisation de poudre. Pour s'assurer de la propreté de la coupelle, il faut faire une lecture coupelle vide.

III.1.6.4 - Influence ternissure

Faire cinq cycles irradiation-lecture-régénération pour évaluer l'influence de la coupelle sur la lecture du dosimètre. La fréquence doit être fonction de la ternissure de la coupelle.

III.1.7 Logiciels

Le logiciel doit être vérifié à la recette et à chaque modification.

III.2 Les produits de thermoluminescence

III.2.1 Les poudres

Vérifier l'uniformité du lot en irradiant une dizaine d'échantillons.

Pour la réutilisation, il est nécessaire d'effectuer un tamisage pour éliminer les résidus ou les agrégats.

III.2.2 Les solides

Faire dix cycles irradiation/lecture/régénération consécutifs de chaque dosimètre pour évaluer l'écart type de chaque dosimètre.

L'état des surfaces des dosimètres frittés doit être surveillé. Ceux dont la surface est fissurée devront être exclus. Ceux dont la surface est souillée pourront être nettoyés par un grattage de la surface. Il sera alors nécessaire d'effectuer un nouveau cycle d'étalonnage. En cas de trop grande variation de l'écart type, ils devront être retirés de l'utilisation.

III.3 Les accessoires de thermoluminescence

III.3.1 Les fours

Un seul four spécifique existe sur le marché (fabriqué par Fimel, France). Les autres sont des fours de laboratoire de petit volume dont il est très difficile d'effectuer le contrôle de qualité.

Suivant le type de four, et pour ceux dont il est possible de mesurer la température, un thermomètre à thermocouple ou avec une sonde de contact est nécessaire.

III.3.2 La balance

Balance de précision à 0,1 gramme.

Jeu de poids classé e pour le contrôle.

Fréquence : semestrielle.

III.3.3 Les containers à poudre

Nettoyage à l'air comprimé après chaque utilisation.

III.3.4 Les doseurs de poudre

Etalonnage à la recette.

Vérification annuellement de leur état.

III.4 Les électromètres et les semi-conducteurs

La recette et le contrôle de qualité des semi-conducteurs et des électromètres associés sont plus simples que pour la thermoluminescence même si la mise en service des semi-conducteurs requiert plusieurs contrôles.

Les diodes de type p sont préférables à celle de type n car elles sont moins sensibles à la dose cumulée.

III.4.1 Les tensions

L'impédance de l'électromètre doit être connue et maintenue. En cas de variations, la différence éventuelle induit un faible signal qui se confond avec le signal de la mesure.

En pratique, cette impédance est mesurée avec un multimètre à la recette puis une fois par an.

III.4.2 Zéro électronique (offset)

Les semi conducteurs sont livrés avec un offset de valeur nulle qui doit être maintenu.

En pratique, le réglage s'effectue soit par réglage manuel à l'aide d'un petit tournevis soit par logiciel pour les équipements qui en disposent.

III.4.3 Câbles

Les câbles relient l'électromètre situé en dehors de la salle de traitement aux diodes situées à l'intérieur. On doit être vérifié régulièrement l'état des cables ainsi que celui des prises BNC.

En pratique, un contrôle visuel avant chaque utilisation est suffisant. En cas de problèmes, il faut nettoyer les connecteurs et vérifier la continuité du cable avec un multimètre.

III.4.4 Dérive électronique

Dans les conditions de mesure sur les patients, la variation de la mesure doit être inférieure à 1%.

En pratique, le réglage s'effectue avec un petit tournevis ou par logiciel.

III.4.5 Les afficheurs numériques

Aucun élément servant à l'affichage des chiffres ne doit être hors d'usage.

En pratique, le contrôle doit être fait avant chaque utilisation.

III.4.6 Réponse des semi-conducteurs en fonction de la température

La variation en fonction de la température, indiquée par les fabricants, est, au maximum, 0.4 % par degré Celsius.

En pratique, un système chauffant réglable permet l'étude de ces variations.

III.4.7 Réponse des semi-conducteurs en fonction de la dose

Une source de rayonnement correspondant au type du détecteur permet de vérifier les réponses.

Les semi-conducteurs sont vendus pré-irradiés pour éviter une diminution de la réponse avec la dose cumulée mais sans aucune garantie. Certains nécessitent une irradiation complémentaire (Lagrange p56 La Foux D'Allos 1994).

D'autre part, en fonction de la dose séance ou du débit de dose, la variation doit rester inférieure à 1 %.

En pratique, l'étude doit porter sur la gamme des débits utilisés en radiothérapie (quelques cGy/mn à 10 Gy/mn) et être réalisée à la réception des semi-conducteurs.

III.4.8 Reproductibilité de la réponse des semi-conducteurs

L'écart type ne doit pas dépasser 1 % sur le nombre d'irradiations réalisées.

En pratique, avec la même source de rayonnement, 10 irradiations successives sont suffisantes.

III.4.9 Effet directionnel

Les valeurs des variations devront être intégrées dans l'utilisation des résultats des mesures.

En pratique, ces variations sont mesurées à la recette.

III.5 Périodicité des contrôles de qualité

Les Contrôles de Qualité sont effectués systématiquement après une intervention ou un défaut de fonctionnement.

III.5.1 Pour les lecteurs et les dosimètres thermoluminescents

CONTROLE	MATERIEL	FREQUENCE
Tension d'alimentation et tension de polarisation	multimètre	annuelle
Stabilité, tension et gain du PM	enregistreur, ou source étalon	annuelle
Etat de la fenêtre du PM et des filtres	visuel	quotidiennne à mensuelle
Étanchéité du lecteur à la lumière	lampe de poche	annuelle
Température des fours	sonde de contact	mensuelle
Etat de surface du (des) four(s)	visuel	mensuelle
Débit d'azote	débitmètre	annuelle
Circulation des TLD	visuel	annuelle
Minuterie	chronomètre	annuelle
Etat de surface des supports de TLD	visuel	quotidienne
Nettoyage des supports des TLD, et des receveurs de poudre	cuve à ultra son, alcool ultra pur	après chaque utilisation
Etat de surface des TLD (uniquement fritté)	visuel	après chaque utilisation
Température des fours de régénération	sonde température	annuelle
Etalonnage de la balance de précision	poids calibrés	semestrielle
Containers à poudre	air comprimé	après chaque utilisation
Doseur de poudre	visuel	annuelle
Etalonnage des TLD	Chambre d'ionisation fantôme équivalent tissu	suivant utilisation
Propreté du lieu de préparation		quotidienne

III.5.2 Pour les électromètres et les semi-conducteurs

CONTROLE	MATERIEL	FREQUENCE
Tensions	multimètre	annuelle
Zéro électronique (offset)	petit tournevis, ou logiciel	semestrielle
Etat et impédance des câbles	multimètre	annuelle
Dérive électronique	petit tournevis, ou logiciel	annuelle
Afficheurs numériques	visuel	quotidienne
Etat des diodes et des capuchons d'équilibre électronique	visuel	quotidienne
Réponse en fonction de la température	système chauffant	semestrielle
Réponse en fonction du débit de dose		annuelle

III.6 Vérification de la chaîne de mesure

Il est indispensable de vérifier périodiquement la chaîne de mesure. La fréquence de ce contrôle dépend à la fois du type de dosimètre (semi-conducteurs, détecteurs TL sous forme frittée ou de poudre) et du type de mesures (cf. annexe).

CONCLUSION

La dosimétrie in vivo est le moyen le plus efficace pour contrôler globalement la qualité des traitements de radiothérapie externe. Elle permet la détection et l'élimination d'erreurs systématiques dès le début du traitement. Le choix entre détecteurs thermoluminescents ou semi-conducteurs dépend de nombreux facteurs liés aux types de mesures que l'on souhaite réaliser ; l'aspect économique entre également en ligne de compte.

Les caractéristiques variées des matériaux TL, leurs nombreux modes de conditionnements et leurs propriétés dosimétriques en font des dosimètres universels. La bonne connaissance de leurs caractéristiques dosimétriques (sensibilité, réponse en énergie et en dose, ...) associée à une manipulation rigoureuse permet d'atteindre une excellente précision de mesure.

L'utilisation de détecteurs semi-conducteurs permet des mesures in-vivo en temps réel. L'absence de délai entre la fin de la séance et le résultat permet, au cas où une erreur est détectée, une vérification immédiate d'un certain nombre de paramètres d'irradiation. Comme pour les TLD, une bonne connaissance des caractéristiques dosimétriques des semi-conducteurs que l'on utilise (influence de la dose cumulée, de l'énergie et de l'incidence du rayonnement, ...) permet d'atteindre une précision de mesure de $\pm 2\%$. Une telle incertitude est tout à fait acceptable pour les mesures in vivo.

Ces deux techniques ne s'opposent pas mais se complètent. Elles doivent jouer un rôle primordial dans les programmes d'assurance de qualité et ce, malgré le coût économique qu'elles induisent.

En ce qui concerne le coût humain la réponse à la question : qui doit faire ces mesures et quand ? dépend de chaque établissement en fonction de son organisation, ses contraintes et ses objectifs (contrôles systématiques ou aléatoires). Toutefois, si l'initiation de la technique et l'interprétation des résultats sont de la responsabilité du physicien, il nous semble indispensable que les manipulateurs d'électroradiologie soient associés à ces contrôles.

BIBLIOGRAPHIE

ALETTI P. (1994) : Stratégie de la mesure in vivo.
Bull cancer / radioth 81, 453-455.

BACCI C., D'ANGELO L., FURETTA C., GIANCOLA S. (1993) : Comprehensive study on LiF:Cu,Mg,P (GR-200A). Radiation Protection Dosimetry, 47, 1/4, 215-218.

BASSI P., BUSUOLI G. and RIMONDI O. (1976) : Calculated energy dependence of some RTL and RPL detectors. Int. J. Appl. Radiat. Isot., 27, 291-305.

CALANDRINO R., CATTANEO G.M. DEL VECCHIO A., FIORINO C., LONGOBARDI B., SIGNOROTTO P. (1993) : Human errors in the calculation of monitors units in clinical radiotherapy practice. Radiother. Oncol. 28, 86-88.

CHAVAUDRA J. (1994) : Techniques et pratiques de la dosimétrie in vivo en radiothérapie. Séminaire de radiophysique médicale. La Foux d'Allos.

COSTA A., LAGRANGE J.L., MARCIE S. (1994) : Pratique des détecteurs à semi-conducteurs pour le contrôle des traitements en radiothérapie externe. Bull Cancer / Radiother. 81, 465-466.

DAVID J.P. (1985) : Contrôles non destructifs de préparations de borate de lithium, Thèse de spécialité, Université Pierre et Marie Curie.

DAVIS B., FAESSLER P. (1993) : Quality audit of megavoltage radiotherapy units : intercomparison of dose at a reference point using a mailed TL-dosimetry system. Radiother. Oncol. 28, 79-81.

ESSERS M., LANSON J.H., MIJNHEER B.J. (1993) : In vivo dosimetry during conformal therapy of prostatic cancer. . Radiother. Oncol. 29, 271-279.

FONTENLA D.P., CURRAN J., YAPARPALVI R., VIKRAM B. (1996) : Customization of a radiation management system to support in vivo patient dosimetry using diodes. Med. Phys. 23(8), 1425-1429.

FONTENLA D.P., YAPARPALVI R., VCHUI C., BRIOT E. (1996) The use of dosimetry in quality improvement of patient care in radiation therapy. Med. Dos. 21(4), 235-241.

FOO M. L., McCULLOUGH E. C., FOOTE R. L., PISANSKY T. M., SHAW E. G. (1993) : Doses to radiation sensitive organs and structures located outside the radiotherapeutic target volume for four treatment situations. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 27, 403-417.

GARAVAGLIA G., JOHANSSON K.A., LEUNENS G., MIJNHEER B.J. (1993) : the role of in vivo dosimetry. Radiother. Oncol. 29, 281-282.

GOLDSTEIN N. (1972) : Dose-rate dependence of lithium fluoride for exposures above 15,000 R per pulse. Health. Phys., 22, 90-92.

HEUKELOM S., LANSON J. H., MIJNHEER B.J. (1991) : Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes. Phys. Med. Biol. 36, 47-59.

HEUKELOM S., LANSON J. H., VAN THIENHOVEN .G, MIJNHEER B.J. (1991) : In vivo dosimetry during tangential breast treatment. Radiother. Oncol. 22, 269-279.

HEUKELOM S., LANSON J. H., MIJNHEER B.J. (1992) : In vivo dosimetry during pelvis treatment. Radiother. Oncol. 25, 111-140.

IACCONI P. et LAPRAZ D. (1994) : Semiconducteurs et jonctions. Principes de base et théorie, Techniques et pratiques de la dosimétrie in vivo en radiothérapie, European School of Oncology, La Foux d'Allos, France, 11-25.

ICRU Report 39 (1985) : determination of dose equivalent resulting from external sources.

JANJAN N.A., ZELLMER D., GILLIN M., KENGCHON W., CAMPBELL B. (1991) : Measurements of skin dose in primary irradiation of maxillary sinus carcinoma. *Med.Dos.* 16,33-36.

KRON T., SCHNEIDER M., MURRAY A., MAMEGHAN H. (1993) : Clinical thermoluminescence dosimetry : how do expectations and results compare ? *Radiother. Oncol.* 26, 151-161.

KRON T., ELLIOT A., WONG T., SHOWELL G., CLUBB B., METCALFE P. (1993) : X-rays surface dose measurements using TLD extrapolation. *Med.Phys.* 20,703-711.

LAGRANGE J.L., MARCIE S., COSTA A., HERY M., SAINT MARTIN O., BRASSART N. (1998) : Contribution a l'optimisation des mesures in vivo par détecteurs semi conducteurs, *Proceedings of IAEA*, 248-257.

LAGRANGE J. L., NOEL A. (1994) : Place de la dosimétrie in vivo en radiothérapie. *Bull Cancer / Radiother.* 81, 456-462.

LEE P.C., SAWICKA J.M., GLASGOW M.D and G. (1994) : Patient dosimetry quality assurance program with a commercial diode system. *Int.J.Rad.Oncol.Biol.Phys.* 29(5), 1175-1182.

LEUNENS G., VAN DAM J., DUTREIX A., VAN DER SCHUEREN E. (1990) : Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 1. Entrance dose measurements, a reliable procedure. *Radiather. Oncol.* 17, 141-151.

LEUNENS G., VAN DAM J., DUTREIX A., VAN DER SCHUEREN E. (1990) : Quality assurance in radiotherapy by in vivo dosimetry. 2. Determination of the target absorbed dose. *Radiather. Oncol.* 19, 73-87.

LEUNENS G., VERSTRAETE J., VAN DAM J., DUTREIX A., VAN DER SCHUEREN E. (1991) : In vivo dosimetry for tangential breast irradiation : role of the equipment in the accuracy of dose delivery. *Radiother. Oncol.* 22, 285-289.

McKEEVER SWS, MOSCOVITCH M., TOWNSEND P.D. (1995). *Thermoluminescence dosimetry materials : Properties and uses.* Nuclear Technology Publishing, Ashford, UK.

MARCIE S., COSTA A., LAGRANGE J.L. (1995) : Protection of testes during radiation treatment by irregular and focused fields of 25 MV X-rays : in vivo evaluation of the absorbed dose. *Medical Dosimetry*, 20, 269-273.

MAY C.E. and PARTRIDGE J.A. (1964) : TL kinetics of γ -irradiated alkali halides. *J chem. Phys.*, 40, 1401.

MEGE J.P. (1994) : Dosimétrie in vivo par thermoluminescence appliquée à l'électrothérapie corporelle totale, *European School of Oncology, La Foux d'Allos, France*, 134-146.

MIRABELL R., ROUZAUD M., GROB E., NOUET P., BIERI S., MAJNO S., BOTTERON P., MONTERO M., PRECOMA J. (1994) : Can a total body irradiation technique be fast and reproducible? *Int.J.Rad.Oncol.Biol.Phys.* 29(5), 1167-1173.

NILSSON B., RUDEN B.I., SCORCINI B. (1988) : Characteristics of silicon diodes as patient doseimeters in external radiation therapy. *Radiother. Oncol.* 11, 279-288

NILSSON B., SCORCINI B. (1989) : Surface dose measurement in clinical photon beams. *Acta. Oncol.* 28, 537-542.

NOEL A., ALETTI P., BEY P., MALISSARD L., BUCHEIT I. (1994) : Détections d'erreurs par dosimétrie in vivo. *Bull Cancer / Radiother.* 81, 463-464.

OSTWALD P.M., KRON T. (1996) : Surface dose measurements for highly oblique electron beams. *Med.Phys.* 23(8), 1413-1420.

RANDALL J.T. and WILKINS M.H.F. (1945) : Phosphorescence and electron traps. Proceeding of the Royal Society of London. A184, 365-407.

RIKNER G. (19??) : Silicon diodes as detectors in relative dosimetry of photon, electron and proton radiation fields. Doctor thesis, Dept. of Physical Biology and Division of Hospital Physics, Uppsala University, Sweden.

RIKNER G., GRUSELL E. (1987) : Patient dose measurements in photon fields by means of silicon semiconductor detectors. Med. Phys., 1415, 870-873

RIZZOTTI A., COMPRI C., GARUSI G.F. (1985) : Dose evaluation to patients irradiated by 60 Co beams, by means of direct measurement on the incident and on the exit surfaces. Radiat. Oncol., 3, 279-283.

ROBER V., ZANKOWSKI C., OLIVARES Pla M., PODGORSK E.B. (1996) : Thermoluminescent dosimetry in electron beams : Energy dependence. Med. Phys., 23 (5), 667-673.

SFPH, SFRO. (1992) : Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe. Bull Cancer/Radiother 79, 53-76.

SFRO/SFPH (1992) : Recommandation pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe. Bul. Cancer/Radiother. 79, 53-76.

TOCHILIN E. and GOLDSTEIN N. (1966) : Dose rate and spectral measurements from a pulsed X-ray generator. Health Physics 12, 1705.

TORRISI J., RUSIGI S. SPITZER T. (1990) : Total body irradiation : comparison of direct in vivo dose measurements with calculated dose. Int.J.Rad.Oncol.Biol.Phys.19(suppl),250-253.

URBACH F. (1930) : Sitzber. Akad. Wien. Math., Nature, 139, 363-372.

VAN DAM J. , MARINELLO G. (1994) : Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy, Physics for clinical radiotherapy, ESTRO Booklet n°1, Garant.

VAN DAM J. , VAERMAN C., BLANCKAERT N., LEUNENS G., DUTREIX A. and VAN DER SCHUEREN E..(1992): Are port films for in vivo exit dose measurements? Radiother. Oncol. 25, 67-72.

WANG S., WANG Y., CAI G., WANG SH. and ZHA Z. (1993) : A New TL detector developed for multiple applications. Radiation Protection Dosimetry, 47, 1/4, 223-225.

WEAVER R.D., GERBI B.J., DUSENBERY K.E. (1995) : Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using thermoluminescent dosimeters.Int.J.Rad.Oncol.Biol.Phys.33(2),475-478.

YAPARPALVI R., FONTENLA D.P., YU L., LAI P., VIKRAM B. (1996) : Radiation therapy of breast carcinoma : confirmation of prescription dose using diodes. Int.J.Rad.Oncol.Biol.Phys.35(1),173-183.

ANNEXE 1 - RESULTATS DE L'ENQUETE

QUESTIONNAIRE CONCERNANT :
 “L’ASSURANCE DE QUALITE DES TRAITEMENTS PAR MESURES IN VIVO”

Distribué avec bulletin de la SFPH n°95-2

55 réponses

A – VOUS NE REALISEZ PAS DE MESURES IN VIVO (45%)

Pourquoi ?

Coût ! 48%

Temps homme insuffisant ! 56%

Autres temps machine insuffisant, autres priorités, radiothérapeutes non demandeurs, service trop petit, manque d’organisation.

Projetez-vous d’en réaliser ?

Oui ! 60% Quand ? entre 1 et 5 ans

Par diodes ! 80% par DTL ! 40% par les 2 techniques ! 40%

Non ! 40%

B VOUS REALISEZ DES MESURES IN VIVO (55%)

Dans quels buts ?

	Diodes	DTL
Assurance de qualité sur le patient	53 %	33%
Mesure de la dose dans le cas où les logiciels de calculs sont imprécis	16%	23%
Radioprotection du patient	22%	22%
Techniques particulières: ICT	66%	40%
Electron-thérapie		22%
Per opératoire		6%
Contact-thérapie		-
Autres		6%
HDD		14%
Médecine nucléaire		10%
Radiodiagnostic		33%
Autres :		

MESURES PAR TLD

Marque du lecteur : (PCL, HARSHAW, TOLEDO, RIALTO, SAPHYMO)

Caractéristiques du lecteur (filtres, type de chauffage) : propres à chaque lecteur

Produits dont vous disposez (souligner le (les) produit(s) que vous utilisez le plus souvent :

Borate de Lithium, Fluorure de Lithium

Dans quels types de rayonnements les utilisez vous ?

Photons et électrons (de la mammographie au RX25MV)

Quel matériau utilisez-vous comme bolus (selon l'énergie) ?

Cire dentaire, teflon, plexiglas, plastique, superflap, polystyrène, pas de bolus

Qui effectue ces mesures ?

En très grande majorité le physicien

Problèmes rencontrés ?

Reproductibilité des mesures, stabilité des produits, temps de mise en œuvre, manque de protocoles, trop de rigueur et de méticulosité, vétusté de certains matériels.

MESURES PAR DIODES

Marque et type d'électromètre ?

Marque et type de diodes ?

En majorité Scanditronic DPD5 et PTW

Nuclear entreprise – Dual dosimetry system

Problèmes rencontrés ?

Etalonnages trop fréquents, fuite, dérive de la réponse dans le temps, reproductibilité du positionnement, variation de la réponse avec la température, obliquité de la diode par rapport au faisceau, difficultés de la mesures derrière les caches, ...

ANNEXE 2 - ADRESSE DES DISTRIBUTEURS

(FABRICANTS & REVENEURS)

LECTEURS ET DOSIMETRES THERMOLUMINESCENTS

ARIES : 44 bis, boulevard Felix Faure, 92320 CHATILLON

Téléphone : 01 46 57 41 71

Fax : 01 46 56 69 39

FIMEL : 13 av Morane Saulnier, 78140 VELIZY

Téléphone : 01 39 46 12 22

Fax : 01 30 70 81 96

MTE INSTRUMENT : Parc d'Activités des Rives de Seine, 67 rue Saint Denis, 93582 SAINT-OUEN

Téléphone : 01 49 45 01 40

Fax : 01 49 45 01 31

PHILITEC : 515 Avenue Roland Garros, 78530 BUC

Téléphone : 01 39 56 03 02

Fax : 01 39 56 03 02

FILTRES OPTIQUES

EVAP mto : Z.I. de la Gaudrée, Rue d'Orsonville, 91410 DOURDAN

Téléphone : 01 60 81 17 53

Fax : 01 64 59 63 82

ELECTROMETRES ET SEMI CONDUCTEURS

ARIES : 44 bis, boulevard Felix Faure, 92320 CHATILLON

Téléphone : 01 46 57 41 71

Fax : 01 46 56 69 39

ISOMESURE : 1 allée de la roche, 78690 LES ESSARTS LE ROI

Téléphone : 01 30 41 52 43

Fax : 01 30 41 50 55

LEMAN : 10 avenue Ampère, Montagny le Bretonneux, 78051 ST QUENTIN
YVELINES

Téléphone : 01 30 45 88 00

Fax : 01 30 45 28 89

MEDI-TEST : Domaine technologique, immeuble AZUR, 91892 SACLAY

Téléphone : 01 69 41 10 00

Fax : 01 69 41 22 41

TECHNOLOGIE DIFFUSION : 6 rue du Dr Finlay, 75015 PARIS

Téléphone : 01 45 78 76 75

Fax : 01 45 78 66 56