



HAL
open science

Etude et développement d'un système de dosimétrie in vivo implantable basé sur la radioluminescence du nitrure du gallium GaN

Anas Ismail

► **To cite this version:**

Anas Ismail. Etude et développement d'un système de dosimétrie in vivo implantable basé sur la radioluminescence du nitrure du gallium GaN. Physique [physics]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2009. Français. NNT: . tel-00452623v1

HAL Id: tel-00452623

<https://theses.hal.science/tel-00452623v1>

Submitted on 10 Feb 2010 (v1), last revised 12 Feb 2010 (v2)

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE JOSEPH FOURIER, GRENOBLE 1

ECOLE DOCTORALE
INGÉNIERIE POUR LA SANTÉ, LA COGNITION ET
L'ENVIRONNEMENT

Doctorat d'université

Champ disciplinaire : Physique Radiologique et Médicale

AUTEUR

M. Anas ISMAIL

Titre

Etude et développement d'un système de dosimétrie in vivo implantable basé sur la radioluminescence du nitrure du gallium GaN

Thèse dirigée par : Pr. Jacques BALOSSO

Soutenue le 14 décembre 2009

Jury :

- Libor MAKOVICKA, Pr. Univ. de Franche Comté (Président du jury)
- Jean COLIN, Pr à l'université de Caen (rapporteur)
- Pascal FRANCOIS, Physicien médical HDR, Institut-Curie (rapporteur)
- Jean-Marc FONTBONNE, Ingénieur de recherche, CNRS IN2P3 à Caen (examinateur)
- Didier PAUL, Physicien médical HDR, CEA (examinateur)
- Patrick PITTET, Ingénieur de recherche, INL (co-encadrant)
- Jean Yves GIRAUD, Physicien médical HDR, CHU (co-dir)
- Jacques BALOSSO, Pr UJF (dir)

A

Mon père, ma mère

Ma petite Carla, mon amour Razan

Mon frère Iyas, Salwa, et la petite Yasmin

*La mémoire de ma grand-mère, Oncle Saad, mes tantes
Nada et Chaza*

Mon beau père Ahmad, ma belle mère Amina

Et toute ma famille et mes amis

Remerciements

Tout d'abord, je dois remercier du fond du cœur la personne qui m'a supporté pendant tous les années de thèse, et qui à chaque déception me donne l'espoir et le courage à continuer. Sans elle, je ne serais pas arrivé là. Elle est l'amour de ma vie, ma femme Razan.

Je voudrais remercier la personne qui est pour moi l'exemple dans la vie, qu'il est toujours là quand j'ai besoin de l'aide, simplement j'espère être comme lui, c'est mon frère Iyas.

Ce travail a été effectué au sein du service de radiothérapie du CHU de Grenoble. Je tiens à remercier le professeur Michel BOLLA de m'avoir accueilli dans son Service durant la réalisation de ce travail.

J'exprime à Messieurs Libor MAKOVICKA, Jean COLIN, Pascal FRANCOIS, Jean-Marc FONTBONNE, et Didier PAUL, toute ma gratitude pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail en acceptant de faire partie du jury. Je remercie en particulier Jean COLIN et Pascal FRANCOIS qui ont accepté d'être les rapporteurs de ce travail.

Je tiens particulièrement à témoigner toute ma reconnaissance à Jacques BALOSSO qui a dirigé ce travail. Merci pour sa disponibilité, la patience avec laquelle il a répondu à mes nombreuses questions, ses conseils et son aide. Merci simplement pour tout ce qu'il a fait pour moi.

Mes remerciements vont également à Patrick PITTET. Merci pour tout le temps qu'il a passé avec moi. Sa compétence scientifique, son exigence et sa rigueur resteront pour moi un exemple à suivre.

Je remercie aussi Jean Yves GIRAUD, Jean Marc GALVAN, et Guo-Neng LU qui m'ont fait profiter de leur longue expérience scientifique et de leurs conseils précieux.

J'exprime également mes reconnaissances et mon amitié à Jean Yves LOISY et Luis MONTEIRO pour leur gentillesse, leur disponibilité, et leur aide pour réaliser les manip tout au long de la thèse.

Je suis certain que je ne pourrai penser à ces années passées à Grenoble sans me souvenir de Tarafa et Dareen MUSTAFA, de toutes les longues et nombreuses soirées, discussions... Je profite de cette occasion pour leur témoigner mon amitié. J'exprime mon amitié aussi à Hazem HASSAN, Lama ALHASSAN, et Salem IBRAHIM.

J'aimerais adresser un grand merci à tous les membres du service de radiothérapie au CHU de Grenoble. J'exprime en particulier mon amitié à Roddy SIHANATH, Patrick VASSAL, et Pierre Jean LEPAGE. J'ai eu beaucoup de chance de travailler dans un laboratoire de haute qualité aussi bien sur le côté scientifique qu'humain.

J'exprime mon amitié à mon compatriote Abdülhamid CHAIKH avec qui je partage mon bureau au laboratoire.

Je remercie beaucoup Monsieur Joël HERAULT et toute l'équipe du service de protonthérapie du centre Antoine Lacassagne de Nice, de nous accueillir dans leurs service pour réaliser des testes sous le faisceau de protons.

Je remercie également le Commissariat à l'Energie Atomique Syrien pour avoir financé mes études durant ces années de thèse.

Enfin, je ne peux pas oublier mes enseignants (es) depuis l'école primaire à Massyaf, et jusqu'à l'Institut Supérieur des Sciences Appliquées et de Technologie de Damas. Tout particulièrement, je remercie mon père qui m'a appris les mathématiques, et ma mère à qui je dois ma connaissance du français.

Grenoble Le 10 février 2010

Table des matières

REMERCIEMENTS.....	4
TABLE DES MATIERES	6
RESUME.....	9
ABSTRACT.....	10
I. CHAPITRE 1: INTRODUCTION	13
TABLE DES FIGURES	14
TABLE DES TABLEAUX.....	14
I.1 CONTEXTE GENERAL.....	15
I.2 RADIOTHERAPIE	17
I.2.1 Radiothérapie conventionnelle.....	18
I.2.2 IMRT.....	19
I.2.3 Dosimétrie <i>in-vivo</i>	20
I.3 PROBLEMATIQUE, LA DETECTABILITE DES ERREURS	22
I.3.1 Introduction.....	22
I.3.2 Les Erreurs en radiothérapie externe (Benedick A Fraass K. L., 1998).....	22
I.3.3 Hiérarchie des erreurs détectables.....	23
I.4 ETAT DE L'ART DES DETECTEURS POUR LA DOSIMETRIE IN VIVO	24
I.4.1 Dosimétrie par conversion radioélectrique	24
I.4.1.1 La chambre d'ionisation.....	24
I.4.1.2 Les semiconducteurs	25
I.4.1.2.1 Théorie des bandes	25
I.4.1.2.2 Les diodes	26
I.4.1.2.3 Le MOSFET.....	30
I.4.1.3 Le diamant	33
I.4.2 Dosimétrie par conversion radioluminescente.....	34
I.4.2.1 Dosimétrie par thermoluminescence.....	35
I.4.2.2 Luminescence Stimulée Optiquement (OSL)	36
I.4.2.3 Fibre scintillante	38
I.4.4 Dosimétrie 2D.....	39
I.4.5 Dosimétrie à l'Alanine (IAEA, 2005)	41
I.5 DOSIMETRIE PAR RADIOLUMINESCENCE DE MATERIAUX SEMICONDUCTEURS A GAP DIRECT .	42
I.6 CONTRAINTES GENERALES DE LA DOSIMETRIE IN-VIVO	47
I.7 CONCLUSION	47
I.8 REFERENCES.....	48
II. CHAPITRE 2 : MATERIEL ET METHODES	53

TABLE DES FIGURES	54
TABLE DES TABLEAUX.....	55
II.1 INTRODUCTION.....	56
II.2 CHOIX DU MATERIAU SEMICONDUCTEUR RADIOLUMINESCENT	56
II.2.1 <i>Rappel sur l'interaction rayonnement/matière dans les matériaux semiconducteurs (H.Mathieu, 2001)</i>	56
II.2.2 <i>Le nitrure de gallium GaN</i>	58
II.2.2.1 <i>Caractérisation en photoluminescence du nitrure de gallium GaN</i>	60
II.3 CHOIX DES FIBRES OPTIQUES.....	62
II.4 LE SYSTEME DE PHOTODETECTION.....	65
II.4.1 <i>Filtrage très sélectif</i>	65
II.4.2 <i>Détection spectrométrique</i>	67
II.4.2.1 <i>Détection spectrométrique à deux canaux</i>	67
II.4.2.1.1 <i>Rappel des notions de base sur les réseaux de diffraction</i>	71
II.4.2.1.2 <i>Caractérisation du système de détection à deux canaux</i>	73
II.4.2.2 <i>Détection spectrométrique à 32 canaux</i>	75
II.4.2.2.1 <i>Caractérisation du système de détection à 32 canaux</i>	76
II.4.3 <i>Mesure différentielle</i>	78
II.5 ACQUISITION DES DONNEES	80
II.5.1 <i>Mise en forme du signal de sortie du système étudié</i>	80
II.5.2 <i>Choix de présentation des données comparatives entre le système étudié et la chambre d'ionisation de référence</i>	82
II.6 LA SONDE IMPLANTABLE.....	84
II.7 CONCLUSION	87
II.8 REFERENCES.....	89
III. CHAPITRE 3: RESULTATS.....	91
TABLE DES FIGURES	93
TABLE DES TABLEAUX.....	95
III.1 INTRODUCTION.....	96
III.2 ÉVALUATION DE LA DETECTABILITE DE CERTAINS TYPES D'ERREURS.....	96
III.2.1 <i>L'ouverture du champ</i>	96
III.2.2 <i>Energie</i>	99
III.2.3 <i>DSP</i>	99
III.2.4 <i>Variation de rotation</i>	100
III.2.5 <i>Collimateur multi-lames (MLC)</i>	101
III.3 CARACTERISATION EN PHOTOLUMINESCENCE DU GAN.....	102
III.3.1 <i>Dépendance à la température de la photoluminescence du GaN fortement dopé</i>	104
III.3.2 <i>Effet de l'irradiation sur les caractéristiques spectrales du GaN</i>	105
III.4 LE SIGNAL DE DETECTION EN TEMPS REEL	108
III.5 L'EFFET DE L'OUVERTURE DU CHAMP D'IRRADIATION	109
III.6 REPETABILITE ET REPRODUCTIBILITE	114

III.6.1	La répétabilité du système.....	114
III.6.2	La reproductibilité du système.....	117
III.7	LINEARITE.....	120
III.8	DEPENDANCE DU DEBIT DE DOSE.....	122
III.9	DEPENDANCE ANGULAIRE.....	126
III.10	COURBE DE RTM.....	128
III.11	DEPENDANCE A L'ENERGIE.....	133
III.11.1	Equivalence GaN-tissu.....	133
III.11.2	Dépendance à l'énergie des photons.....	135
III.11.3	Dépendance à l'énergie des électrons.....	136
III.12	TENUE A L'IRRADIATION.....	139
III.13	STERILISATION DE LA SONDE GaN-FIBRE OPTIQUE.....	141
III.13.1	Effet de la stérilisation sur la réponse du système GaN-fibre.....	141
III.13.2	Courbe RTM d'une sonde stérilisée.....	142
III.13.3	Dépendance à l'énergie du faisceau des électrons d'une sonde stérilisée.....	146
III.14	ANALYSE DE LA RADIOLUMINESCENCE DU SYSTEME GaN-FIBRE AVEC LE SPECTROMETRE 32 VOIES.....	149
III.15	CONCLUSION ET LIMITES DE CES RESULTATS.....	154
III.16	REFERENCES.....	157
IV.	CHAPITRE 4 : DISCUSSIONS ET PERSPECTIVES.....	159
	TABLE DES FIGURES.....	160
	TABLE DES TABLEAUX.....	160
IV.1	DISCUSSIONS.....	161
IV.1.1	Travaux comparables.....	161
IV.1.2	Limites de ce travail.....	163
IV.1.3	Aspect originaux et contribution à l'avancement de la problématique.....	165
IV.2	PERSPECTIVES.....	167
IV.2.1	Industrialisation du procédé.....	167
IV.2.1.1	Intégration et développements cliniques du système.....	167
IV.2.1.2	Étapes prévues pour le développement préindustriel.....	173
IV.2.2	Autres champs d'utilisation.....	174
IV.2.2.1	Curiethérapie.....	175
IV.2.2.2	Hadronthérapie (faisceaux de protons).....	178
IV.3	REFERENCES.....	182
	CONCLUSION.....	183
	ANNEXE : PUBLICATIONS SUR CE TRAVAIL.....	184

Résumé

Cette thèse a pour objectif de caractériser un système dosimétrique in vivo implantable pour la radiothérapie externe capable de réaliser, en temps réel, une mesure directe de la dose absorbée dans le volume cible. Ce système, nommé SECURIDOSE, met en œuvre une sonde implantable qui comporte à son extrémité distale un cristal de nitrure de gallium radioluminescent.

La transduction par radioluminescence du nitrure de gallium a été étudiée et ses performances intrinsèques ont été comparées avec celles d'autres techniques de transduction mises en œuvre en dosimétrie in vivo. Ce mode de transduction offre un avantage en termes de rendement de transduction qui est de 10^5 photons/MeV, ce qui correspond à un rendement relatif de 250% par rapport à celui du NaI : Tl (scintillateur de référence). Le GaN a un temps de réponse très court (<1 ns). Son émission bande à bande dans le UV est bien adaptée à une mesure en temps réel de la dose. Son spectre d'émission est étroit ce qui facilite la réjection spectrale des luminescences parasites.

Les sondes dosimétriques conçues à l'INL et qui intègre le transducteur GaN ont été caractérisées sous faisceau d'irradiation clinique. Les mesures de la caractérisation du système dosimétrique démontrent que la répétabilité du système est de l'ordre de 1.6%. Les premiers résultats obtenus en simulation montrent qu'avec cette précision de mesure, il est possible de détecter certains dysfonctionnements dans la procédure de traitement comme une erreur sur la taille du champ, sur l'énergie, et/ou sur la DSP. Par contre, il a été montré en simulation qu'en radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT), le dosimètre implanté à l'isocentre ne permet pas de détecter une défaillance de déplacement de deux lames du collimateur multi-lâmes. Pour cela, il sera nécessaire d'associer au système SECURIDOSE un système 2D dédié disponible sur le marché comme le système David® de PTW ou COMPASS® d'IBA. Le système proposé offre une réponse linéaire avec la dose d'irradiation qui ne dépend pas du débit de dose. Cette réponse reste linéaire même pour des doses d'irradiation très supérieures à celles délivrées au patient. De plus, les sondes SECURIDOSE restent opérationnelles après un cycle de stérilisation Gamma avec une irradiation par une source de ^{60}Co à une dose de 29 kGy. Le GaN n'a pas une dépendance angulaire. Le seul désavantage du système, est la dépendance à l'énergie du faisceau du fait que le GaN n'est pas équivalent tissu. Une variation de 4.5% de la réponse du système a été observée entre deux énergies de faisceaux de photons 6MV et 18MV.

Plusieurs systèmes de photodétection développés à l'INL et implémentant différentes techniques de réjection des luminescences parasites (filtrage très sélectif en longueur d'onde, méthode différentielle spectrale et détection spectrométrique) ont été testés. Les points forts et faiblesses de chaque système de photodétection ont été mis en évidence à partir d'études de caractérisation réalisées sur des installations cliniques. La méthode qui a été principalement utilisée est la méthode bi-canal associant un réseau de diffraction et deux tubes photomultiplicateurs. Cette méthode combine la sélection spectrale et la mesure différentielle. Une deuxième génération de module de détection qui implémente une photodétection spectrométrique sur 32 canaux est en cours de caractérisation.

L'ensemble de ce travail sert de base à une démarche de valorisation et d'industrialisation du système.

Mots clés: dosimétrie *in-vivo*, semiconducteurs à gap direct, radioluminescence, détecteurs implantables, radiothérapie.

Abstract

This work presents characterization studies of an implantable real-time dosimetric probe for in-vivo dosimetry named SECURIDOSE. The probe consists of a small volume of Si-doped GaN as scintillator coupled with an optical fiber which ensures the transmission of the radioluminescence signal. GaN is a wide direct gap semiconductor with high yield of light (10^5 photons/MeV), and very short rising time (<1 ns). Its near-band-edge emission in UV range is very suitable for real time measurements. Its narrow emission allows background rejection by spectral filtration.

The photodetection system must enable an effective rejection of the background emissions in order to isolate the radioluminescence contribution of GaN. Several methods can be applied to extract the useful signal like a selective spectral filtering, the implementation of a differential measurement, or a spectrometric analysis of the signal. The method which was mainly used in this project is the bi-channel method which consists of a diffraction grating and two photomultiplier tubes. This method combines the spectral selection and the differential measurement. A second generation of photodetection module implements a multianode photomultiplier tube and a spectrometric detection on 32 channels is being characterized.

Measurements of the dosimetric characterization of the system under the treatment conditions show that the repeatability of the system is good with a maximal difference of 1.6%. The first results obtained by simulation show that with this accuracy, it is possible to detect many dysfunctions in the treatment procedure like the error of the field size, energy, and the SSD. The proposed system offers a linear readout with the delivered dose which does not depend on the dose rate. Moreover, SECURIDOSE probes remain operational after a cycle of gamma ray sterilization with a source of ^{60}Co with a dose of 29 kGy. GaN has no angular dependence. A disadvantage of the system is its mild energy dependence due to the fact that GaN is not tissues-equivalent. A variation of about 4.5% of the system response was observed between 6MV and 18MV photon beams.

This work is a preliminary study for an industrial development.

Keywords: In vivo dosimetry; wide gap semiconductors; radioluminescence; Radiotherapy; Implantable radiation detectors.

Chapitre 1: Introduction

I. Chapitre 1: Introduction

Table des matières

I. CHAPITRE 1: INTRODUCTION	13
TABLE DES FIGURES	14
TABLE DES TABLEAUX.....	14
I.1 CONTEXTE GENERAL.....	15
I.2 RADIOTHERAPIE	17
I.2.1 Radiothérapie conventionnelle	18
I.2.2 IMRT.....	19
I.2.3 Dosimétrie <i>in-vivo</i>	20
I.3 PROBLEMATIQUE, LA DETECTABILITE DES ERREURS	22
I.3.1 Introduction.....	22
I.3.2 Les Erreurs en radiothérapie externe (Benedick A Fraass K. L., 1998).....	22
I.3.3 Hiérarchie des erreurs détectables	23
I.4 ETAT DE L'ART DES DETECTEURS POUR LA DOSIMETRIE IN VIVO	24
I.4.1 Dosimétrie par conversion radioélectrique	24
I.4.1.1 La chambre d'ionisation.....	24
I.4.1.2 Les semiconducteurs	25
I.4.1.2.1 Théorie des bandes	25
I.4.1.2.2 Les diodes	26
I.4.1.2.3 Le MOSFET.....	30
I.4.1.3 Le diamant	33
I.4.2 Dosimétrie par conversion radioluminescente.....	34
I.4.2.1 Dosimétrie par thermoluminescence.....	35
I.4.2.2 Luminescence Stimulée Optiquement (OSL)	36
I.4.2.3 Fibre scintillante	38
I.4.4 Dosimétrie 2D.....	39
I.4.5 Dosimétrie à l'Alanine (IAEA, 2005)	41
I.5 DOSIMETRIE PAR RADIOLUMINESCENCE DE MATERIAUX SEMICONDUCTEURS A GAP DIRECT .	42
I.6 CONTRAINTES GENERALES DE LA DOSIMETRIE IN-VIVO	47
I.7 CONCLUSION	47
I.8 REFERENCES.....	48

Table des figures

Figure I-1: l'accélérateur linéaire (Source iconographique : Varian Medical System).....	17
Figure I-2: Procédure de préparation des traitements en radiothérapie conventionnelle	18
Figure I-3: Comparaison entre la radiothérapie conventionnelle et l'IMRT	19
Figure I-4: Les collimateurs multi-lames (Source iconographique : Varian Medical System).....	19
Figure I-5: Schéma de principe de la dose à mi-épaisseurs ($D_{1/2}$)	21
Figure I-6: Vue en coupe d'une chambre d'ionisation cylindrique	25
Figure I-7: La jonction PN	26
Figure I-8: L'interaction des rayonnements avec la diode.....	27
Figure I-9: Diodes placées sur un patient, en vue d'une dosimétrie <i>in vivo</i> (source IRSN).....	28
Figure I-10: Vue en coupe d'un dosimètre à diode.....	29
Figure I-11: Schéma de principe d'un MOSFET (Rosenfeld, 2006).....	30
Figure I-12: Système de dosimétrie in-vivo implantable utilisant un MOSFET (source SICEL)	32
Figure I-13: Ecarts à la dose prescrite aux patients atteint d'un a) cancer du sein, b) cancer de la prostate mesurés par le système de MOSFET implantable (source SICEL).....	33
Figure I-14: Schéma de principe de la radioluminescence a) spontanée b) stimulée	34
Figure I-15: Les signaux d'émission d'un système d'OSL.....	37
Figure I-16: Dosimètre OSL implantable (source RISOE).....	37
Figure I-17: une fibre scintillante plastique BCF-60 (source : Saint Gobain).....	38
Figure I-18: Le système de l'imagerie portale (Varian).....	40
Figure I-19: électroluminescence du nitrure de gallium.....	42
Figure I-20: Système de dosimétrie SECURIDOSE	43
Figure I-21: Energies de création des paires électrons/trous pour les différents matériaux utilisés dans les systèmes de dosimétrie in-vivo.....	44

Table des tableaux

Tableau I-1: le rendement de la radioluminescence du GaN et d'autres matériaux scintillants	44
Tableau I-2: Comparaison qualitative des différentes technologies.....	45
Tableau I-3: comparaison entre les différents systèmes de dosimétrie in-vivo	46

I.1 Contexte général

Ces dernières années ont été marquées en France par la succession de déclarations, depuis mai 2005, d'accidents plus ou moins graves en radiothérapie. Certains patients sont décédés des conséquences d'erreurs de calcul ou d'administration de la dose de radiothérapie. Dans aucun de ces cas n'était utilisé de système de mesure directe de la dose reçue par le patient. En effet, et ce de manière parfaitement routinière et acceptée dans la pratique standard actuelle, la dose en radiothérapie n'est pas mesurée au niveau du site irradié chez le patient, mais calculée grâce à un système complexe de simulation et de modélisation recourant à des outils informatiques fiables mais dont la qualité du résultat dépend de la chaîne de contrôle de qualité et de la rigueur de l'application pratique du traitement. Ce principe connaît une fragilité démontrée par ces accidents dans la mesure où le nombre de paramètres influençant directement la dose délivrée va croissant avec la complexité accrue des traitements modernes; complexité qui n'est pas toujours maîtrisée de manière optimale par les équipes médico-physico-techniques en place. D'où la nécessité pour une véritable sécurité du « produit final » qui est la dose délivrée, de disposer de moyens de mesure directe *in-vivo* au cours du traitement des patients. Ces accidents, qui ont été déclarés à l'Autorité de Sûreté Nucléaire, ont conduit à recommander une vérification systématique des traitements par dosimétrie *in vivo*. Les méthodes les plus faciles d'accès actuellement, et déjà utilisées par un certain nombre de services de radiothérapie (moins de 20%), sont des méthodes de mesure en surface, soit à lecture différée (TLD) soit à mesure directe continue (semi-conducteurs). Ces méthodes ne mesurent pas la dose absorbée par le volume cible, elles donnent soit la dose d'entrée soit la dose de sortie du faisceau dans lequel les détecteurs sont placés. Aussi seule une multiplication des dosimètres (entrée et sortie de chaque faisceau) et une modélisation du dépôt de dose permettent de donner une valeur de la dose absorbée par le volume cible. Ceci n'est réalisé couramment que pour le monitoring en temps réel des irradiations corporelles totales. Dans les autres cas une mesure de surface isolée ne permet de vérifier que la dose d'entrée calculée par la dosimétrie prévisionnelle est bien celle réalisée. Aussi, la dosimétrie de surface n'est pas indépendante de la modélisation du traitement et toute erreur en amont de la réalisation du traitement n'est donc pas forcément détectable.

Une mesure directe de la dose absorbée au niveau de la cible à traiter est au contraire totalement indépendante de la modélisation dosimétrique et peut donc représenter une véritable vérification de la réalisation du traitement. Bien utilisée elle aurait permis de détecter les erreurs des accidents récents dans trois cas sur quatre : accident de

Grenoble (Accident of Grenoble, 2005): la mesure aurait montré la valeur anormale de la dose délivrée après réduction du volume ; accident de Lyon (Accident of Lyon, 2006): la mesure aurait montré une déviation probablement supérieure à 10% à cause de l'énorme augmentation du volume de diffusé autour d'une toute petite cible ; accident d'Epinal (Accident of Epinal, 2007), comme pour celui de Grenoble, la dose anormalement élevée aurait été détectée ; l'accident de Tours n'aurait probablement pas été mis en évidence mais celui-ci représente une faute grossière de manipulation totalement indépendante de la dosimétrie.

Actuellement 160 000 radiothérapies sont pratiquées en France chaque année dans environ 175 centres de radiothérapie. On peut considérer qu'à terme le tiers de ces centres seront à même de pratiquer des radiothérapies complexes intégrant des traitements sophistiqués tels que des radiothérapies avec modulation d'intensité (IMRT). C'est donc plus de 60 centres en France qui pourraient être intéressés à court terme par la possibilité de réaliser des mesures *in-vivo* par dosimètre implantable, en parallèle ou à la place d'une éventuelle dosimétrie de surface rendue obligatoire, et cela pour environ un tiers ou un quart de leurs patients. Au total une estimation du potentiel initial d'application d'une méthode pratique de dosimétrie *in-vivo* implantable pourrait être de 20 à 30 000 applications par an en France.

Par comparaison, les dispositifs veineux implantables (DVI) qui se sont généralisés progressivement depuis le début des années 1980 pour tous les patients recevant une chimiothérapie anticancéreuse. Ces dispositifs sont déjà actuellement implantés chez environ 15 à 20% des patients en radiothérapie à cause du recours de plus en plus fréquent à des traitements combinés de chimio-radiothérapies concomitantes. Ce geste d'implantation est pratiqué, selon les centres et les équipes, par des chirurgiens, des anesthésistes ou des radiologues interventionnels sous anesthésie locale. Il existe donc déjà une certaine pratique « invasive » d'équipement des patients en préparation de leur radiothérapie qui est routinière dans de très nombreux centres. L'activité de mise en place d'un dosimètre implantable pourrait donc se greffer directement sur cette pratique reconnue. A titre d'information le prix moyen d'un DVI est de 150 à 200 € (non compté la mise en place) et le matériel n'est pas systématiquement retiré en fin d'utilisation.

I.2 Radiothérapie

La Radiothérapie correspond à l'usage de rayonnements ionisants tels que les photons, les électrons, et dans une moindre mesure, les protons et les neutrons pour traiter des tumeurs essentiellement cancéreuses. Le terme « radiothérapie externe » est utilisé pour différencier les traitements fournis par des accélérateurs linéaires, comme le montre la Figure I-1, de ceux réalisés par des sources radioactives placées à proximité ou à l'intérieur même de la tumeur, dans le corps du patient : on parle alors de « curiethérapie endocavitaire ou interstitielle » en France ou de « brachythérapie » dans les autres pays. La plupart des radiothérapies utilisent des faisceaux de rayons X de haute énergie (faisceaux polychromatiques de 4 à 25 MeV d'énergie maximale), des faisceaux d'électrons de hautes énergies (faisceaux monoénergétiques de 6 à 22 MeV) peuvent également être utilisés, seuls ou avec des faisceaux de photons. Le patient reçoit en général un traitement fractionné en plusieurs dizaines de séances ce qui représente un traitement long de plusieurs semaines (5-7 semaines) et souvent assez pénible du fait des effets secondaires aigus quasi obligatoires qui se développent (mucites, troubles du transit intestinal, asthénie, dénutrition, épidermites, etc.).

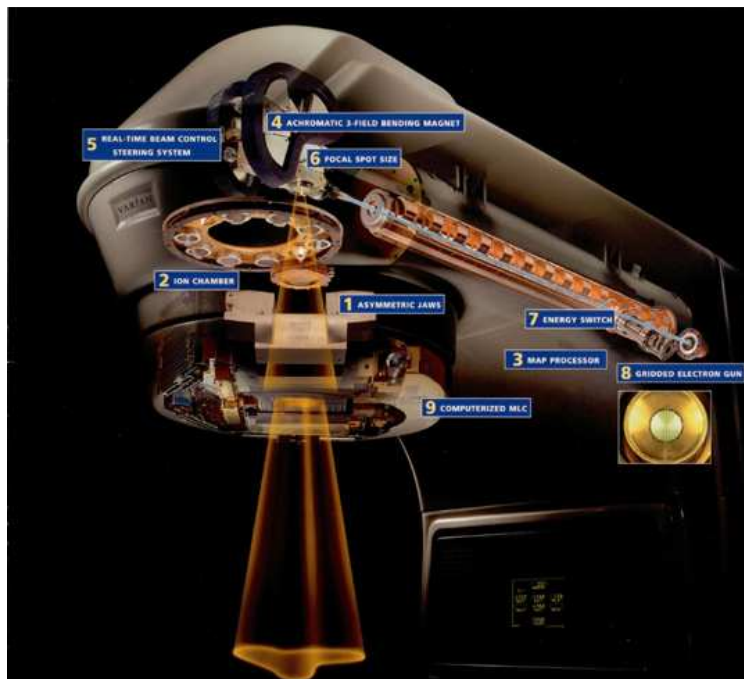


Figure I-1: l'accélérateur linéaire (Source iconographique : Varian Medical System)

I.2.1 Radiothérapie conventionnelle

Pour un patient traité par radiothérapie externe, la procédure de traitement est la suivante, comme le montre la Figure I-2. La définition du volume à traiter (généralement nommé "Volume cible") est établie à partir d'une série d'images scanner (CT) du patient effectuées en position de traitement avant le début du traitement. Ces données CT, contenant les informations anatomiques 3D spécifiques du patient, sont ensuite transférées à un système informatique de planification de traitement (TPS), où les paramètres physiques des faisceaux de rayonnement vont être définis (nombre de faisceaux, angles d'incidence, énergie, dimensions, accessoires, etc). Le TPS va alors calculer une distribution de dose en 3D, selon des algorithmes traduisant la modélisation des interactions rayonnement-matière. Une optimisation progressive du projet est possible grâce à la possibilité d'ajustement en temps réel des différents paramètres selon un cycle d'interaction convivial entre l'utilisateur et le TPS. La dose délivrée au patient est fractionnée en nombreuses séances, ou fractions, dont la valeur est d'environ 2 Gy chacune. Aussi le nombre de séances est-il lié à la dose totale qui est prescrite par le radiothérapeute et qui varie selon la pathologie à traiter. L'échelle de dose prescrite en radiothérapie externe est relativement ouverte, allant d'environ 20 à 80 Gy. Dans la plupart des radiothérapies conventionnelles, le seul système d'assurance qualité pour vérifier la dose délivrée repose sur la calibration et le contrôle de la chaîne de simulation et de calcul de la dose. Un système de dosimétrie *in-vivo* peut être utilisé ou non lors d'une procédure classique de radiothérapie, selon les disponibilités de chaque centre de traitement.

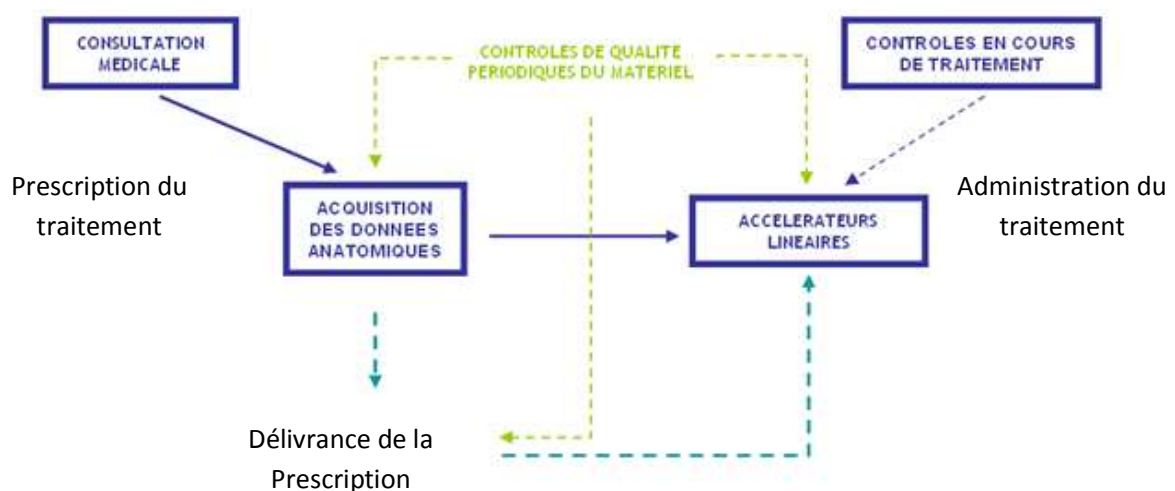


Figure I-2: Procédure de préparation des traitements en radiothérapie conventionnelle

I.2.2 IMRT

La Radiothérapie de Conformation avec Modulation d'Intensité (RCMI en français ou IMRT en anglais) est sans doute l'une des formes de radiothérapies la plus sophistiquée d'aujourd'hui. Par rapport à la radiothérapie conventionnelle, un plus grand nombre de faisceaux avec des angles d'incidences très divers sont utilisés comme le montre la Figure I-3. De plus, la dose est modulée par le système de collimateurs multi-lames (voir la Figure I-4) adoptant une combinaison de positions des lames différente et dynamique pour chaque champ.

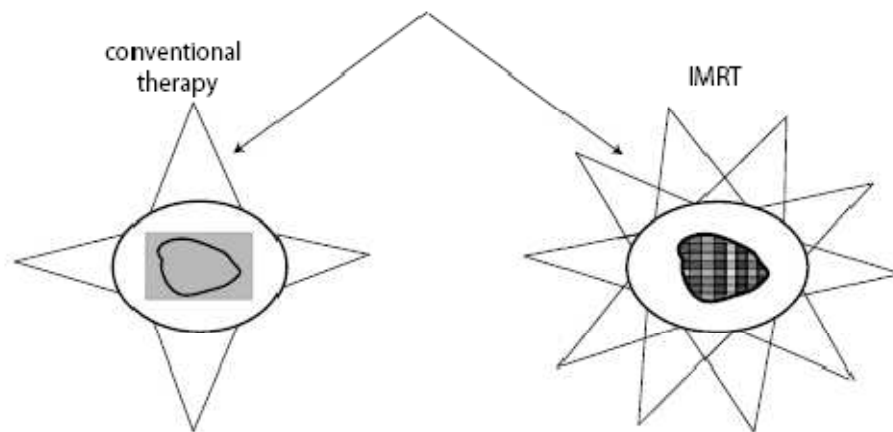


Figure I-3: Comparaison entre la radiothérapie conventionnelle et l'IMRT



Figure I-4: Les collimateurs multi-lames (Source iconographique : Varian Medical System)

La distribution de dose est « conformée » au plus près des limites de la tumeur, par conséquent, de forts gradients de dose sont observés en bordure du volume cible, et à distance les doses deviennent très faibles ce qui permet de protéger les tissus sains. Dans les logiciels de planification de traitements utilisés en IMRT, la définition anatomique du volume cible et de tous les autres tissus, la dose prescrite au volume cible mais aussi aux organes critiques et aux autres tissus sont entrés dans le logiciel, puis c'est l'algorithme qui calcule les meilleurs paramètres des faisceaux. Pour cette raison, l'IMRT est encore plus dépendante de l'ordinateur que le traitement classique. Par conséquent, un contrôle de la dose calculée est généralement effectué avant le traitement dans un fantôme équivalent tissu. Dans ce contexte sophistiqué, la dosimétrie *in vivo* représente une possibilité de contrôle difficile à mettre en œuvre mais pratiquement indispensable.

Actuellement, l'IMRT est utilisé plus particulièrement pour traiter les cancers de la prostate, les tumeurs ORL et celles du système nerveux central. L'IMRT a également déjà été utilisée dans d'autres situations : cancers du sein, thyroïde, poumons, ainsi que pour des tumeurs malignes gynécologiques et des sarcomes. Son développement est appelé à en généraliser l'application à l'ensemble de la radiothérapie externe par photons dans les années à venir.

I.2.3 Dosimétrie *in vivo*

La dosimétrie *in vivo* est la dernière étape de la longue série de procédures d'assurance qualité (AQ) en radiothérapie. Comme le terme « *in vivo* » l'indique, ces mesures sont réalisées pendant le traitement du patient ou au cours de la préparation de celui-là. Le capteur de mesure est placé soit sur la peau du patient à l'entrée et à la sortie du faisceau, soit à l'intérieur du patient. D'autres types de procédures d'assurance qualité sont effectués dans des fantômes. Le but de la dosimétrie *in vivo* est de vérifier le comportement de l'appareil médical (accélérateur linéaire dans le cas de la radiothérapie externe, ou unité d'imagerie diagnostique en radiologie) ou la validité du système de planification du traitement (TPS) ou la bonne réalisation de la procédure de traitement ou d'imagerie.

L'IMRT introduit aujourd'hui de nouvelles contraintes, telles que la nécessité de fournir une vérification dosimétrique en temps réel avec une haute résolution spatiale, une bonne sensibilité et une grande précision. Outre la dose au volume cible, les dosimètres

in vivo devraient permettre d'évaluer la dose délivrée aux organes radiosensibles et d'estimer la dose absorbée dans des situations où le TPS n'est pas fiable (par exemple à l'interface entre les tissus et l'air (poumons, peau, les tissus et les os)). Une méthode qui est actuellement utilisée pour estimer la dose délivrée est la dosimétrie de transit. Il s'agit de mesurer la dose en entrée et en sortie du patient. La dose délivrée par le faisceau testé est alors calculée à partir de ces deux doses mesurées. Dans le cas de l'utilisation d'un système de dosimétrie in vivo basé sur les diodes (Figure I-5), on place deux diodes à l'entrée et à la sortie du patient, et on calcule la dose à mi-épaisseur ($D_{1/2}$).

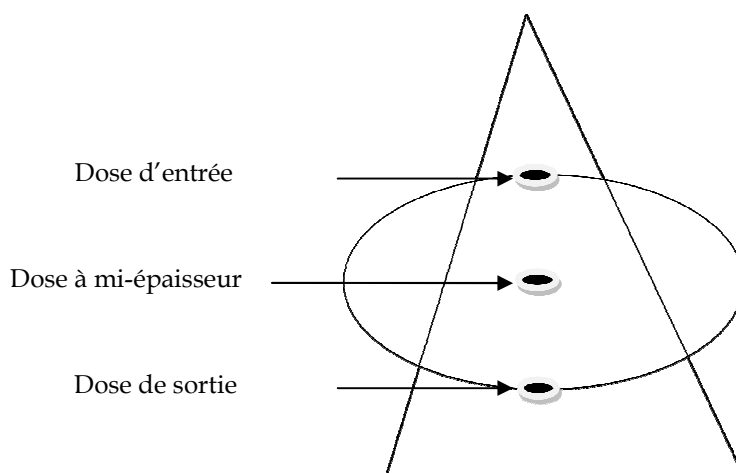


Figure I-5: Schéma de principe de la dose à mi-épaisseurs ($D_{1/2}$)

Cette dose à mi-épaisseur est reconstituée en multipliant la moyenne de la dose d'entrée et de la dose de sortie par une facteur de correction (FC) prenant en compte tous les paramètres d'influence : énergie du faisceau, taille du champ, distance de traitement, débit de dose, température et hétérogénéité des tissus.

$$D_{1/2} = \left(\frac{D_e + D_s}{2} \right) \times FC \quad (I.1)$$

La dosimétrie de transit peut être réalisée aussi par le système d'imagerie portale décrit ci-après dans le paragraphe I.4.4. L'inconvénient majeur est que cette dosimétrie de transit ne peut être appliquée qu'à des faisceaux fixes et doit être répétée autant de fois qu'il y a de faisceaux.

Pour satisfaire ces exigences, dans l'état actuel des connaissances, seul un système implantable est envisageable comme solution.

I.3 Problématique, la détectabilité des erreurs

I.3.1 Introduction

Avant de présenter différentes solutions pour réaliser des mesures in-vivo de la dose délivrée au patient pendant une radiothérapie, il convient de définir les différents types d'erreurs qu'on peut rencontrer lors d'une séance de traitement et d'identifier parmi celles-ci, celles qui pourraient être détectées par une mesure ponctuelle de dose.

I.3.2 Les Erreurs en radiothérapie externe (Benedick AF 1998)

On peut diviser les erreurs en radiothérapie externe en 5 catégories :

- Erreurs de calibration du LINAC : ce sont des erreurs systématiques qui peuvent être effectuées lors de l'étalonnage des différentes machines de traitement. Ce type d'erreurs est détectable par un système de dosimétrie in vivo systématique à condition qu'il n'ait pas été étalonné avec cet accélérateur.
- Erreurs humaines : elles peuvent se produire pendant la génération ou le transfert des différents types des données anatomiques ou dosimétriques (taille du champ, E, UM, DSP, accessoires,.....). La détectabilité de ce type d'erreurs dépend directement de la précision du système de dosimétrie in-vivo.
- Erreurs d'équipements:
 - erreurs informatiques aléatoires : comme la suppression automatique d'un faisceau de traitement.
 - erreur d'installation.
 - dysfonctionnements non détectés.
 - (MLC).

La détectabilité de ce type d'erreurs dépend du type de système de dosimétrie in-vivo utilisé.

- Erreurs de positionnement du patient : La détectabilité de ce type d'erreurs dépend directement à la précision du système de dosimétrie in-vivo.
- Modification de la cible: œdème, variation d'épaisseur ou de densité, erreur de patient. Ce type d'erreurs est détectable par dosimétrie in vivo systématique.

I.3.3 Hiérarchie des erreurs détectables

Dans le cadre de la sécurité dosimétrique que doit apporter la dosimétrie in-vivo, il nous paraît important de proposer une classification des erreurs afin de permettre un choix aussi opérationnel que possible pour un système de dosimétrie in-vivo. Cette hiérarchie n'est pas forcément une hiérarchie de gravité, en effet certaines erreurs peuvent être particulièrement graves et ne pas relever de la dosimétrie in-vivo : par exemple, une erreur de patient.

Les erreurs de positionnement sont les plus fréquemment rencontrées dans une procédure de radiothérapie. Pour que le système de dosimétrie in-vivo puisse détecter ce type d'erreurs il est nécessaire de positionner le détecteur au niveau des bordures de volume dans des zones à fort gradient de dose. La détectabilité dépend bien sûr de la précision du système utilisé. Cependant un tel usage de la dosimétrie in-vivo nécessite une multiplication des détecteurs car la vérification de base de la dose planifiée ne peut pas être faite en bordure de volume. Ceci montre bien que selon les ressources dont on dispose (multiplication des détecteurs ou un seul par patient) il faut opérer un choix a priori de ce que l'on veut pouvoir détecter. C'est en cela qu'il est important de hiérarchiser les erreurs à détecter dans une pratique clinique donnée. Cette hiérarchie appartient à chaque utilisateur.

Les erreurs les plus importantes à détecter et à contrôler par un système de dosimétrie in vivo sont d'une part les erreurs informatiques de calcul de dose ou de transmission d'information qui peuvent échapper à toute vérification non indépendante du TPS et d'autre part les erreurs humaines peu traçables qui peuvent se produire de manière aléatoire. Les petites erreurs sur l'ouverture du champ conduisent à des grandes conséquences sur les tissus sains environnant la tumeur, où une augmentation de l'ouverture d'un champ carré de 1 cm augmente le volume du corps irradié d'environ 22%. Ainsi, une erreur sur l'énergie du faisceau utilisée peut augmenter la dose délivrée au patient de manière significative. Des effets semblables peuvent être observés lors de la variation de la DSP. La précision du système utilisé joue un rôle très important dans la détection de ce type d'erreurs.

I.4 Etat de l'art des détecteurs pour la dosimétrie in vivo

Concernant la dosimétrie in vivo en radiothérapie, les principales technologies existantes ou émergentes reposent soit sur la radioluminescence de matériaux isolants scintillants stimulés thermiquement ou optiquement (OSL, TLD), soit sur un principe de conversion radioélectrique basé sur un composant semiconducteur (MOSFET, diodes, ...).

Dans ce paragraphe, sont présentées les différentes technologies de la mesure de dose qui peuvent être utilisées comme dosimètre in-vivo.

I.4.1 Dosimétrie par conversion radioélectrique

I.4.1.1 La chambre d'ionisation

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

Actuellement, la chambre d'ionisation sert de référence pour étalonner les autres types de détecteurs utilisés comme dosimètre in vivo en radiothérapie.

Il y a plusieurs types des chambres d'ionisation : La chambre d'ionisation ouverte qui est utilisée par les laboratoires de référence pour la mesure des radiations, la chambre cylindrique utilisée dans le domaine de la radiothérapie (voir la Figure I-6), et la chambre plate utilisée dans le domaine de la radiologie diagnostique, comme chambre moniteur dans les accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie, et utilisée en radiothérapie pour les faisceaux d'électrons. D'une manière générale, les dimensions des chambres d'ionisation en rendent l'implantation intracorporelle peu envisageable ou tout au moins pas de manière prolongée.

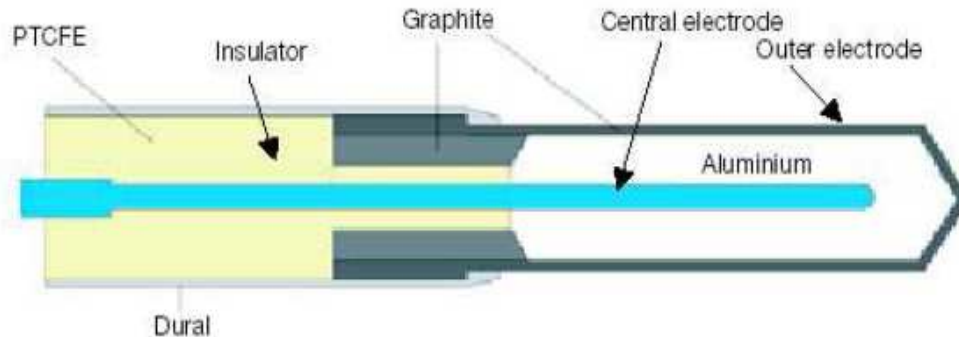


Figure I-6: Vue en coupe d'une chambre d'ionisation cylindrique

I.4.1.2 Les semiconducteurs

I.4.1.2.1 Théorie des bandes

Dans un réseau cristallin, on peut considérer qu'il existe deux bandes d'énergie permises qui jouent un rôle important dans la détermination des propriétés conductrices du matériau solide : la bande de valence qui est le domaine des niveaux d'énergie les plus hauts des électrons prisonniers du cristal, et la bande de conduction qui représente les niveaux d'énergie les plus bas des électrons libres de se déplacer dans le cristal. L'énergie qui sépare la bande de valence de la bande de conduction est appelée le gap. Si un électron acquiert un surcroît d'énergie plus grand que la valeur du gap, il peut sauter de la bande de valence à la bande de conduction où il sera libre de circuler, rendant ainsi le matériau conducteur de l'électricité.

La largeur du gap détermine donc les propriétés conductrices des matériaux ; soit le gap est presque nul comme dans le cas des métaux ce qui rend le mouvement des électrons entre les deux bandes très facile et explique la forte conductance des métaux ; soit la largeur du gap est très élevée ce qui rend très peu probable le passage des électrons d'une bande à l'autre, et représente la situation des isolants. Il existe aussi des cas intermédiaires que l'on appelle semi-conducteurs.

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

I.4.1.2.2 Les diodes

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

A l'interface, les électrons de la zone N vont diffuser vers la zone P. Pour combler les trous de cette zone. Ces électrons diffusés vont laisser des trous donc une zone positive de la zone N, et vont créer une zone chargée négative du côté P. Du fait de la diffusion des porteurs entre les zones N et P de la diode, il apparaît à l'interface entre les zones dopées N et P une zone de charge d'espace dépourvue de porteurs mobiles encore appelée zone déplétée comme le montre la Figure I-7.

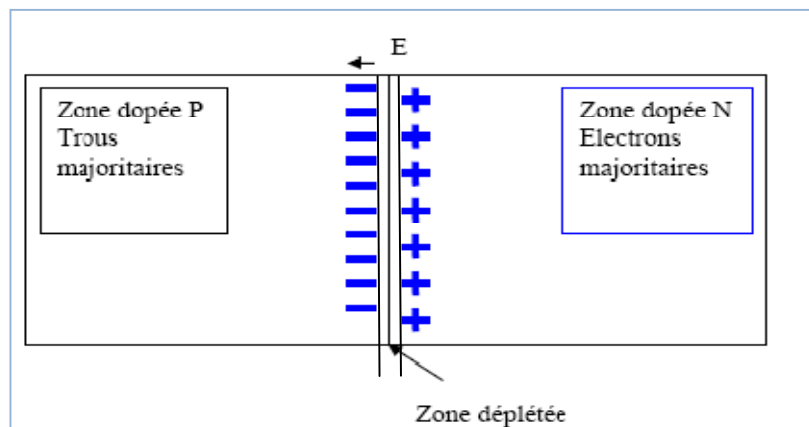


Figure I-7: La jonction PN

En pratique, les diodes sont réalisées de la manière suivante : à partir d'un matériau faiblement dopé d'un type donné, on implante par diffusion une forte concentration d'impuretés dopantes de l'autre type à une extrémité du barreau dopé. Actuellement, il existe deux types de diodes selon le mode de fabrication : une diode de type N (barreau dopé N avec forte implantation P), et une diode de type P.

L'interaction du rayonnement avec la diode va générer des paires électrons/trous dans tout le matériau semi-conducteur. Ces porteurs vont diffuser jusqu'à la zone déplétée où ils subiront l'effet du champ électrique intrinsèque et participeront au courant inverse de la diode. Ce courant est proportionnel au débit de dose. L'intégration de ce courant donne une information proportionnelle à la dose déposée dans la diode. La Figure I-8 présente un schéma du principe de mesure de la dose avec une diode.

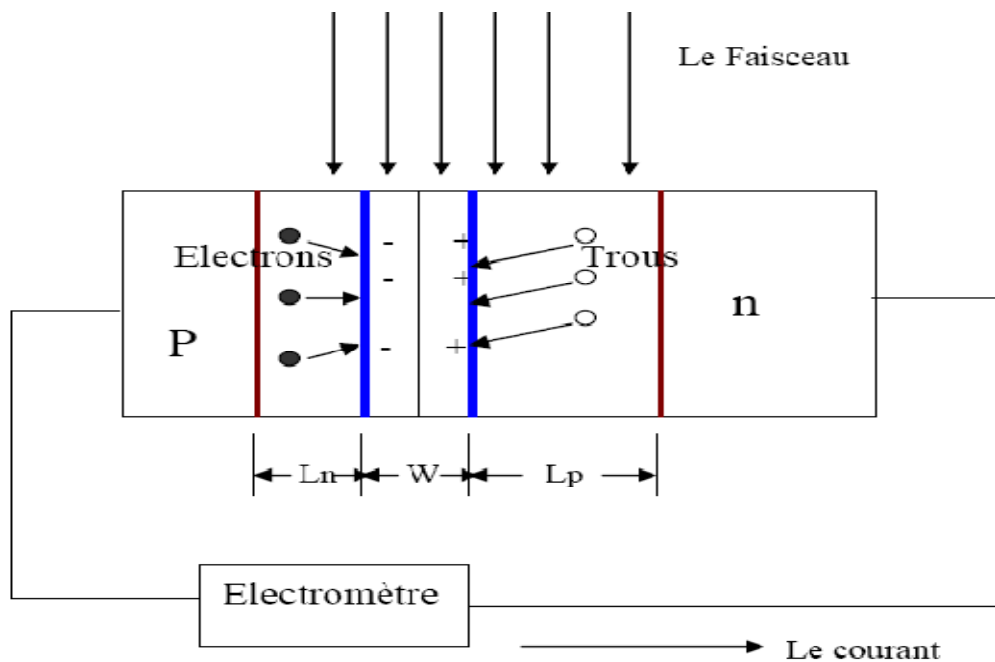


Figure I-8: L'interaction des rayonnements avec la diode

La diode est utilisée comme un système de dosimétrie in-vivo en la plaçant sur la peau du patient. Elle peut être utilisée pour mesurer la dose à l'entrée ou à la sortie du faisceau pour estimer la dose délivrée au patient comme le montre la Figure I-9.



Figure I-9: Diodes placées sur un patient, en vue d'une dosimétrie *in vivo* (source IRSN)

L'énergie moyenne pour créer une paire électron/trou dans une diode est relativement faible. Elle est de l'ordre de 3.6 eV. De plus, les diodes sont constituées de silicium (Si) qui a une grande densité (2,3 g.cm⁻³). Pour ces deux raisons, les diodes ont une grande sensibilité. Les diodes peuvent intrinsèquement fonctionner en mode « temps réel » puisqu'elles génèrent un courant qui est proportionnel au débit de dose.

L'irradiation va beaucoup plus affecter la durée de vie des « électrons » que celle des « trous » ce qui va par conséquent causer une perte de sensibilité beaucoup plus importante des diodes de type N que de type P (Rikner G 1987). Donc, il est préférable d'utiliser des substrats de type p pour les diodes, parce qu'ils sont plus robustes à l'irradiation et ils présentent des « courants d'obscurité » (courant de fuite en l'absence d'irradiation) plus faibles (Rosenfeld A 2006).

La sensibilité d'une diode varie en fonction de la température (Van Dam J 1990). La SVWT (ou Sensitivity Variation With Température) est de l'ordre de 0,1 %/°C (Grusell E 1986). La SVWT augmente avec l'irradiation du composant et peut atteindre 0,4 %/°C pour un détecteur de type P après une irradiation de 5 kGy avec un faisceau d'électrons d'énergie de 20 MeV. Puisque Le silicium (Z=14) n'est pas équivalent tissu (le Z moyen des tissus vivants est d'environ 7), l'interaction des rayonnements avec la diode par rapport aux tissus varie en fonction de l'énergie. Par conséquent, la sensibilité de la diode va augmenter aux basses énergies (inférieur à 200 keV) et donc conduire à une surestimation de la dose à ces énergies. La réponse des dosimètres à diode dépend aussi de la dose accumulée (≈ 0.2 à 4 % de perte de sensibilité par Gray du fait des défauts induits par l'irradiation). La réponse des dosimètres à diodes varie également avec l'angle d'incidence du faisceau. Cette variation est de l'ordre de 2% sur $\pm 45^\circ$.

Les avantages des diodes par rapport à d'autres systèmes, par exemple les TLDs (cf I.4.2.1) qui sont présentés plus loin, sont leur facilité d'utilisation, leur disponibilité sans « annihilation » (cf I.4.2.1) avant chaque utilisation, et leur étalonnage moins fréquemment nécessaire (Loncol T 1996) (Tung CJ 2004). Le système de dosimétrie in-vivo utilisant la diode a des dimensions relativement grandes (il fait 3cm de longueur et 7mm d'épaisseur). En plus, la diode est entourée par un capuchon pour garantir l'équilibre électronique comme le montre la Figure I-10.

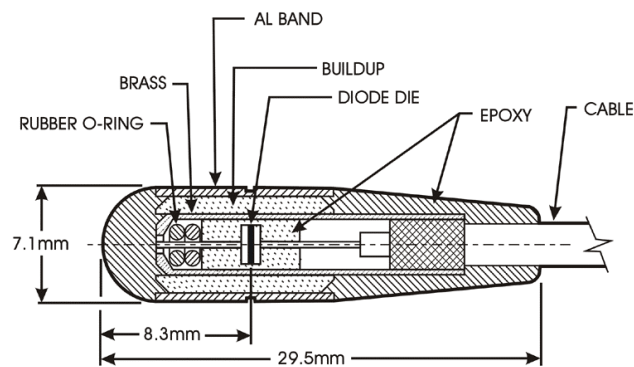


Figure I-10: Vue en coupe d'un dosimètre à diode

Du fait de la connectique et de l'encapsulation, il apparaît que les dosimètres à diodes sous leur forme actuelle sont mal adaptés pour la dosimétrie in vivo implantable.

Des dosimètres utilisant des semiconducteurs grand gap mis en œuvre sous forme de diodes Schottky sont en cours d'études (Grant J 2005) (Pini S 2003). Il s'agit d'utiliser du carbure de silicium ou un film diamant avec des contacts ohmiques (film obtenu par dépôt chimique en phase vapeur), l'avantage de ces matériaux est d'une part d'avoir un numéro atomique plus proche de celui des tissus et d'autre part d'obtenir une meilleure sensibilité qu'avec les diodes silicium.

I.4.1.2.3 Le MOSFET

Le MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) fait partie de la famille des transistors à effet de champ. La Figure I-11 représente un schéma de la structure d'un MOSFET.

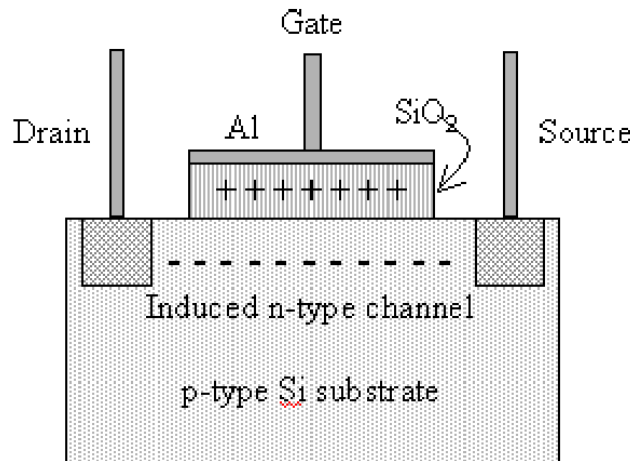


Figure I-11: Schéma de principe d'un MOSFET (Rosenfeld, 2006)

Le principe des dosimètres MOSFET est basé sur l'interaction des rayonnements avec l'oxyde de la grille (gate). L'énergie nécessaire pour créer des paires électron/trou dans l'oxyde est de 18 eV. Lors de l'irradiation du MOSFET, des paires électron/trou sont générées dans l'oxyde de la grille. Les charges positives diffusent vers l'interface Si/SiO₂ où elles sont piégées. Ces charges piégées forment une accumulation de charges positives ce qui modifie le courant qui circule dans le canal et de ce fait modifie la tension de seuil du transistor (V_{th}). En mesurant cette tension de seuil, on peut calculer la dose déposée dans le MOSFET.

Le MOSFET a deux modes de fonctionnement (Rosenfeld A 2006):

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

$$\Delta V_{th}^2 \sim 0.0022 D^{0.4} t_{ox}^2 \quad (I.2)$$

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

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

$$\Delta V_{th} = 0.04 D t_{ox}^2 f \quad (I.3)$$

Où : D la dose absorbée en grays et t_{ox} l'épaisseur d'oxyde en micromètres, f est la fraction des trous générés dans l'oxyde de la grille et qui ne disparaissent pas par recombinaison.

Les avantages du MOSFET sont : la possibilité d'une mesure instantanée et son petit volume, ce qui permet l'utilisation dans n'importe quelle région du corps (Ciocca M 2005). Le MOSFET mémorise la dose mais il ne peut pas revenir à son état initial. De plus, son utilisation est limitée à cause de l'effet directionnel qui est de l'ordre de $\pm 27\%$ pour 80° (Scalchi P 2005) (Ramani R 1997), le changement de sa sensibilité avec l'utilisation, et son temps de vie réduit (on peut mesurer jusqu'à 200mV qui correspond à une dose maximale entre 70-200 Gy selon le mode de l'utilisation). Les MOSFET ont en revanche une meilleure résolution spatiale. Ce qui est très satisfaisant pour les mesures des petits champs. Comme la transduction s'opère dans l'oxyde de grille SiO_2 qui n'est pas équivalent tissu, la réponse de MOSFET est dépendante de l'énergie du faisceau. Une étude montre que la précision du MOSFET est inférieure à celle des diodes (Précision 0.7% pour MOSFET et 0.05% pour les diodes P30) (Jornet N 2004). Une autre étude montre que la précision du MOSFET est un peu moins bonne que celle des TLDs pour les faisceaux de RX à basse énergie en radiothérapie superficielle dans le domaine de la centaine de kV (+/- 5.6% pour le MOSFET et +/-5% pour le TLD) (Cheung T 2003).

La précision des dosimètres MOSFET est affectée par le bruit en $1/f$ ($\approx 5\%$). De plus, la tension de seuil des MOSFET dépend de la température. Pour limiter les effets liés à la température, il est possible d'ajouter un deuxième MOSFET et réaliser une mesure différentielle, ou d'intégrer une diode PN pour mesurer cette température (Tarr N 2004).

Une étude montre que l'utilisation d'un micro-MOSFET comme dosimètre *in vivo* pour la radiothérapie per-opératoire est utile car sa précision est de 3.6% mais il reste l'inconvénient du temps de vie réduit des MOSFET (Ciocca M 2005).

Un des laboratoires de référence pour les dosimètres à base de composants semiconducteurs (conversion radioélectrique) est le « Centre for Medical Radiation

Physics » de l'Université de Wollongong (Australie). Il est à l'origine de systèmes micro MOSFET multi-usage utilisé pour la mesure de dose in vivo en radiothérapie externe et en curiethérapie (Rosenfeld AB 2002). Les dimensions de ce MOSFET sont de 1 mm x 1 mm avec une surface active de 200 μm x 200 μm . Ce dispositif n'est pas destiné à être implanté mais permet de réaliser une dosimétrie de surface (localisée au niveau de l'oxyde de la grille).

Un MOSFET a été introduit comme dosimètre implantable in vivo aux Etats Unis en 2003. Le système consiste en une capsule de verre dans laquelle il y a un MOSFET de type P-Channel, un microprocesseur, et un système de transmission du signal par une antenne comme le montre la Figure I-12. Ce système fait 20 mm de longueur et 2.1mm d'épaisseur (Scarantino CW 2004) (Beddar A.S., 2005). Ce système a été développé pour une implantation permanente. Les désavantages de ce système sont : ses grandes dimensions qui limitent l'utilisation de ce système pour les petits volumes, la possibilité de migration de ce système à distance du point de mesure initialement choisi (Scarantino CW 2005). C'est aussi très difficile de considérer l'abandon définitif de ce système dans l'organisme du patient à cause des risques d'inflammations et d'infections.

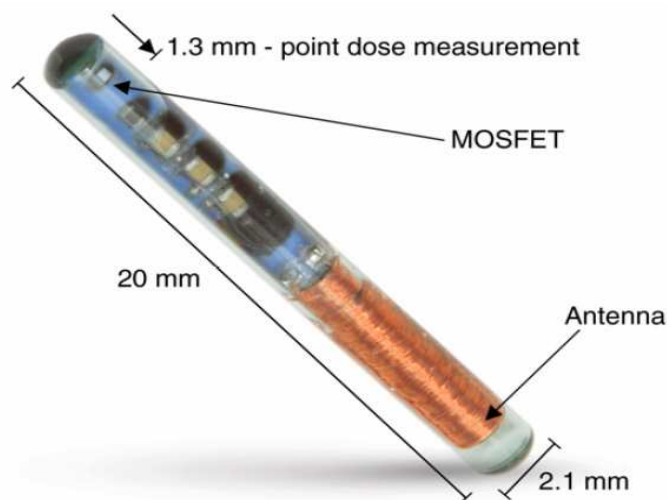
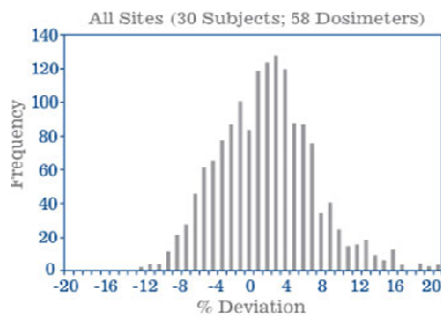


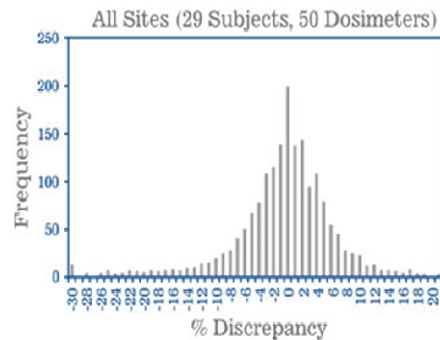
Figure I-12: Système de dosimétrie in-vivo implantable utilisant un MOSFET (source SICEL)

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

dose planifiée, et que 22% des patients ont reçu dose s'écartant de plus de 7%. Dans le cas du cancer de la prostate 36% des patients ont reçu des doses s'écartant de plus de 5% de la dose planifiée, et 21% des patients ont reçu des doses s'écartant de plus de 7%. Ces résultats publiés par SICEL sont rapportés dans la Figure I-13.



a) Cancer du sein



b) Cancer de la prostate

Figure I-13: Ecart à la dose prescrite aux patients atteint d'un a) cancer du sein, b) cancer de la prostate mesurés par le système de MOSFET implantable (source SICEL)

Une méthode d'implantation du MOSFET est d'utiliser le même type de cathéter que celui utilisé pour implanter la source radioactive d'iridium en curiethérapie (Hughes RC 1987). L'inconvénient de ce système est l'effet directionnel où il est noté que le changement de direction provoque un changement de sensibilité du détecteur de 25%.

I.4.1.3 Le diamant

Le diamant a été utilisé comme dosimètre *in vivo* depuis 1987 (Nam T 1987). La résistance du diamant change avec l'exposition aux rayonnements. Lorsqu'on applique une tension de polarisation, le courant résultant est proportionnel au débit de dose. L'intégration de ce courant donne la valeur de la dose déposée. Les avantages du diamant sont : son petit volume qui permet de mesurer la distribution de dose avec une excellente résolution spatiale, son équivalence tissu, et sa bonne tenue à l'irradiation. Mais son utilisation est limitée par sa dépendance à l'énergie et la nécessité d'une pré-irradiation avant l'utilisation pour réduire l'effet de polarisation. Il a une dépendance à la température de l'ordre de 0,1%/°C. Une étude montre que le diamant n'offre pas d'avantages importants par rapport aux diodes (Bucciolini M 2003).

I.4.2 Dosimétrie par conversion radioluminescente

Le dépôt d'énergie dans le matériau s'effectue selon un processus d'ionisation qui est soit direct, par un faisceau de particules chargées comme dans le cas du traitement par des électrons ou des hadrons, soit indirect comme dans le cas de photons X ou gamma. L'interaction des photons avec le matériau produit des particules chargées très énergétiques appelées les électrons secondaires. Ces électrons secondaires sont à l'origine du dépôt d'énergie dans le milieu.

En général, l'interaction du rayonnement avec le matériau du dosimètre génère un grand nombre de porteurs libres (paires électron-trou). Lors de l'irradiation, l'énergie déposée dans le milieu fait transférer des électrons de la bande de valence à la bande de conduction. Ces électrons, soit se recombinent avec des trous dans des centres de luminescence situés dans la zone interdite, et ceci s'accompagne d'une émission de photons de luminescence (UV, visible, ou infrarouge) libérée au cours de l'irradiation. Cette émission s'appelle radioluminescence spontanée (voir Figure I-14a) ; soit ces électrons sont piégés et stockés dans des pièges. Si on applique, après l'irradiation, une stimulation supplémentaire, soit thermique (dans le cas de la dosimétrie par thermoluminescence - TLD) (McKeever 2003) soit optique (dans le cas de la dosimétrie de luminescence stimulée optiquement - OSL) (Akselrod M 2006) on peut provoquer l'émission différée de photons de luminescence. La quantité de lumière alors émise est proportionnelle à la dose reçue par le matériau scintillant (voir Figure I-14b).

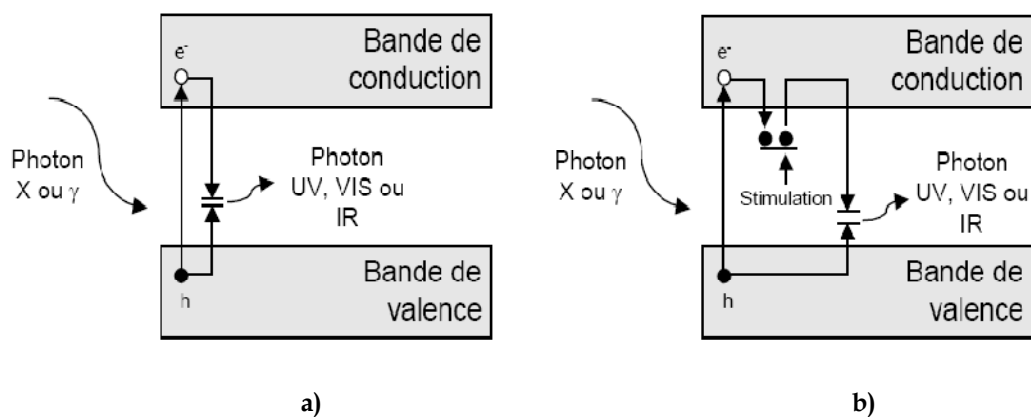


Figure I-14: Schéma de principe de la radioluminescence a) spontanée b) stimulée

L'effet Cerenkov qui produit une luminescence parasite est important à prendre en compte dans les dosimètres luminescents. Cette lumière parasite apparaît lorsque l'interaction du rayonnement avec le milieu produit des électrons secondaires de vitesse supérieure à celle de la lumière dans le milieu. En général, l'effet Cerenkov est négligeable dans le scintillateur lui-même mais lorsqu'on connecte celui-ci à une fibre optique, l'irradiation de la fibre optique elle-même va offrir un volume important au phénomène Cerenkov parasite, et donc selon la longueur de fibre optique irradiée cet effet peut ne plus être négligeable : pour les grands champs d'irradiation, le signal Cerenkov devient beaucoup plus grand que celui du scintillateur.

Actuellement, plusieurs méthodes de réjection sont utilisées : soit par discrimination spectrale (Frelin 2005), soit par l'utilisation de la discrimination temporelle (Justus B 2004), soit par l'utilisation d'une deuxième sonde de référence pour pratiquer une mesure différentielle (Archambault 2006).

I.4.2.1 Dosimétrie par thermoluminescence

La thermoluminescence est un phénomène de phosphorescence activé par la chaleur. Le signal de luminescence est proportionnel à la dose reçue par le matériau TLD (Duch MA 1998). Le dosimètre à thermoluminescence le plus fréquemment utilisé est constitué de cristaux de fluorure de lithium (LiF) mélangé à certaines impuretés (Mg, Ti) (El-Faramawy NA 2004). Il est considéré tissu équivalent. Il est vendu sous forme de poudre ou cube (1 mm^3) ou cylindre ($1 \text{ mm}^2 \times 6 \text{ mm}$). Il a une bonne sensibilité à partir de $10 \text{ } \mu\text{Gy}$ et permet des mesures de dose jusqu'à 1 kGy . Les TLD perdent de la sensibilité avec le temps. Pour prendre en compte cette perte de sensibilité, il faut les étalonner pour chaque énergie et avant chaque utilisation. Les TLD ont besoin d'être « annihilés » (remis à zéro par chauffage) après la lecture et avant leur utilisation. Leur réponse est linéaire dans le domaine des doses utilisées en cliniques.

Une étude (Duch MA 1998) montre que la précision des TLD utilisées comme dosimètre *in vivo* pour l'irradiation corporelle totale est inférieure à 2% donc ils sont considérés comme de bons dosimètres *in vivo* pour les ICT. Mais cette étude montre aussi les difficultés d'étalonnage de ces détecteurs si on utilise des protections plombées pulmonaires.

Le TLD n'est pas un dosimètre en temps réel. Il ne peut pas être utilisé comme système de dosimétrie *in-vivo* implantable.

I.4.2.2 Luminescence Stimulée Optiquement (OSL)

La Luminescence Stimulée Optiquement utilise des cristaux possédant des centres pièges et des centres de recombinaison. L'irradiation d'un cristal - comme dans le cas de la thermoluminescence - se traduit par l'excitation d'électrons dans la bande de conduction suivie d'une relaxation dans les centres pièges. Suite à une stimulation optique utilisant une lumière comme le laser, les électrons piégés sont excités vers la bande de conduction et, passant par les centres de recombinaison, émettent une luminescence visible. Là encore, l'intensité de celle-ci est proportionnelle à la dose déposée par l'irradiation initiale (Bøtter-Jensen L 1997).

Le matériau utilisé dans ce système de dosimétrie est un cristal d'alumine dopée au carbone ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) (McKeever 2003) (Marckmann CJ 2006). Une sonde fibrée basée sur la luminescence stimulée optiquement pour la dosimétrie médicale *in vivo* a été développée par Le « Radiation Research Department » du Risø National Laboratory (Roskilde, Danemark) (Aznar MC 2004). La sonde a été testée pour la radiothérapie et la mammographie avec une précision d'environ 2% (Aznar MC 2005).

Ce système a une grande précision, est stable et indépendant du débit de dose et peu dépendant de l'énergie du faisceau. L'autre avantage de ce système par rapport à la TLD est représenté par l'obtention de deux signaux (voir Figure I-15) : le premier est le signal de radio luminescence en temps réel pendant le traitement, et le deuxième est le signal de stimulation obtenue après l'irradiation en utilisant un laser permettant d'obtenir des informations plus précises.

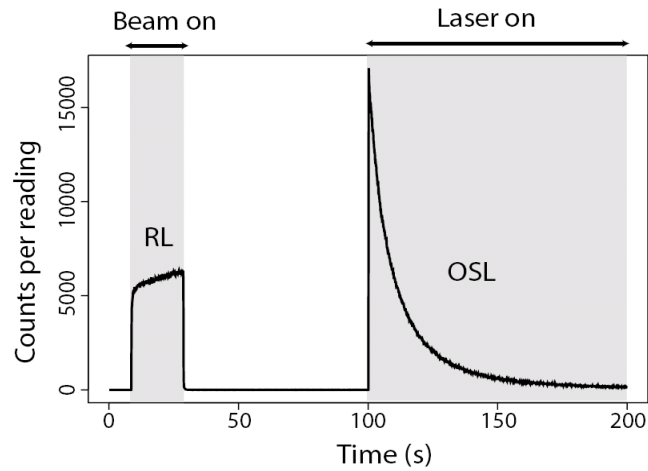


Figure I-15: Les signaux d'émission d'un système d'OSL

D'autres travaux sur la scintillation de Al_2O_3 pour réaliser des systèmes de dosimétrie sont en cours à l'« Optically/Thermally Stimulated Phenomena Laboratory » de l'Oklahoma State University et au CEA LIST qui a réalisé un dosimètre dont la partie active est de $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ (Ranchoux G 2002).

Le dosimètre OSL est utilisé comme système de dosimétrie *in-vivo* implantable pour la brachythérapie, où la sonde est placée dans un des cathéters utilisés dans l'application de brachythérapie pour mesurer la dose délivrée comme le montre la Figure I-16.

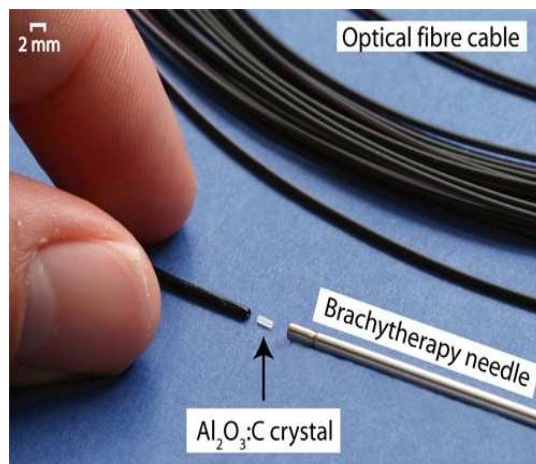


Figure I-16: Dosimètre OSL implantable (source RISOE)

Il existe une situation intermédiaire entre la TLD et l'OSL qui résulte de travaux portant sur des dosimètres fibrés à luminescence stimulée thermiquement : une sonde d'un

diamètre externe de 630 μm reçoit à son extrémité un disque fin thermoluminescent ($\text{CaF}_2 : \text{Tm}$, $\text{CaSO}_4 : \text{Mn}$). Sur ce disque est déposé un disque noir qui absorbe le rayonnement laser utilisé pour produire l'échauffement nécessaire à la stimulation thermique. Bien que de petite taille, cette solution du fait des températures de lecture (plusieurs centaines de degrés) n'est pas utilisable pour réaliser une sonde implantable (Huston AL 1996).

I.4.2.3 Fibre scintillante

Une fibre scintillante est une fibre optique. Le cœur de la fibre scintillante est fabriqué avec un matériau scintillant, alors que la gaine optique est non scintillante. Cette configuration permet d'optimiser le rendement de collecte du signal de scintillation. Actuellement, Il existe deux types de fibres scintillantes : inorganiques et plastiques. Dans le premier type, le cœur est en cristal scintillant alors que dans le deuxième type, le cœur est en plastique scintillant.

Les fibres scintillantes plastiques ont un cœur en polystyrène, qui est un matériau équivalent-tissu. Elles sont disponibles principalement pour des applications industrielles. La Figure I-17 montre une vue en coupe d'une fibre scintillante plastique d'après Saint Gobain.

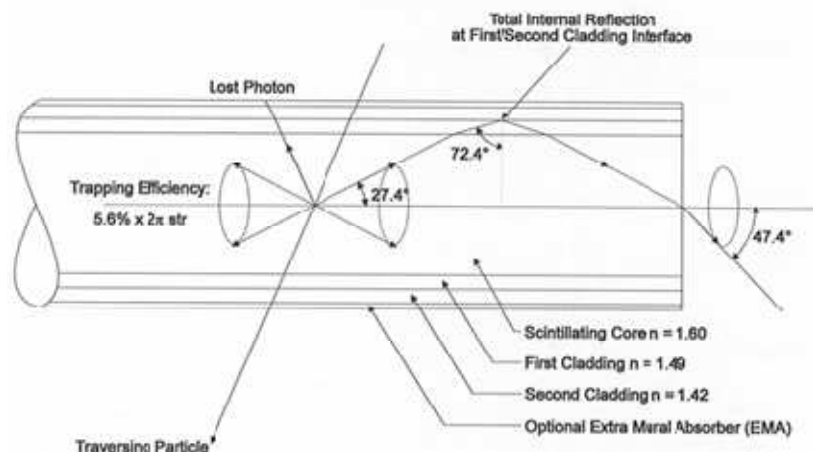


Figure I-17: une fibre scintillante plastique BCF-60 (source : Saint Gobain)

Les scintillateurs faits de fibres plastiques sont des systèmes de dosimétrie récemment développés pour la radiothérapie. La lumière produite dans le scintillateur, pendant

l'irradiation, est transmise par une fibre optique à un tube photomultiplicateur (TPM), situé à l'extérieur de la salle de traitement. La réponse du dosimètre à scintillation est linéaire dans la fourchette de doses de la radiothérapie. Ils peuvent être utilisés dans les cas où une haute résolution spatiale est nécessaire comme les régions de forts gradients de dose. Les fibres scintillantes permettent une mesure de dose en temps réel. Elles n'ont pas d'effet directionnel, ni de dépendance au débit de dose.

L'Université Laval au Canada propose actuellement le développement d'un système de dosimétrie in-vivo utilisant des fibres scintillantes plastiques nommées BCF-60 (Archambault L 2005). Cette fibre fait 1 mm de diamètre. Son émission de luminescence est centrée autour de 530 nm. La version la plus miniaturisée a un volume actif de 1.4 mm³. L'éventail de débits de dose mesurable s'étend de 10 cGy.min⁻¹ à 6 Gy.min⁻¹. La photodétection est réalisée par une caméra CCD refroidie.

Un des inconvénients de l'utilisation des fibres scintillantes est l'effet Cerenkov. Une étude (Frelin A 2006) a évalué que pour une irradiation de 1 Gy d'une fibre scintillante BCF-60, l'émission de Cerenkov est de l'ordre de $7 \cdot 10^8$ photons Cerenkov par millimètre de fibre irradié. L'émission spontanée de cette fibre scintillante est de l'ordre de $5 \cdot 10^{10}$ photons de scintillation. On peut constater que pour les champs d'irradiation utilisés en radiothérapie externe, la contribution de Cerenkov devient plus grande que la contribution utile. Ce qui montre l'importance de rejeter le signal de Cerenkov.

Le LPC (Laboratoire de Physique Corpusculaire) et le Centre François Baclesse (centre régional de lutte contre le cancer) de Caen ont développé une fibre scintillante de 1 mm de diamètre sur 1 mm de long qui devrait très prochainement passer en phase d'essais cliniques. Un élément remarquable de ce système est le mode de traitement du rayonnement Cerenkov rejeté par discrimination en extrayant le signal par des mesures simultanées dans différentes bandes spectrales (Fontbonne J 2002).

Les fibres scintillantes sont relativement peu sensibles, le nombre de photons de luminescence produit est d'environ 7000 ph/MeV.

I.4.4 Dosimétrie 2D

Dans ce paragraphe on présente un aperçu de la dosimétrie 2D avec le film radiographique (IAEA, 2005) ou avec le système d'imagerie portale (Boellaard R 1998).

Le système d'imagerie portale donne une mesure de la dose transmise à travers le patient. Une matrice de détecteurs de "silicium amorphe" est utilisée pour détecter les

faisceaux de traitement traversant le patient et pour former une image 2D. Les détecteurs de l'imagerie portale sont montés sur un bras motorisé, ce qui lui permet de se positionner avec précision dans les différentes directions. Ce système permet d'assurer la vérification du plan de traitement, essentiellement la précision du positionnement du patient, éventuellement sans augmentation de la dose reçue par le patient. Mais l'imagerie portale permet de faire plus que des images en 2D, elle peut aussi évaluer la précision de la distribution de dose pendant le traitement. Aussi, par un étalonnage rigoureux, ce système pourrait être utilisé comme un système de dosimétrie *in vivo*. La Figure I-18 montre un système d'imagerie portale.

Les grands avantages de ce système sont : son intégration à l'accélérateur linéaire, et le caractère 2D des informations qu'il fournit. Ses inconvénients sont sa mauvaise tenue vis-à-vis des fortes doses d'irradiation et sa faible résolution spatiale.



Figure I-18: Le système de l'imagerie portale (Varian)

Les films radiographiques peuvent être utilisés comme dosimètre *in vivo*. L'ionisation des grains de bromure d'argent suite à une irradiation forme une image latente qui est révélée par le développement. L'opacité du film est exprimée en densité optique (DO) après lecture à l'aide d'un densitomètre. La densité optique est une fonction de la dose absorbée. Ces films ont une excellente résolution spatiale 2D. Par contre l'intervalle de dose pour lequel les films radiographiques ont une réponse exploitable est limité. De plus la réponse est non linéaire et saturable. Ils sont aussi dépendants de l'énergie. Ces

films radiographiques servent principalement à la dosimétrie en électrons, et au contrôle de qualité des machines.

Il existe un autre type de films appelé films « radiochromiques ». Ces films contiennent un corps chimique qui se polymérise sous l'effet de l'irradiation. Le polymère est absorbant de la lumière. C'est la transmission de la lumière qui est mesurée avec un densitomètre approprié. Les films radiochromiques n'ont pas besoin d'être développés, ils ont une très haute résolution spatiale, et sont utilisables dans des régions de très haut gradient. Ils n'ont pas de dépendance avec le débit de dose et ils sont moins dépendants par rapport à l'énergie. Par contre, leur faible sensibilité demande une forte dose et ils coûtent très chers. Le film GafChromic™ est le plus utilisable en dosimétrie parce qu'il est presque équivalent tissu.

I.4.5 Dosimétrie à l'Alanine (IAEA, 2005)

L'alanine (Ala), un des aminoacides, pressée sous forme de barrettes ou de pastilles avec un liant inerte, peut être utilisée pour mesurer les fortes doses. Le dosimètre peut être utilisé pour une plage de dose débutant à 10 Gy avec une précision suffisante pour la radiothérapie. L'interaction des rayonnements avec le milieu conduit à générer des radicaux d'alanine dont la concentration peut être mesurée par spectrométrie de résonance paramagnétique des électrons (RPE, connue aussi comme Electron Spin Resonance). La lecture est non destructive. L'alanine est équivalent-tissu, donc il n'y a pas de dépendance à l'énergie. Le temps de décroissance du signal est très faible, ce qui permet de réaliser la mesure pendant de nombreux mois après l'irradiation. Une étude montre que la précision de la détermination de dose par la RPE a été dans la limite de +/- 5% pour des doses supérieures à 0.7 Gy (Ciesielski B 2003). La réponse dépend des conditions environnementales lors de l'irradiation (température) et de stockage (humidité). À l'heure actuelle, l'utilisation de l'alanine est limitée aux inter-comparaisons dosimétriques entre hôpitaux.

I.5 Dosimétrie par radioluminescence de matériaux semiconducteurs à gap direct

Dans un semi conducteur à gap direct, le maximum de la bande de valence correspond au minimum de la bande de conduction ce qui donne une forte probabilité de recombinaison radiative. Ainsi, le retour d'un électron depuis la bande de conduction vers la bande de valence au cours de la désexcitation se fait principalement par des transitions bande à bande sous forme de photons de luminescence. Comme l'excitation résulte du dépôt d'énergie par un faisceau haute énergie, on parle de radioluminescence. Les transitions bande à bande produisent une radioluminescence spontanée sans nécessiter d'appliquer un stimulus optique ou thermique. Selon « l'écart » entre ces deux bandes de valence et de conduction (largeur de zone interdite), l'émission sera plus ou moins énergétique ce qui modifie sa longueur d'onde. Ces semi-conducteurs sont utilisés dans le domaine optoélectronique. Il suffit d'utiliser un courant électrique pour créer une émission de luminescence assez importante. La Figure I-19 montre l'émission électroluminescente du nitrure de gallium (GaN).



Figure I-19: électroluminescence du nitrure de gallium

Les semiconducteurs à gap direct ont d'excellentes performances (Derenzo S 2002): un rendement de luminescence élevé par rapport aux matériaux scintillants, un temps de montée du signal assez rapide ($<1\text{ns}$). Ces excellentes performances permettent d'utiliser les semiconducteurs à gap direct pour les détecteurs en microscopie électronique (Schenk P 2007) ou en analyse spectrale de faisceaux haute énergie (Kastalsky A 2006).

Dans le but de développer un système de dosimétrie in-vivo implantable basé sur les semiconducteurs à gap direct, le projet SECURIDOSE a été initié en 2006 en

collaboration entre le service de radiothérapie du CHU de Grenoble, et l'institut de nanoélectronique de Lyon.

Le système met en œuvre une sonde implantable, où un fragment de semiconducteur à gap direct, ici du nitrure de gallium (GaN), est encapsulé dans une cavité à l'extrémité d'une fibre optique de faible diamètre ($< 800\mu\text{m}$). Cette sonde est reliée par une fibre de liaison au module de photodétection placé hors de la salle de traitement. L'ensemble du système de dosimétrie est représenté sur la Figure I-20.

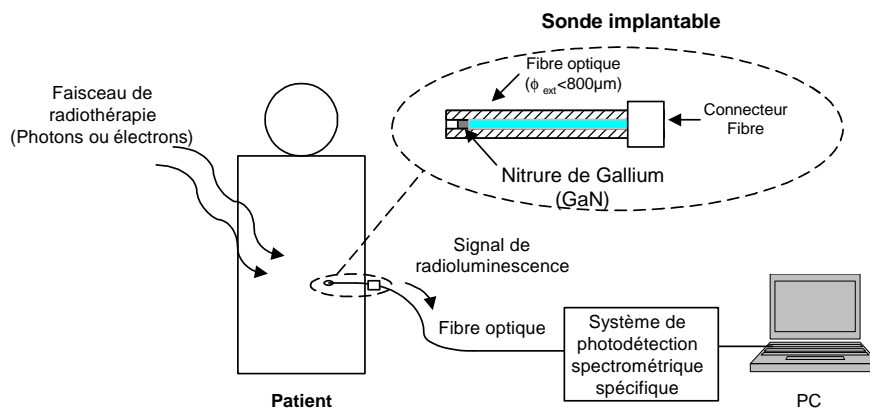


Figure I-20: Système de dosimétrie SECURIDOSE

Les avantages potentiels de l'utilisation du système de dosimétrie proposé par rapport aux dosimètres à base de dispositifs à semiconducteurs (diode ou MOSFET) sont l'absence d'effet directionnel dans le faisceau (la radioluminescence dans les matériaux semiconducteurs massifs est isotrope), la sonde est plus facilement miniaturisable (absence de connectique électrique, optimisation du rapport volume actif/taille), un plus faible coût de la sonde qui sera utilisée comme matériel à usage unique et la mesure en temps réel (par rapport au MOSFET).

Par rapport au dosimètre MOSFET implantable (développé par l'Université du Texas), la section de la partie invasive de la sonde proposé est trois fois plus faible que celle du MOSFET encapsulé, elle reste extractible alors que le MOSFET est prévu pour une implantation définitive avec le risque de causer après utilisation des inflammations ou des infections dans la zone d'implantation.

Par rapport au dosimètre à base de matériaux scintillants : il offre une plus grande sensibilité de mesure. Par exemple pour le nitrure de gallium, le rendement de radioluminescence est d'environ 10^5 photons/MeV contre un rendement de 4.10^4

photons/MeV pour la scintillation de NaI:Tl et 7000 photons/MeV pour la fibre scintillante. Le Tableau I-1 présente une comparaison du rendement de la radioluminescence du GaN et d'autres matériaux scintillants. Le système proposé garantit une mesure en temps réel, une grande sensibilité de détection, et théoriquement une plus grande facilité de mise en œuvre (pas de stimulation optique ou thermique).

GaN	Al ₂ O ₃ RL + OSL	Fibre Scintillante BCF-60	NaI:Tl
≈ 10 ⁵ ph/MeV	≈ 10 ⁵ ph/MeV	≈ 7.10 ³ ph/MeV	≈ 4.10 ⁴ ph/MeV

Tableau I-1: le rendement de la radioluminescence du GaN et d'autres matériaux scintillants

Un autre paramètre important qui détermine la sensibilité d'une technologie de mesure de dose, est l'énergie nécessaire pour créer une paire électron/trou. Le transducteur dans lequel l'énergie de création des porteurs est la plus petite aura la plus grande sensibilité. La Figure I-21 montre l'énergie de création des paires électron/trou pour les différents matériaux utilisés dans les systèmes de dosimétrie *in-vivo*.

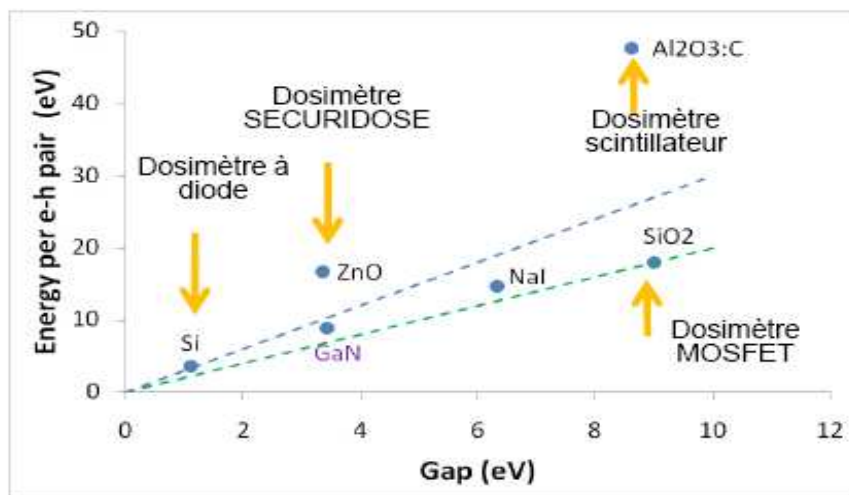


Figure I-21: Energies de création des paires électrons/trous pour les différents matériaux utilisés dans les systèmes de dosimétrie *in-vivo*.

De la figure précédente, on peut noter que la valeur de cette énergie pour le nitrure de gallium (utilisé dans la sonde implantable proposée dans le projet SECURIDOSE) est d'environ 8 eV. Cette valeur est beaucoup plus petite que celle de SiO₂ (MOSFET) qui est d'environ 18 eV et que celle de l'AL₂O₃:C (OSL) qui est d'environ 50 eV. Par conséquent, on peut conclure que la sensibilité de GaN est nettement plus grande que celle des deux autres systèmes.

Le Tableau I-2 résume qualitativement les propriétés de la technologie SECURIDOSE par rapport aux autres technologies de dosimétrie in-vivo.

	SC à gap direct (SECURIDOSE)	MOSFET	Diode	OSL
Sensibilité de mesure	+	0	+	-
Mesure en temps réel	+	0	+	0
Linéarité	+	0	0/+	0/+
Equivalent tissus	-	-	-	+
Dépendance au débit de dose	+	+	-	+
Effet directionnel	+	-	-	+
Dimensions	++	0	-	+
Dosimétrie in vivo implantable	++	0	-	0

Tableau I-2: Comparaison qualitative des différentes technologies

Le Tableau I-3 récapitule les principales caractéristiques du système de dosimétrie in-vivo basé sur le semiconducteur à gap direct et sur d'autres technologies. Les

performances estimées confirment l'intérêt de cette solution par rapport aux autres approches utilisant des matériaux scintillateurs ou composants semiconducteurs.

Technologie	Section de la partie invasive	Volume actif	Rendement de radioluminescence (photons/MeV)	Mesure en temps réel
Radioluminescence semiconducteur à gap directe	$\Phi < 800\mu\text{m}$	0.03mm^3	10^5	oui
MOSFET implantable	$\Phi = 2.1\text{mm}$	Très faible		non
Al ₂ O ₃ Radioluminescence spontanée et OSL	$\Phi < 800\mu\text{m}$	0.4mm^3	10^5	Oui, mais avec stimulation OSL périodique
Fibre scintillante BCF 60	Φ est d'environ 1mm	0.8mm^3	7.10^3	oui

Tableau I-3: Comparaison entre les différents systèmes de dosimétrie in-vivo

I.6 Contraintes générales de la dosimétrie in-vivo

On peut résumer les objectifs et le cahier des charges du système de dosimétrie in-vivo implantable à réaliser comme suit :

- Dosimètre implantable à usage unique pour chaque patient.
- Mesure absolue indépendante de la planification du traitement.
- Mesures en temps réel et en dose cumulée.
- Plage de mesure de doses comprises entre 0.1 Gy et 100 Gy (la plage de dose utilisée actuellement en radiothérapie) avec une précision cumulée de $\pm 5\%$.
- Débit de dose de 1 à 6 Gy/min
- Miniaturisable: le diamètre du système de SECURIDOSE est $\phi_{inv} < 800\mu\text{m}$.
- Doctrine d'utilisation :
 - être utilisable pour tous les types de cancers et dans tous les organes.
 - facile à mettre en place et à retirer à n'importe quel moment.
 - détecter toute erreur de dose à l'isocentre par une mesure ponctuelle.

I.7 Conclusion

Vu les caractéristiques intéressantes du nitrure de gallium par rapport à d'autres matériaux pour la dosimétrie in-vivo, notamment son haut rendement de radioluminescence permettant une forte miniaturisation du transducteur, l'INL et le CHU de Grenoble ont choisi de développer un système dosimétrique utilisant cette technologie, ce système a été nommé SECURIDOSE.

I.8 Références

Accident of Epinal 2007. Paris: rapport ASN n° 2006 ENSTR 019 - IGAS n° RM 2007-015P.

Accident of Grenoble. Grenoble: DGSNR/SD9/n°0578/26.04, 2005.

Accident of Lyon. Lyon: DGSNR/SD7/n°1027/, 2006.

Akselrod M, Botter-Jensen L, McKeever S. «Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry.» *Radiation Measurements*, 41, 2006.

Archambault L, Arsenault J, Gingras L, Beddar AS, and Roy R. «Plastic scintillation dosimetry: optimal selection of scintillating fibers and scintillators.» *Med Phys*, 32, 2005.

Archambault L, Beddar AS, Gingras L, Roy R, Beaulieu L. «Measurement accuracy and Cerenkov removal for high performance, high spatial resolution scintillation dosimetry.» *Med Phys*, 33, 2006.

Attix, FH. *Radiation dosimetry-second edition*. 1966.

Aznar MC. «Real-time in vivo luminescence dosimetry in radiotherapy and mammography using Al₂O₃: C.» Risø National Laboratory, Roskilde, Denmark, 2005.

Aznar MC, Andersen CE, Bøtter-Jensen L, Bäck SAJ, Mattsson S et al. «Real-time optical-fibre luminescence dosimetry for radiotherapy: physical characteristics and applications in photon beams.» *Phys Med Biol*, 49, 2004.

Beddar A.S., Salehpour M., Briere T.M., Hamidian H., Gillin M.T. «Preliminary evaluation of implantable MOSFET radiation dosimeters.» *Phys Med Biol*, 2005.

Benedick AF, Kathy LL, Gwynne MM, Susan KV, Daniel LM, Marc LK. «The impact of treatment complexity and computer-control delivery technology on treatment delivery errors.» *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 42, 1998: 651–9.

Boellaard R, Essers M, van Herk M, and Mijnheer BJ. «New method to obtain the midplan dose using portal in vivo dosimetry.» *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 41(2), 1998: 465-474.

Bøtter-Jensen L, Agersnap Larsen N, Markey B, and McKeever S. «Al₂O₃:C as a sensitive OSL dosimeter for rapid assessment of environmental photon count rates.» *Radiation Measurements*, 27, 1997: 295–298.

Bucciolini M, Buonamici F, Mazzochi S, De Angelis C, Onori S, and Cirrone G. «Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size.» *Medical Physics*, 30(8), 2003: 2149-2154.

Cheung T, Buston MJ, Yu PK. «MOSFET dosimetry in-vivo at superficial and orthovoltage x-ray energies.» *Phys Eng Sci Med*, 2003: 26(2) 82-4.

Ciesielski B, Schultka K, Kobierska A, Nowak R, Peimel-Stuglik Z. «In vivo alanine/EPR dosimetry in daily clinical practice: a feasibility study.» *Int. J. Radiat. Oncology Biol. Phys.*, 56(3), 2003: 899-905.

Ciocca M, Piazzzi V. «Real-time in vivo dosimetry using micro-MOSFET detectors during intraoperative electron beam radiation therapy in early-stage breast cancer.» *Radiotherapy and Oncology*, 2005: 1-4.

Derenzo S, Weber M, Klintonberg M. «Temperature dependence of the fast, near-band-edge scintillation from CuI, HgI₂, PbI₂, ZnO : Ga and CdS : In.» *Nuclear Instruments & Methods In Physics Research Section A-Accelerators Spectrometers Detectors And Associated Equipment*, 486, 2002.

Duch MA, Ginjaume M, Chakkor H, Ortega X, Jornet N, and Ribas M. «Thermoluminescence dosimetry applied to in vivo dose measurements for total body irradiation techniques.» *Radiotherapy and Oncology* 47, 1998: 319-324.

El-Faramawy NA, GOKSU HY, Panzer W. «Thermoluminescence dosimetric properties of a new thin beta detector (LiF:Mg, Cu, P; GR-200F) in comparison with highly sensitive Al₂O₃:C beta dosimeters.» *J. Radiol. Prot.* 24, 2004: 273-282.

Fontbonne JM, Iltis G, Ban G, Battala A, Vernhes JC, Tillier J, Bellaize N, Le Brun C, Tamain B, Mercier K, Motin JC. «Scintillating fiber dosimeter for radiation therapy accelerator.» *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 49, No. 5, 2002: pp. 2223-2227.

Frelin A, Fontbonne J, Ban G, Batalla A, Colin J et al. «A new scintillating fiber dosimeter using a single optical fiber and a CCD camera.» *IEEE Transactions On Nuclear Science*, 53, 2006.

Frelin AM, Fontbonne JM, Ban G, Colin J, Labalme M, Batalla A, Isambert A, Vela A, Leroux T. «Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters.» *Medical Physics* 32 (9), 2005: 3000-3006.

Grant J, Cunningham W, Blue A, O'Shea V, Vaitkus J et al. «Wide bandgap semiconductor detectors for harsh radiation environments.» *Nuclear Instruments &*

Methods In Physics Research Section Accelerators Spectrometers Detectors And Associated Equipment, 2005: 546.

Grusell E, Rikner G. «Evaluation of temperature effects in p-type silicon detectors.» *Phys. Ed. Biol.* 31, 1986: 527-534.

Hughes RC, Huffman D. «Miniature radiation dosimeter for in vivo radiation measurements.» *Int J. Radiation oncology Biol. Phys.*, Vol.14, 1987: PP. 963-967.

Huston AL, Justus BL, Johnson TL. «Fiber-optic-coupled, laser heated thermoluminescence dosimeter for remote radiation sensing.» *Appl. Phys. Lett.*, 68, 1996.

IAEA. *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. 2005.

Johns, HE. *The physics of radiology-second edition*. 1953.

Jornet N, Carrasco P. «Coparision study of MOSFET detectors and diodes for entrance in vivo dosimetry in 18 MV X-ray beams.» *Med. Phys.* 31 (9), 2004: 2534-2542.

Justus B, Falkenstein P, Huston A, Plazas M, Ning H et al. «Gated fiber-optic-coupled detector for in vivo real-time radiation dosimetry.» *Applied Optics*, 43, 2004.

Kastalsky A, Luryi S, Spivak B. «Semiconductor high-energy radiation scintillation detector.» *Nuclear Instruments & Methods In Physics Research Section A-Accelerators Spectrometers Detectors And Associated Equipment*, 565, 2006.

Loncol T, Greffe J, Vynckier S, and Scalliet P. «Entrance and exit dose measurements with semiconductors and thermoluminescent dosimeters: a comparison of methods and in vivo results.» *Radiotherapy and Oncology*, 41, 1996: 179-187.

Marckmann CJ, Andersen CE, Aznar MC, Bøtter-Jensen L. «Optical fibre dosimeter systems for clinical applications based on radioluminescence and optically stimulated luminescence from Al₂O₃:C.» *Radiat Prot Dosimetry*, 120, 2006.

McKeever SWS, Blair MW, Bulur E, Gaza R, Gaza R et al. «Recent advances in dosimetry using the optically stimulated luminescence of Al₂O₃:C.» *Radiat Prot Dosimetry*, 109, 2004.

McKeever SWS, Moscovitch M. «On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry.» *Radiat Prot Dosimetry*, 104, 2003.

Nam T, Keddy R, and Burns R. «Synthetic diamonds as in vivo detectors.» *Medical Physics*, 14(4), 1987: 596-601.

Pini S, Bruzzi M, Bucciolini M, Borchì E, Lagomarsino S et al. «High-bandgap semiconductor dosimeters for radiotherapy applications.» *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 2003: 514.

Ramani R. «Clinical dosimetry using MOSFETs.» *Int J. Radiation oncology Biol. Phys.*, Vol.37, No.4, 1997: 959-964.

Ranchoux G, Magne S, Bouvet J, Ferdinand P. «Fiber Remote Optoelectronic gamma dosimetry based on Optically Stimulated Luminescence of Al₂O₃:C.» *Radiation Protection Dosimetry*, 100, 2002.

Rikner G, Grusell E. «General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry.» *Phys. Med. Biol.*, 1987: vol32 n°9 pp 1109-1117.

Rosenfeld A. «Electronic dosimetry in radiation therapy.» *RADIATION MEASUREMENTS* 41, 2006.

Rosenfeld AB. «MOSFET dosimetry on modern radiation oncology modalities.» *Radiat Prot Dosimetry* 101, 2002: 393-398.

Scalchi P, Francescon P, and Rajaguru P. «Characterization of a new MOSFET detector configuration for in vivo skin dosimetry.» *Med. Phys.* 32 (6), 2005: 1571-1578.

SCARANTINO CW. «An implantable radiation dosimeter for use in external beam radiation therapy.» *Med. Phys.* 31 (9), 2004: P2658-2671.

Scarantino CW, Rini CJ. «Initial clinical results of an in vivo dosimeter during external beam radiation therapy.» *Int J. Radiation oncology Biol. Phys.*, Vol.62, No. 2, 2005: PP. 606-613.

Schenk P, Borenstain S, Berezin A, Schön A, Cheifetz E et al. «Cathodoluminescence Of Epitaxial GaN And ZnO Thin Film Scintillators.» *Journal of applied physics*, sous presse, 2007.

Tarr N, Shortt K, Wang Y, Thomson I. «A sensitive, temperature-compensated, zero-bias floating gate MOSFET dosimeter.» *IEEE Transactions On Nuclear Science*, 51, 2004.

Tung CJ, Wang HC. «In vivo dosimetry for external photon treatments of head and neck cancers by diodes and TLDs.» *Radiation Protection Dosimetry* 111(1), 2004: 45-50.

Van Dam J, Leunens G, Dutreix A. «Correlation between temperature and dose rate dependance of semiconductor response : influence of accumulated dose.» *Radioth. Oncol.* 19, 1990: pp 345-351.

Walle, J. Neugebauer and C. G. Van de. «Gallium vacancies and the yellow luminescence in GaN.» *Appl. Phys. Lett.* 69, 1996: pp. 503.

Chapitre 2 : Matériel et méthodes

II. Chapitre 2 : Matériel et méthodes

Table des matières

II. CHAPITRE 2 : MATERIEL ET METHODES	53
TABLE DES FIGURES	54
TABLE DES TABLEAUX.....	55
II.1 INTRODUCTION.....	56
II.2 CHOIX DU MATERIAU SEMICONDUCTEUR RADIOLUMINESCENT	56
II.2.1 Rappel sur l'interaction rayonnement/matière dans les matériaux semiconducteurs (H.Mathieu, 2001).....	56
II.2.2 Le nitrure de gallium GaN	58
II.2.2.1 Caractérisation en photoluminescence du nitrure de gallium GaN	60
II.3 CHOIX DES FIBRES OPTIQUES.....	62
II.4 LE SYSTEME DE PHOTODETECTION.....	65
II.4.1 Filtrage très sélectif.....	65
II.4.2 Détection spectrométrique.....	67
II.4.2.1 Détection spectrométrique à deux canaux.....	67
II.4.2.1.1 Rappel des notions de base sur les réseaux de diffraction.....	71
II.4.2.1.2 Caractérisation du système de détection à deux canaux.....	73
II.4.2.2 Détection spectrométrique à 32 canaux	75
II.4.2.2.1 Caractérisation du système de détection à 32 canaux	76
II.4.3 Mesure différentielle.....	78
II.5 ACQUISITION DES DONNEES	80
II.5.1 Mise en forme du signal de sortie du système étudié	80
II.5.2 Choix de présentation des données comparatives entre le système étudié et la chambre d'ionisation de référence.....	82
II.6 LA SONDE IMPLANTABLE	84
II.7 CONCLUSION	87
II.8 REFERENCES.....	89

Table des figures

Figure II-1: Le système SECURIDOSE : 1) la sonde implantable 2) la fibre optique de liaison 3) le système de photodétection 4) l'ordinateur	56
Figure II-2: la structure d'un semi-conducteur à gap direct	57
Figure II-3: Emission de photoluminescence du nitrure de gallium GaN à température ambiante	59
Figure II-4: Image des différents matériaux irradiés sur la tranche et imagés de face (l'échantillon GaN se situe à gauche) - a) image en lumière blanche b) image dans l'obscurité, c) image dans l'obscurité sous irradiation	59
Figure II-5: Configuration expérimentale pour la mesure de photoluminescence (PL) du nitrure de gallium a) en réflexion et b) en transmission	62
Figure II-6: la propagation d'un rayon lumineux dans la fibre optique	62
Figure II-7: l'angle critique et le cône d'acceptance de la fibre optique	63
Figure II-8: Système de photodétection avec un amplificateur transimpédance	66
Figure II-9: le système de filtrage en longueur d'onde	66
Figure II-10: Schéma spectral de la méthode Bi-Canal	67
Figure II-11: Le rapport de la contribution de la fibre optique dans le canal de mesure CH1 (C1) en fonction du canal de référence CH2 (C2).....	68
Figure II-12: La relation linéaire entre le signal du CH1 par rapport du signal de CH2 pour différentes tailles du champ.....	69
Figure II-13: Système de photodétection Bi-Canal a) schéma de principe b) prototype	70
Figure II-14: Le principe du réseau de diffraction en réflexion.....	71
Figure II-15: Réseau de diffraction de type concave " flat field"	72
Figure II-16: Schéma du réseau de diffraction utilisé pour le système de photodétection bi-canal.....	73
Figure II-17: Schéma de principe de la caractérisation du système à deux canaux	74
Figure II-18: Positionnement spectral des canaux utiles et de référence	75
Figure II-19: Spectromètre 32 canaux.....	76
Figure II-20: Configuration instrumentale mise en œuvre pour la caractérisation du spectromètre 32 canaux.....	77
Figure II-21: Fonction de transfert du spectromètre 32 canaux.....	77
Figure II-22: méthode différentielle.....	78
Figure II-23: Signal d'émission des électrons par l'accélérateur linéaire.	80
Figure II-24: Traitement des offsets en sortie de la chaîne d'amplification.....	81
Figure II-25: La carte d'acquisition Acquittek	82
Figure II-26: gravure chimique d'une fibre optique à l'acide HF (Wei P., 2003)	84

Figure II-27: Pointe en silice gravé dans le cœur d'une fibre optique.....	85
Figure II-28: Clivage des pointes de silice formées après la gravure	85
Figure II-29: Polissage mécanique d'une fibre optique	86
Figure II-30: Mesures et position du cristal dans la cavité.....	86
Figure II-31: La sonde implantable.....	87

Table des tableaux

Tableau II-1: les principales caractéristiques du nitrure de gallium (GaN)	58
Tableau II-2: Les caractéristiques du réseau de diffraction utilisé pour le système de photodétection bi-canal.....	73

II.1 Introduction

Le système SECURIDOSE comprend une sonde implantable de très faible dimension dont le diamètre externe est inférieur à 800 μm . Cette sonde est connectée à l'aide d'une fibre optique de 20 mètres de long à un système de photodétection de haute sensibilité, lui-même connecté à un ordinateur. La Figure II-1 présente un schéma du système SECURIDOSE. Dans ce chapitre, je vais présenter les différents éléments qui composent le système SECURIDOSE et les choix de conception associés.

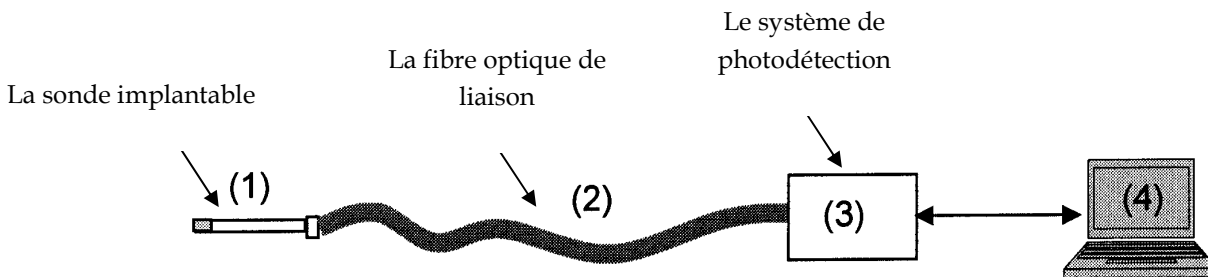


Figure II-1: Le système SECURIDOSE : 1) la sonde implantable 2) la fibre optique de liaison 3) le système de photodétection 4) l'ordinateur

II.2 Choix du matériau semiconducteur radioluminescent

II.2.1 Rappel sur l'interaction rayonnement/matière dans les matériaux semiconducteurs (Mathieu H 2001)

Le dépôt d'énergie résultant de l'interaction du rayonnement avec le matériau semiconducteur fait passer des électrons de la bande de valence vers un état libre de la bande de conduction en laissant des trous dans la bande de valence. La recombinaison de ces paires électron/trou s'effectue selon un processus radiatif ou non radiatif. La recombinaison radiative des paires électrons/trous s'accompagne de l'émission de photons d'énergie égale à la largeur de la zone interdite E_g .

Il y a d'autres processus qui peuvent entraîner des recombinaisons non radiatives des porteurs électron/trou comme l'émission de phonons ou l'effet Auger (dans le cas présent, l'effet Auger correspond à l'absorption du photon de luminescence par le matériau semiconducteur produit un électron appelé électron Auger).

Pour caractériser les propriétés de luminescence d'un matériau, on évalue son rendement quantique interne η_i défini comme le rapport du nombre de photons de luminescence créés dans le matériau au nombre de porteurs injectés. Ce rendement s'exprime à partir des taux de recombinaisons radiatives (r_r) et non radiatives (r_{nr}) :

$$\eta_i = \frac{r_r}{r_r + r_{nr}} \quad (\text{II-1})$$

Un matériau semiconducteur est dit à gap direct si le minimum de sa bande de conduction coïncide avec le maximum de sa bande de valence comme le montre la Figure II-2 ; Cette caractéristique donne une forte probabilité de recombinaisons radiatives et de ce fait un fort rendement quantique interne. Cette propriété est très intéressante pour notre application où le matériau semiconducteur est utilisé comme transducteur radioluminescent.

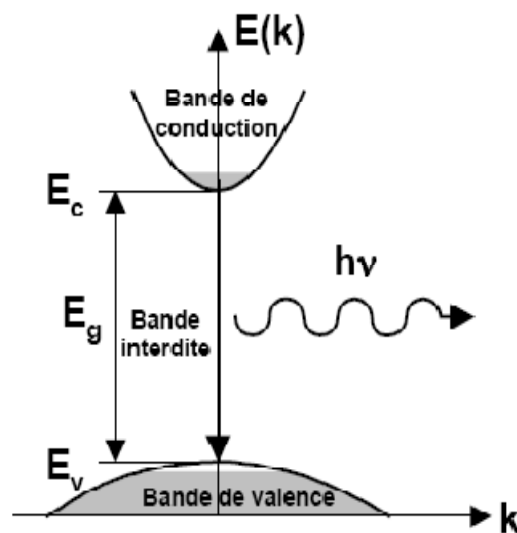


Figure II-2: la structure d'un semi-conducteur à gap direct

Parmi les matériaux semiconducteurs à gap direct, les critères de choix pour le transducteur radioluminescent sont les suivants :

- Matériau dont le numéro atomique s'approche de celui des tissus.
- Matériau dont l'énergie de gap correspond à une longueur d'onde d'émission facilement détectable avec des photodétecteurs conventionnels (Tube photomultiplicateur, photodétecteurs silicium), c'est-à-dire une luminescence dans le proche ultraviolet, le visible, ou le proche infrarouge.
- Matériau facilement disponible dans une qualité optoélectronique qui garantit un haut rendement de luminescence.

Il apparaît que le nitrure de Gallium (GaN) qui est largement utilisé en optoélectronique correspond à ces différents critères. Les principales caractéristiques de ce matériau sont résumées dans le Tableau II-1.

Matériau	Z_{eff}	Masse volumique	Densité de porteurs créés par Gray	Rendement intrinsèque de radioluminescence	Rendement quantique interne	Indice de réfraction	λ_{RL} radioluminescence
GaN	19	6.15 g.cm ⁻³	4. 10 ¹⁵ paires.Gy ⁻¹ .cm ⁻³	26%	50%	2.29	365 nm

Tableau II-1: Principales caractéristiques du nitrure de gallium (GaN)

II.2.2 Le nitrure de gallium GaN

Des substrats de GaN massif (« bulk ») sont depuis peu disponibles et optimisés pour des applications optoélectronique (diode laser violet).

Le GaN est un semi-conducteur à large gap direct avec un rendement de luminescence important (~10⁵photons/MeV puisqu'il suffit de 8,9 eV pour créer une paire électron/trou dans ce matériau (PITTET P. 2007)). Son émission bande à bande centrée sur ~365 nm (proche UV) résultant de recombinaisons radiatives spontanées (<1 ns) est bien adaptée pour une photodétection en temps réel par des tubes photomultiplicateurs (PMT) et des photodiodes à avalanche (APD). Le spectre d'émission très étroit du GaN permet une réjection efficace dans le domaine spectral du signal de luminescence parasite (voir la Figure II-3). Par ailleurs, le GaN possède un numéro atomique le plus proche de celui de l'eau, ce qui limite les variations de l'énergie diffusée entre le matériau et les tissus environnants.

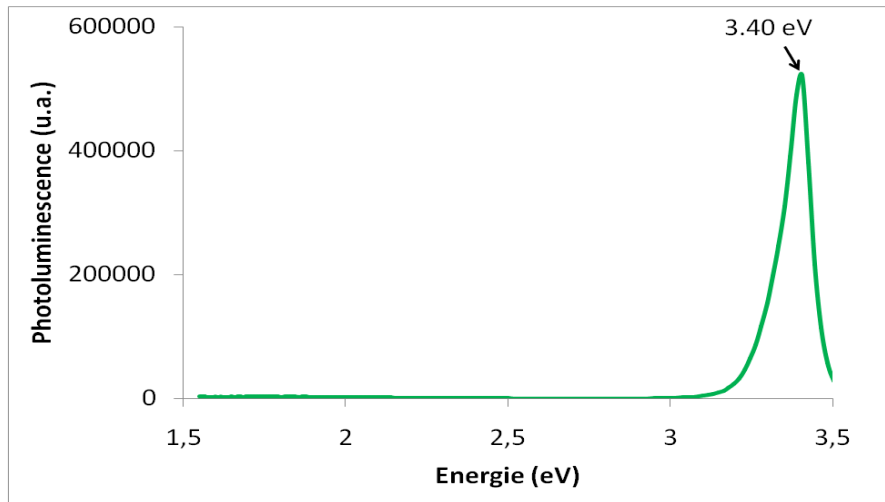


Figure II-3: Emission de photoluminescence du nitrure de gallium GaN à température ambiante

On peut aisément mettre en évidence le fort niveau de radioluminescence du GaN en irradiant un morceau de substrat de $300\ \mu\text{m}$ d'épaisseur sur sa tranche avec un faisceau de radiothérapie et en acquérant simultanément une image avec une caméra CDD refroidie (LEICA DFX 340). Les substrats sont irradiés dans les conditions cliniques avec un faisceau de photons de 6MV et un débit de dose de $3\ \text{Gy}/\text{min}$. Le GaN présente une réponse significative alors que les matériaux témoins ne luminescent pas comme le montre la Figure II-4.

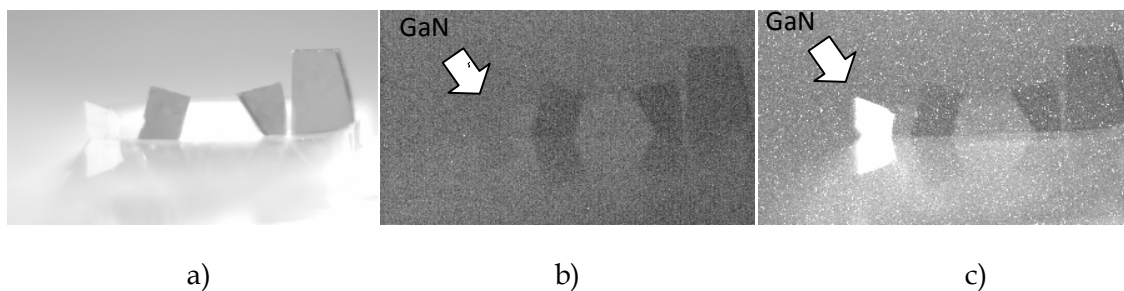


Figure II-4: Image des différents matériaux irradiés sur la tranche et imagés de face (l'échantillon GaN se situe à gauche) - a) image en lumière blanche b) image dans l'obscurité, c) image dans l'obscurité sous irradiation

La figure précédente représente une image comparative de la radioluminescence du GaN par rapport à d'autres matériaux semiconducteurs à gap direct. Sur l'image (a), on voit une photographie des fragments des différents matériaux sous la lumière de la salle de traitement. L'image (b) montre ces mêmes matériaux sur la table de traitement dans l'obscurité en absence d'irradiation. L'image (c) est prise dans les mêmes conditions que la (b) mais sous irradiation et elle montre qu'une luminescence directement visible peut être produite par le faisceau d'irradiation.

II.2.2.1 Caractérisation en photoluminescence du nitrure de gallium GaN

Comme mentionné précédemment, les caractéristiques de luminescence du GaN sont très importantes pour son usage comme transducteur radioluminescent. Pour développer une sonde dosimétrique implantable basée sur le GaN, ce matériau a été caractérisé, au préalable, en photoluminescence UV (PL) sur les installations de l'Institut des Nanotechnologies de Lyon. Le signal de PL résulte de l'absorption de photons UV, ici à 244 nm, fournis par un laser Argon doublé en fréquence. Les photons de ce LASER ont une énergie plus grande que l'énergie du gap du nitrure du gallium ce qui permet d'exciter des électrons de la bande de valence du GaN et produire la luminescence bande à bande. Alors qu'en radioluminescence les paires électron-trou sont générées dans tout le volume du matériau, en PL, les photons UV sont rapidement absorbés et les paires électron-trou sont générées en surface du matériau. La caractérisation PL de GaN a été réalisée pour observer l'effet de différents paramètres, tels que le niveau de dopage du matériau, la température et l'irradiation (Chtchekine DG 1999).

De nombreuses études en PL portent sur les effets du dopage. Le GaN non dopé a une forte émission bande à bande. Mais, son spectre de PL montre également une contribution à plus faible énergie souvent appelée « luminescence jaune » (Yellow luminescence - YL), ou rouge. Cette large bande YL dépend de défauts et notamment de vacances d'atomes de Gallium dans la structure cristalline du GaN (Neugebauer J 1996). L'émission YL peut être réduite par l'introduction d'une forte concentration de dopants. Il a été rapporté, que le GaN de type n fortement dopé en silicium élimine la contribution YL, avec l'explication qu'une concentration suffisante d'atomes donneurs Si réduit effectivement les vacances de Gallium. De ce fait, pour notre application dosimétrique, l'emploi de GaN fortement dopé a été privilégié.

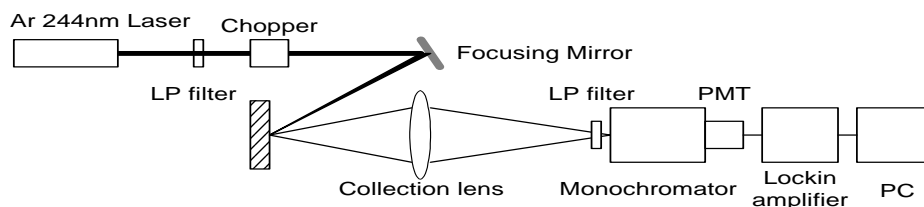
Les substrats de GaN de type-n dopé en Si ont été fournis par LUMILOG, France. L'énergie d'activation du donneur SiGa est de 30 meV (Moore WJ 2002). Cependant, le silicium peut également apparaître comme accepteur dans GaN en substituant un atome de N (Reshchikov MA 2005), et l'énergie de liaison de l'accepteur SiN est 224 meV (Jayapalan J 1998), bien que la formation du SiN soit moins probable que SiGa.

Afin d'évaluer l'émission bande à bande du GaN par rapport au niveau de dopage, deux échantillons de GaN dopé Silicium avec des concentrations de dopants respectivement de 10^{18} cm^{-3} et $1,5 \times 10^{19} \text{ cm}^{-3}$ ont été étudiés.

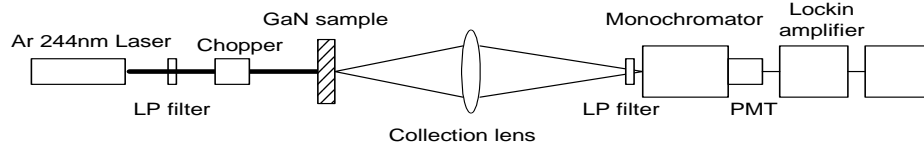
La caractérisation en PL de ces échantillons a été effectuée en modifiant le système de mesure développé initialement pour les études du carbure de silicium. L'excitation UV est assurée par un laser à argon doublé en fréquence 244 nm. La mesure spectrale de PL est effectuée avec un monochromateur (Jobin-Yvon HR 640) équipé d'un tube photomultiplicateur à GaAs (PMT) (HAMAMATSU 5701).

Le signal de sortie du PMT est détecté par une technique de détection synchrone. Cette technique nécessite un fonctionnement en mode choppé du laser (modulation du signal d'excitation) et un amplificateur lock-in (EG&G 5209) qui réalise la démodulation. L'amplificateur est suivi d'une chaîne d'acquisition et d'un PC assurant le contrôle et le traitement des données.

Un certain nombre de composants optiques (filtres, miroirs et objectif) ont été placés sur le chemin du laser et de la collecte de la PL. Après focalisation, le spot du laser fait environ $300 \mu\text{m}$ de diamètre. Pour les mesures à basse température, l'échantillon a été placé dans un cryostat refroidi par l'hélium. Deux configurations expérimentales ont été utilisées : une mesure conventionnelle de PL en réflexion et une mesure plus originale de PL en transmission (Figure II-5).



a)



b)

Figure II-5: Configuration expérimentale pour la mesure de photoluminescence (PL) du nitrure de gallium a) en réflexion et b) en transmission

Les spectres de PL attendus en réflexion et transmission doivent différer du fait que en transmission, il y a des phénomènes d'autoabsorption des photons de luminescence les plus énergétiques. Le spectre de radioluminescence sera un spectre intermédiaire entre ces deux conditions limites.

Les mesures de PL ont été faites avec les paramètres suivants: la densité de puissance d'excitation focalisée est soit de $10^{-2} \text{ W. cm}^{-2}$ ou 10 W.cm^{-2} ; la constante de temps du filtre passe-bas de l'amplificateur est de 300ms ; le balayage spectral du monochromateur s'effectue de 300 à 800 nanomètres ; la résolution spectrale est de 0.1 à 2.5 nanomètre selon l'ouverture des fentes du monochromateur.

II.3 Choix des fibres optiques

Une fibre optique est un guide d'onde diélectrique circulaire formé d'un cœur entouré d'une gaine optique. Si le cœur a un indice de réfraction n_1 supérieur à celui de la gaine n_2 , un rayon optique peut alors se propager dans la fibre, en subissant des réflexions totales à chaque interface comme le montre la Figure II-6.

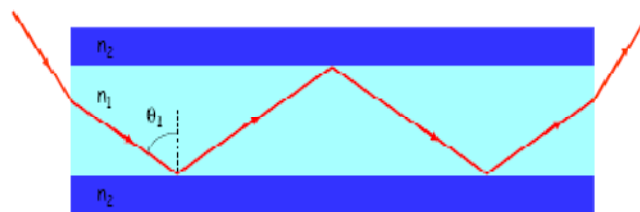


Figure II-6: la propagation d'un rayon lumineux dans la fibre optique

Pour que la réflexion interne soit totale, il faut également que l'angle d'incidence du rayon lumineux à chaque interface soit au moins égal à l'angle critique θ_c (voir la Figure II-7) qui est donné par la relation suivante :

$$\theta_c = \arcsin \frac{n_2}{n_1} \quad (\text{II-2})$$

Un autre paramètre important pour caractériser les fibres optiques est l'ouverture numérique (ON), qui est définie par la relation suivante :

$$ON = \sin \theta_c = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} \quad (\text{II-3})$$

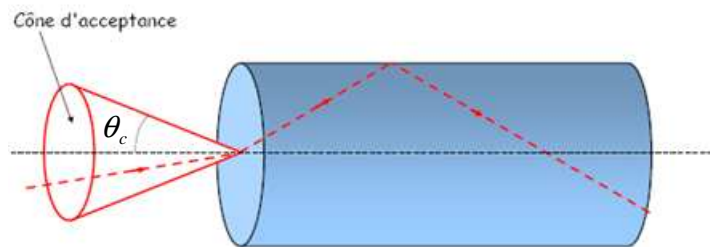


Figure II-7: l'angle critique et le cône d'acceptance de la fibre optique

Dans le système SECURIDOSE, deux fibres optiques sont utilisées pour transférer le signal de radioluminescence du GaN vers le système de photodétection. La première fibre optique est associée au transducteur GaN pour composer la sonde implantable. La seconde intervient comme fibre de liaison entre la sonde et le système de photodétection qui se situe à l'extérieur de la salle de traitement.

Les contraintes sur la fibre de liaison sont moins importantes que sur celle intégrée à la sonde. Il suffit qu'elle ait une ouverture numérique et un diamètre de cœur adaptés à ceux de la sonde et de bonnes propriétés de transmission à la longueur d'onde d'émission de radioluminescence. Cette longueur d'onde se situant dans le proche UV, une fibre avec un cœur en silice fondue (SiO_2) est mieux adaptée qu'une fibre plastique. De plus, il est important de prévoir une gaine mécanique robuste sur cette fibre de liaison (de type kevlar + inox) car elle est destinée à être introduite dans les chemins de câble de l'hôpital.

Pour la fibre composant la sonde, il y a plus de contraintes. Elle doit être de très faible diamètre externe. Par ailleurs, lors de l'irradiation cette fibre optique sera irradiée aussi. L'irradiation de la fibre optique génère un signal de luminescence parasite dont la quantité est proportionnelle à la quantité de matière de fibre irradiée. De plus, une irradiation avec des électrons de haute énergie ajoute une luminescence parasite liée au rayonnement Cerenkov. En radiothérapie, différents champs d'irradiation peuvent être utilisés pour traiter les patients, ce qui modifie la longueur de fibre irradiée et par conséquent le niveau de signal parasite. Par des mesures simultanées dans différentes bandes spectrales, il est possible d'extraire le signal utile et de rejeter les luminescences parasites (Frelin AM 2005).

Pour évaluer l'effet du diamètre du cœur sur le niveau de la luminescence parasite de la fibre optique, des irradiations à une distance (DSP) de 1m et avec un champ de 15 cm x 15 cm ont été réalisées sur plusieurs types de fibres optiques placées entre des plaques de PMMA (polymère équivalent tissus). Cela, nous a permis de caractériser, le spectre d'émission de différents types de fibres à l'aide d'un prototype de spectromètre SSS (Super Sense Spectrometer) prêté par Hamamatsu. Les fibres optiques testées sont constituées d'un cœur en silice SiO_2 , une gaine optique en silice, et d'une gaine mécanique soit en Tefzel (ETFE), soit en polyamide. Les fibres optiques testées ont des diamètres de cœur variant entre 300 μm et 550 μm .

Parmi les fibres testées, deux références sont particulièrement intéressantes :

- une fibre optique Hard Clad Silica Fiber, HCPM0400T de chez SEDI Fibres, France. Cette fibre est fabriquée avec un cœur de silice SiO_2 de diamètre de 400 μm , et une gaine optique de polymère dur (15 μm), le tout entouré par une gaine mécanique de Tefzel dont le diamètre externe est de 730 μm .
- une fibre optique, HCGM0365T de chez SEDI Fibres, France. Cette fibre est constituée d'un cœur de silice SiO_2 de diamètre de 365 μm , d'une gaine optique de silice et entouré par une gaine mécanique de Tefzel dont le diamètre externe est de 730 μm .

La fibre HCPM0400T a l'intérêt d'avoir une plus grande ouverture numérique (0.37) et donc un plus grand angle solide de collecte de l'émission de radioluminescence. Elle permet également de réaliser la cavité exclusivement dans le cœur de la fibre et de préserver la gaine optique. Par contre, elle a une atténuation plus importante à la longueur d'onde d'émission du GaN. De ce fait, cette technologie de fibre ne peut pas être utilisée pour la fibre de liaison (câble de 20 m). Nous utilisons pour cette fibre

une technologie avec une ouverture numérique de 0.22. Il y a donc des pertes importantes de couplage de la sonde avec la fibre de 20 m qui remettent en cause l'intérêt d'utiliser la fibre HCP M0400T.

La fibre HCG M0365T a l'intérêt d'avoir de bonnes propriétés de propagation dans l'UV et une ouverture numérique (0.22) adaptée à celle de la fibre de liaison. Par contre, la gravure pour réaliser la cavité attaque à la fois le cœur et la gaine optique (toutes deux en silice) et l'ouverture numérique plus faible réduit l'angle solide de collecte du signal de radioluminescence. Cependant le gel d'adaptation d'indice jouera le rôle de gaine optique, et limitera l'impact de cette atteinte à la gaine optique. Par ailleurs, le plus faible diamètre de cœur réduit le niveau de luminescence parasite liée à l'irradiation de la fibre.

Enfin, la gaine mécanique des deux types de fibres optiques constituée de Tefzel est biocompatible, ce qui est une propriété essentielle pour une fibre implantable.

II.4 Le système de photodétection

Les photons émis par le transducteur radioluminescent sont guidés à travers une fibre optique jusqu'au système de photodétection. Le système de photodétection doit mettre en œuvre des moyens de rejection des luminescences parasites afin d'isoler la luminescence du matériau transducteur (GaN).

Plusieurs méthodes peuvent être appliquées pour extraire le signal utile comme un filtrage sélectif en longueur d'onde, la mise en œuvre d'une mesure différentielle, ou encore une détection spectrométrique.

II.4.1 Filtrage très sélectif

Le 1^{er} prototype de système de photodétection utilisé était constitué, d'un collimateur, d'un filtre passe bande interférentiel et d'un tube photomultiplicateur PMT H6780-20 (Hamamatsu) avec un amplificateur transimpédance qui réalise la conversion courant-tension (carte d'instrumentation réalisée à l'INL). Ce système est présenté dans la Figure II-8.

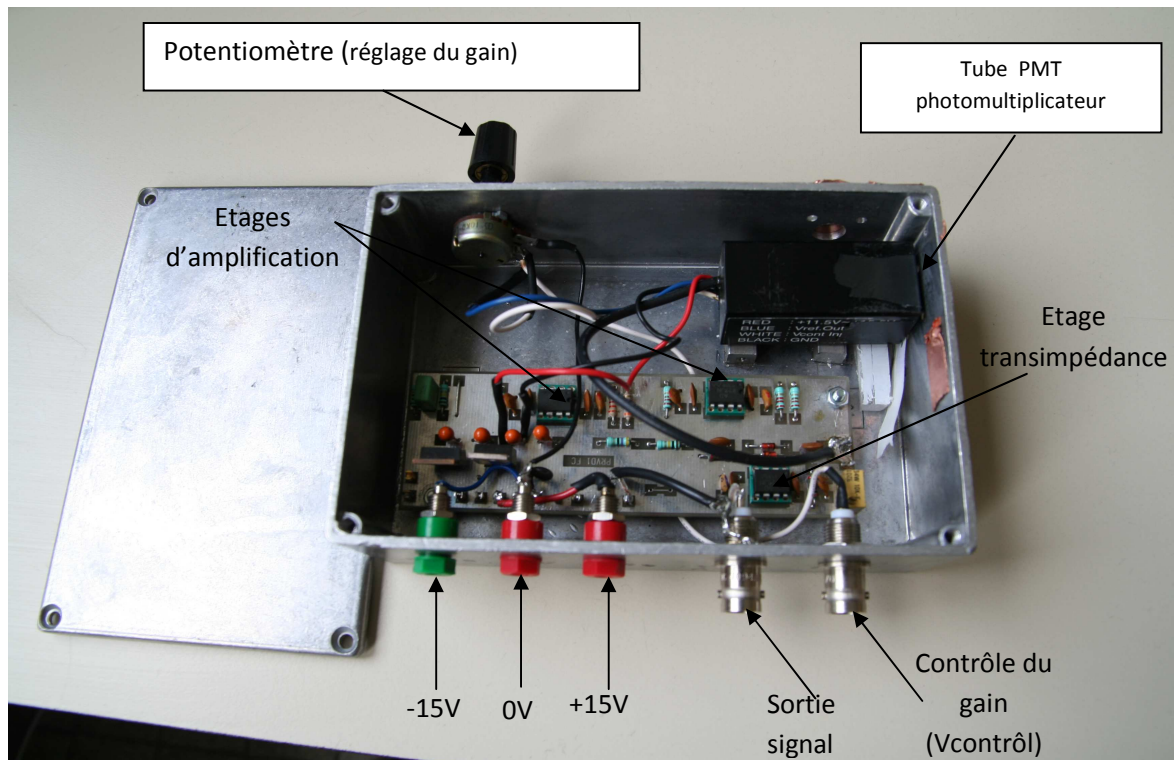


Figure II-8: Système de photodétection avec un amplificateur transimpédance

Le filtre passe bande permet de sélectionner spectralement la radioluminescence (émission bande à bande du GaN). Ceci permet de réduire la contribution du background et d'améliorer le rapport signal/bruit. La sortie de l'amplificateur est connectée à une carte d'acquisition qui permet de numériser, de stocker, de traiter et de représenter les données du détecteur. Cette méthode est efficace pour des faibles champs d'irradiation mais la contribution de la fibre dans la bande passante du filtre peut devenir significative pour les forts champs d'irradiation. La Figure II-9 présente un schéma du système de filtrage en longueur d'onde.

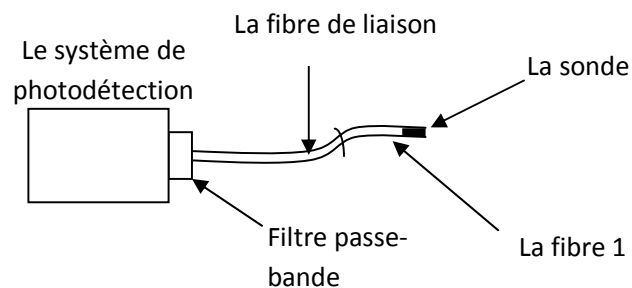


Figure II-9: le système de filtrage en longueur d'onde

II.4.2 Détection spectrométrique

II.4.2.1 Détection spectrométrique à deux canaux

Comme nous l'avons vu précédemment, même si intrinsèquement la radioluminescence de la fibre optique est faible, elle peut contribuer significativement au signal détecté notamment lorsqu'un grand champ d'irradiation est utilisé. Dans ce cas, le volume de fibre irradiée est plusieurs milliers de fois supérieure à celui du GaN.

Sous une radiation à haute énergie, la sonde produit un signal optique en sortie composé du signal radioluminescence collecté par le GaN superposé avec la contribution de la fibre. Ces deux composantes (du GaN et de la fibre) possèdent des caractéristiques spectrales bien distinctes. Le GaN fortement dopé a une émission RL étroite dans l'UV, alors que l'émission de la fibre optique présente un spectre large s'étendant sur tout le domaine visible. La Figure II-10 présente les spectres du signal de RL du GaN et des luminescences parasites de la fibre optique.

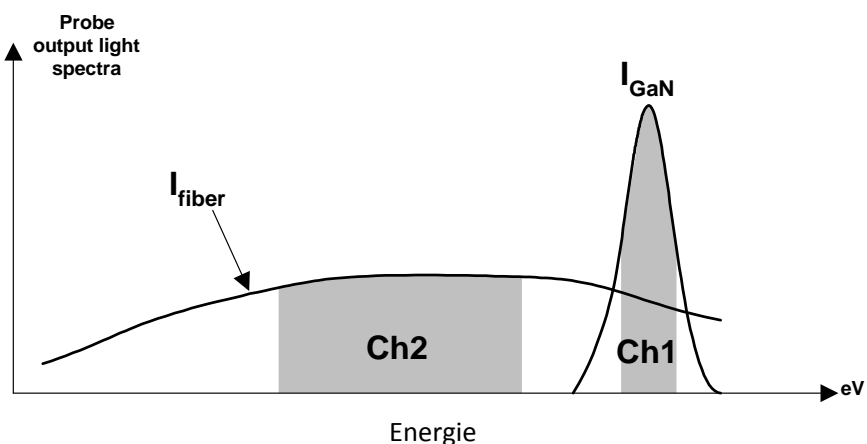


Figure II-10: Schéma spectral de la méthode Bi-Canal

La méthode consiste à détecter le signal dans deux bandes spectrales distinctes. Ces bandes sont choisies en tenant compte des spectres de la fibre et du GaN. Le premier canal est centré sur le pic d'émission de radioluminescence RL du GaN (CH1), et le deuxième (CH2) pour avoir une contribution significative de la fibre optique et négligeable du GaN. Afin d'optimiser le rapport signal sur bruit, le canal CH1 a une bande passante étroite adaptée à l'émission étroite du GaN. En revanche, le CH2 a une

bande passante plus large pour avoir un niveau de signal suffisant pour le mesurer avec un bon rapport signal à bruit.

Cette méthode de détection spectrométrique bi-canal combine sélection spectrale et mesure différentielle.

On peut aussi définir l'intensité intégrée par unité de volume irradié pour chaque matériau: $I_{1, \text{GaN}}$ $I_{1, \text{fibre}}$ pour le canal CH1 et $I_{2, \text{fibre}}$ pour CH2 respectivement. Dans cette méthode, on considère que la forme du spectre de la radioluminescence de la fibre optique n'évolue pas en fonction de la taille du champ d'irradiation, mais que seule son amplitude varie. Et donc pour un spectre de fibre donné, le rapport de la contribution de la fibre optique dans le canal de mesure CH1 et le canal de référence CH2 $k_{\text{fibre}} = I_{1, \text{fibre}}/I_{2, \text{fibre}}$ est constant et peut être mesuré expérimentalement. Cela a été vérifié (voir la Figure II-11) à l'aide d'un module de photodétection spectrométrique 32 voies décrit dans le paragraphe II.4.2.2.

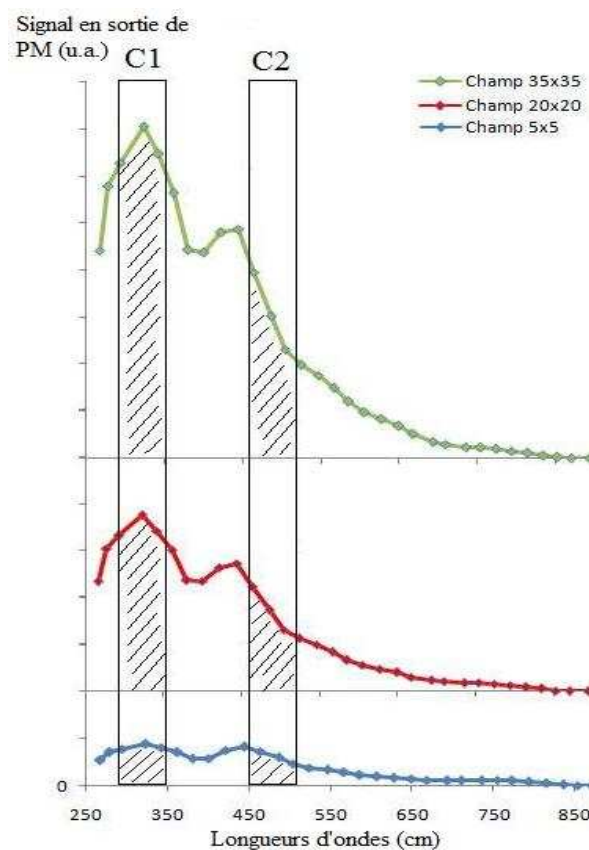


Figure II-11: Le rapport de la contribution de la fibre optique dans le canal de mesure CH1 (C1) en fonction du canal de référence CH2 (C2), $CH1/CH2$, donne la valeur numérique de k_{fibre} . C'est une constante pour les différentes tailles de champ. Les données ont été obtenues pour un spectre de radioluminescence d'une fibre optique réalisé par le spectromètre 32 voies

On peut donc exprimer les signaux des deux canaux séparés en fréquence:

$$\text{Ch1: } D_1 = \text{vol}_{\text{GaN}} I_{1,\text{GaN}} + \text{vol}_{\text{fibre}} I_{1,\text{fibre}} = D_{1,\text{GaN}} + \text{vol}_{\text{fibre}} I_{1,\text{fibre}} \quad (\text{II-4})$$

$$\text{Ch2: } D_2 = \text{vol}_{\text{fibre}} I_{2,\text{fibre}} \quad (\text{II-5})$$

Où vol_{GaN} est le volume de GaN dans la sonde et $\text{vol}_{\text{fibre}}$ est le volume de la fibre irradié. Il n'est pas nécessaire de connaître la valeur de vol_{GaN} , l'important est de déterminer la contribution de GaN $D_{1,\text{GaN}}$. Ceci peut être effectué en soustrayant la contribution de la fibre dans II-4. En effet, le canal Ch2 permet d'évaluer la contribution de la fibre. En utilisant les équations II-4 et II-5, on peut montrer que la contribution du GaN est donnée par:

$$D_{1,\text{GaN}} = D_1 - \text{vol}_{\text{fibre}} \times I_{1,\text{fibre}} = D_1 - D_2 \times (I_{1,\text{fibre}}/I_{2,\text{fibre}}) = D_1 - k_{\text{fibre}} \times D_2 \quad (\text{II-6})$$

Le rapport k_{fibre} peut être déterminé par une série de mesure bi-canal réalisée en faisant varier le volume de la fibre irradié (cf exemples de résultats numériques chap. III.11.3), par exemple en faisant varier la taille du champ d'irradiation : l'augmentation de la taille du champ augmente le volume de fibre irradiée ($\text{vol}_{\text{fibre}}$). Une relation linéaire entre D_1 et D_2 peut être ainsi établie comme la montre la Figure II-12.

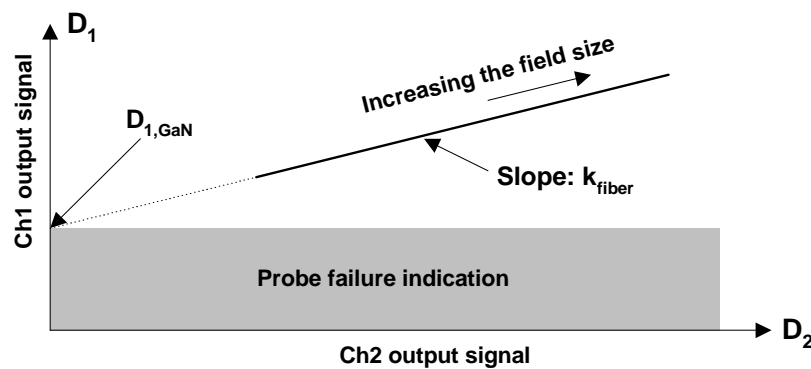


Figure II-12: La relation linéaire entre le signal du CH1 par rapport du signal de CH2 pour différentes tailles du champ

A partir des couples de points (D_{1i}, D_{2i}) , la pente k_{fibre} peut être estimée au sens des moindres carrés par la relation suivante :

$$\tilde{k}_{\text{fibre}} = \frac{\sum_{i=1}^n D_{1i} D_{2i}}{\sum_{i=1}^n D_{1i}^2} \quad (\text{II-7})$$

Une fois la valeur de k_{fibre} estimée, la contribution de GaN peut être déterminée avec des mesures en temps réel en utilisant la relation suivante :

$$D_{1,\text{GaN}}(t) = D_1(t) - \tilde{k}_{\text{fibre}} \cdot D_2(t) \quad (\text{II-8})$$

Pour mesurer la contribution relative de la fibre (background), on définit un nouveau paramètre R_{fiber} pour une taille de champ de 10cm x 10cm avec :

$$R_{\text{fiber}} = (D_1 - D_{1,\text{GaN}}) / D_{1,\text{GaN}} \quad (\text{II-9})$$

Il est clair qu'il faut chercher à minimiser R_{fiber} pour limiter la contribution des luminescences parasites de la fibre.

Le système de photodétection mettant en œuvre cette méthode de détection bi-canal est présentée sur la Figure II-13.

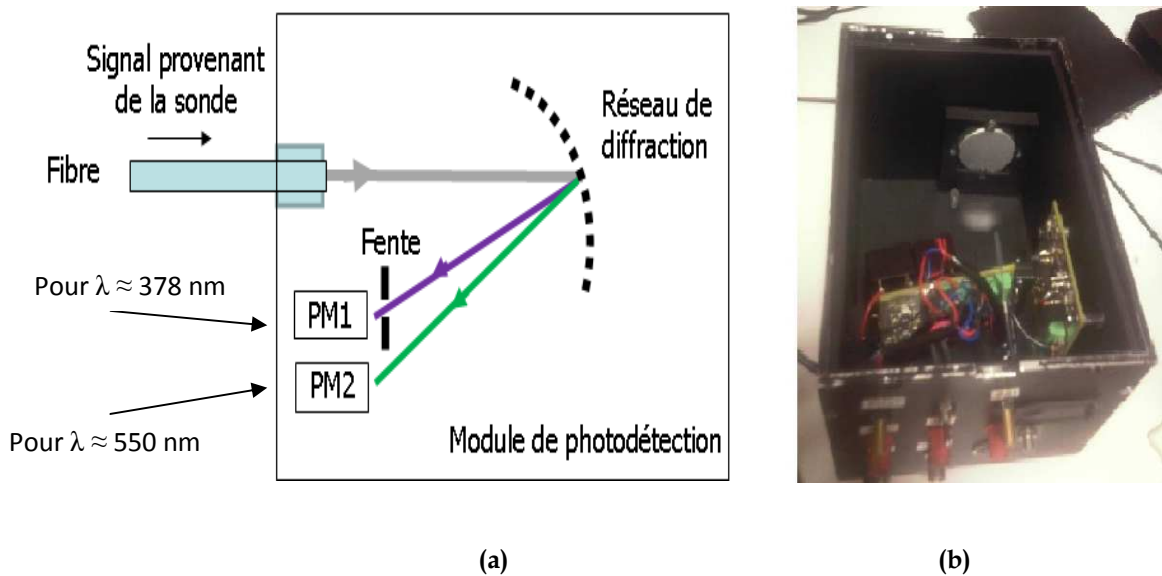


Figure II-13: Système de photodétection Bi-Canal a) schéma de principe b) prototype

Le signal issu de la fibre optique est envoyé sur un réseau de diffraction concave en réflexion « flat field » qui diffracte le signal et le focalise sur deux tubes photomultiplicateurs (PM1 et PM2). Pour augmenter la sélectivité du canal spectral centré sur l'émission étroite du GaN, une fente sélective de 1mm ou 2mm de largeur est placée devant le tube photomultiplicateur correspondant.

II.4.2.1.1 Rappel des notions de base sur les réseaux de diffraction

Un réseau de diffraction plan de largeur L est constitué par un grand nombre de traits de largeur b , parallèles et régulièrement espacés d'une quantité a , appelée pas du réseau. Le paramètre le plus important du réseau est son pas. Les angles que font les différents ordres diffractés avec la direction de l'onde incidente sont uniquement fixés par le pas du réseau. Une autre caractéristique importante est le profil du réseau, c'est-à-dire la forme des traits du réseau ; ce profil peut être carré, sinusoidal ou triangulaire.

Il existe deux types de réseaux : les réseaux par réflexion et les réseaux par transmission. Dans notre système de photodétection, on a utilisé un réseau concave en réflexion (voir Figure II-14). Les directions dans lesquelles on observe la lumière diffractée sont obtenues par la relation de Bragg.

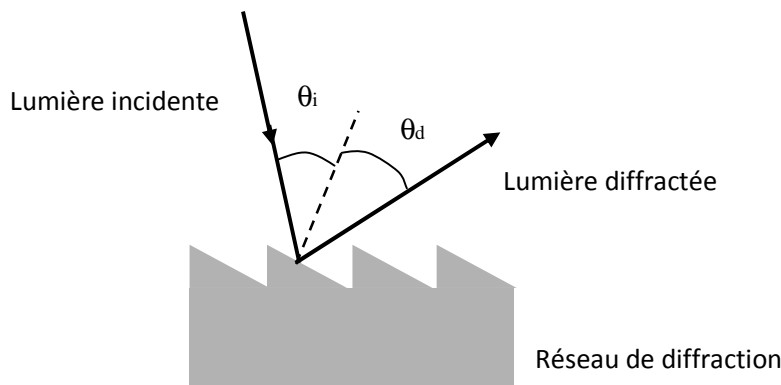


Figure II-14: Le principe du réseau de diffraction en réflexion

Pour les réseaux par réflexion, la formule de Bragg est écrite comme :

$$\sin \theta_d + \sin \theta_i = n K \lambda \quad (\text{II-10})$$

Où :

λ : longueur d'onde de la lumière émise par la source

K : nombre entier (ordre de diffraction)

θ_i : angle d'incidence

θ_d : angle diffracté

$n = \frac{1}{a}$, le nombre de traits par unité de longueur du réseau (n est exprimé généralement en nombre de traits par millimètre).

Nous utilisons pour le système SECURIDOSE un réseau concave de type « flat field » qui permet d'obtenir, à l'ordre 1, l'image du spectre diffracté dans un plan (Figure II-15). Il suffit de placer une matrice linéaire de photodétecteurs (par exemple un PMT multianode) dans ce plan image.

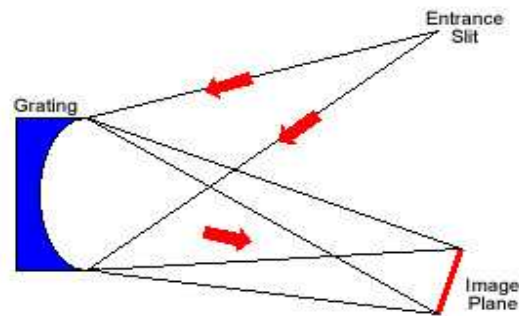


Figure II-15: Réseau de diffraction de type concave " flat field"

Ce type de dispositif simplifie la configuration optique (pas de lentilles supplémentaires à utiliser), le diamètre de cœur de la fibre étant suffisamment petit pour jouer le rôle de fente d'entrée (« entrance slit »).

Pour la méthode bi-canal, il convient de calculer la position des deux tubes Photodétecteurs (PMT) afin de collecter le signal utile sur le premier PMT dans un canal centré sur l'émission bande à bande du transducteur (~380 nm) et le signal de référence sur un canal spectral distinct (~550nm). Un schéma du réseau de diffraction utilisé pour le système de photodétection bi-canal est présenté dans la Figure II-16, et ses caractéristiques sont résumées dans le Tableau II-2. La sélectivité du canal spectral utile est augmentée en utilisant une fente (de 2mm soit un canal de largeur d'environ 15 nm) devant la fenêtre de détection du premier PMT (qui fait 8mm de diamètre). Sans l'utilisation de cette fente, le canal utile aurait été de plus de 60 nm, ce qui n'est pas adaptée au pic d'émission du GaN dont la largeur à mi-hauteur est d'environ 10 nm.

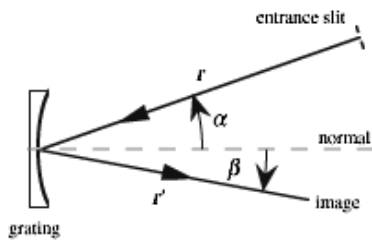


Figure II-16: Schéma du réseau de diffraction utilisé pour le système de photodétection bi-canal¹

Référence Catalogue (Newport)	traits par mm	Rayon de courbure (mm)	Largeur du spectre λ_1, λ_2 (nm)	Dispersion linéaire (nm/mm)	Angle d'incidence r and α (mm, deg)	Focale pour λ_1 r' et β (mm, deg)	Focale pour λ_2 r' et β (mm, deg)	Surface utile (mm)	Diamètre total (mm)	Nombre d'ouverture d'entrée f /no
<u>52052PX-*</u> <u>017H</u>	980	96.4	340-600	7.7	105, +4.0	105, 15.3	118, 31.2	45 x 40	Ø45.0	2.3

Tableau II-2: Les caractéristiques du réseau de diffraction utilisé pour le système de photodétection bi-canal¹

II.4.2.1.2 Caractérisation du système de détection à deux canaux

Le but de cette caractérisation est d'identifier les deux fenêtres spectrales du système de photodétection à deux canaux. Pour ce faire, un balayage en longueur d'onde sur le canal utile et sur le canal de référence a été effectué en utilisant une lampe de deutérium comme source UV-Visible. Les longueurs d'ondes correspondantes à chaque canal sont sélectionnées par un monochromateur Jobin Yvon HR 320. La Figure II-17 représente un schéma de principe de la caractérisation du système à deux canaux

¹ <http://gratings.newport.com/products/table10.asp>

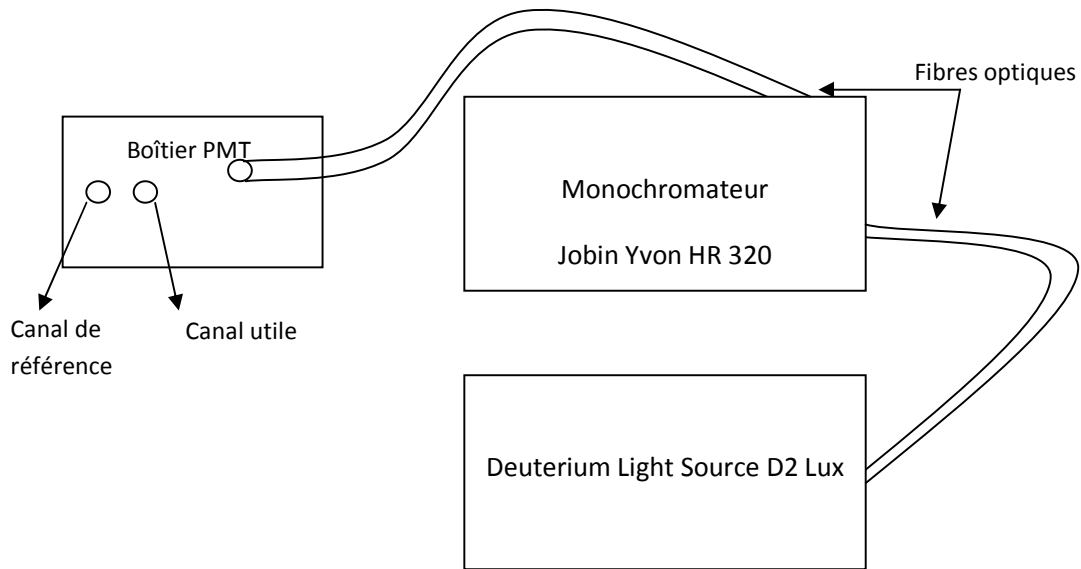


Figure II-17: Schéma de principe de la caractérisation du système à deux canaux

La Figure II-18 représente les résultats obtenus pour le canal utile et le canal de référence en utilisant la méthode précédente. Les deux canaux sont centrés respectivement sur 377.5 nm et 547.5 nm avec des largeurs à mi hauteur de 10 nm et 27 nm.

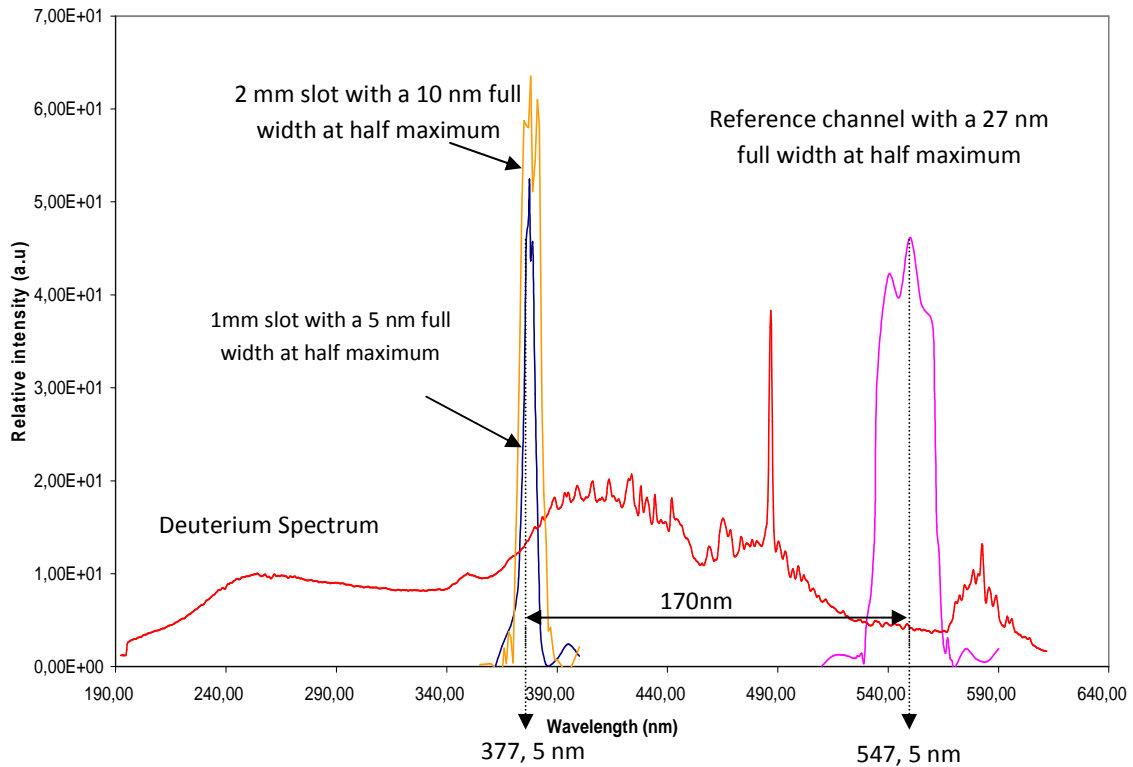


Figure II-18: Positionnement spectral des canaux utiles et de référence

Initialement, le système de photodétection bi-canal utilisait ces deux canaux spectraux. Nous avons constaté avec la dernière génération de prototype qui permet de sélectionner les canaux sur toute la gamme spectrale UV-VISIBLE, que nous obtenons de meilleures performances en utilisant un canal de référence dans l'UV. Cela s'explique par le fait que ce canal UV est à plus forte énergie que l'émission bande à bande du GaN et n'est perturbé ni par la contribution « yellow bande du GaN, ni par des fluorescences éventuelles excitées par la radioluminescence UV du GaN.

II.4.2.2 Détection spectrométrique à 32 canaux

Comme dans le cas du système à deux canaux, le signal de radioluminescence est envoyé sur un réseau de diffraction en réflexion blazé qui focalise les composantes spectrales sur 32 pixels de $7 \times 1 \text{ mm}^2$ d'un tube photomultiplicateur multi-anodes.

Chaque canal spectral est amplifié séparément et acquis sur une carte d'acquisition 32 voies. La Figure II-19 représente le prototype du système de spectromètre 32 canaux.



Figure II-19: Spectromètre 32 canaux

Pour améliorer la précision des mesures, nous avons ajouté une fente fine devant les pixels pour éviter des lumières parasites.

II.4.2.2.1 Caractérisation du système de détection à 32 canaux

Le but de cette caractérisation est d'établir la fonction de transfert du spectromètre 32 canaux. Le photomultiplicateur multianode a été placé pour que le pic correspondant de la contribution du GaN (380 nm) soit sur le canal 7.

Pour cette caractérisation du spectromètre, il faut mesurer la puissance $P(\lambda)$ en entrée de spectromètre (à l'aide d'un powermètre) et la tension $V_{\text{rms}}(\lambda)$ en sortie de spectromètre

et pour différentes longueurs d'onde. La Figure II-20 représente la configuration instrumentale mise en œuvre pour la caractérisation du système à 32 canaux:

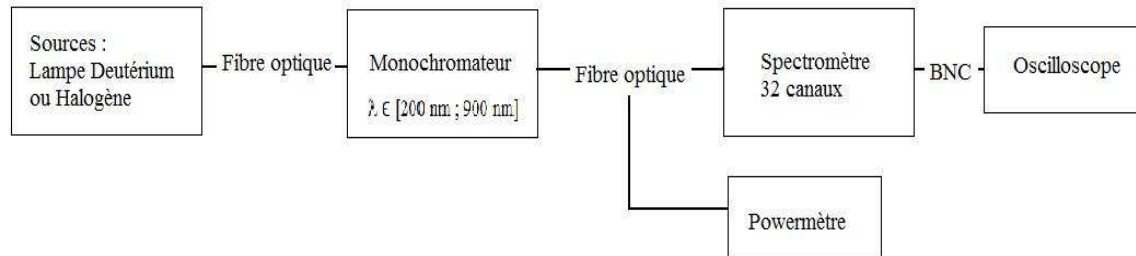


Figure II-20: Configuration instrumentale mise en œuvre pour la caractérisation du spectromètre 32 canaux

Le rapport $V_{RMS}(\lambda)/P(\lambda)$ représente la fonction de transfert du spectromètre 32 canaux (Figure II-21). De même, grâce à un balayage en longueurs d'ondes avec le monochromateur, on a pu déterminer la largeur spectrale de chaque canal qui est en moyenne de 22 nm.

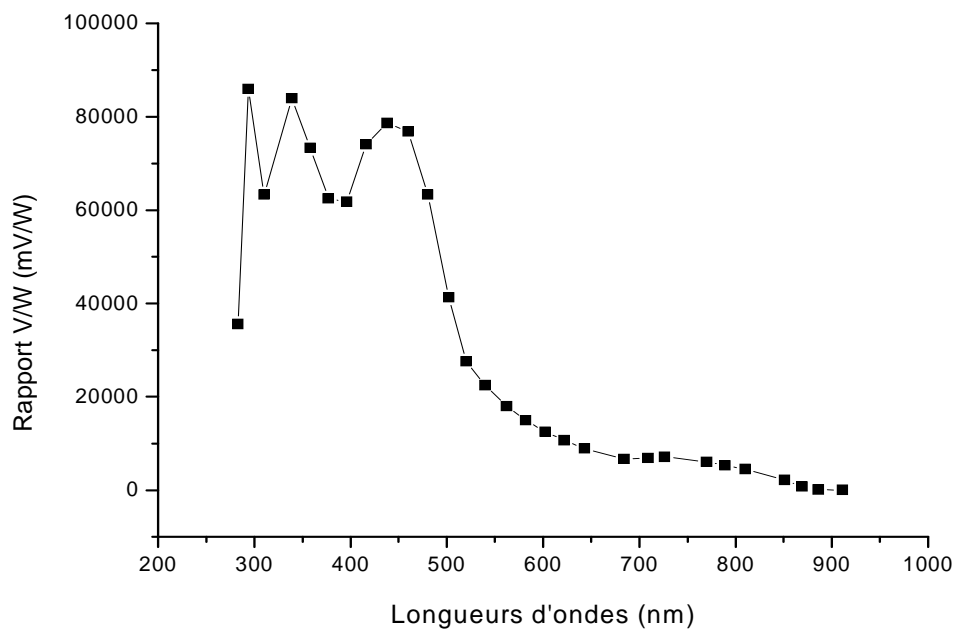


Figure II-21: Fonction de transfert du spectromètre 32 canaux

Toutes les mesures de spectres sont systématiquement corrigées pour prendre en compte la fonction de transfert du spectromètre. De plus, du fait qu'on a 32 canaux disponibles, on peut utiliser ce système spectrométrique pour implémenter une méthode bi-canal ou le canal de référence peut être sélectionné sur toute la plage UV-VISIBLE.

II.4.3 Mesure différentielle

Pour mettre en œuvre une mesure différentielle dans le domaine spatial, il convient d'utiliser une sonde comprenant deux fibres optiques identiques (bundle de fibres), l'une ayant à son extrémité distale le cristal GaN (canal utile), l'autre étant obturée à son extrémité distale (canal de référence). Une telle sonde est représentée sur la Figure II-22.

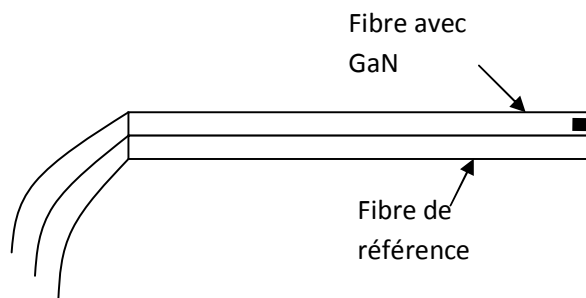


Figure II-22: méthode différentielle

La sortie de la fibre est connectée à un câble de liaison intégrant également deux fibres optiques. Les signaux en sortie de ces deux fibres sont détectés par deux tubes photomultiplicateurs ou par un tube photomultiplicateur multianode.

On obtient en sortie de la chaîne d'amplification deux signaux D_{ut} et D_{ref} correspondant respectivement aux canaux utile et de référence, signaux qui sont reliés par l'équation suivante :

$$D_{ut} = k \cdot D_{ref} + D_{GaN} \quad (II-11)$$

Où D_{GaN} correspond à la contribution du GaN (présente exclusivement dans le canal utile) et k est une constante qui dépend de la réponse intrinsèque des fibres et des chaînes d'amplification.

La valeur de k peut être estimée durant une phase de calibration. Pour cela, on acquiert n points de mesures ($D_{ut,i}; D_{ref,i}$) obtenus sous différentes tailles de champ d'irradiation. Il convient ensuite d'estimer k à partir du système linéaire suivant :

$$\begin{cases} D_{ut,1} = k.D_{ref,1} + D_{GaN} + b_1 \\ \dots \\ D_{ut,i} = k.D_{ref,i} + D_{GaN} + b_i \\ \dots \\ D_{ut,n} = k.D_{ref,n} + D_{GaN} + b_n \end{cases} \quad (\text{II-12})$$

Où b_i représente le bruit de mesure sur la $i^{\text{ème}}$ mesure.

L'estimée de la constante k au sens des moindres carrés s'écrit :

$$\tilde{k} = \frac{\sum_{i=1}^n (D_{ut,i} - \bar{D}_{ut})(D_{ref,i} - \bar{D}_{ref})}{\sum_{i=1}^n (D_{ref,i} - \bar{D}_{ref})^2} \quad (\text{II-13})$$

$$\text{Avec : } \bar{D}_{ut} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_{ut,i} \text{ et } \bar{D}_{ref} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_{ref,i}$$

À l'issue de cette phase de calibration, il sera possible d'estimer la contribution de GaN à partir des valeurs mesurées sur les deux canaux en utilisant la relation :

$$\tilde{D}_{GaN} = D_{ut} - \tilde{k}.D_{ref} \quad (\text{II-14})$$

Les équations précédentes sont tout à fait comparables à celles utilisées pour des mesures différentielles dans le domaine spectral. Par ailleurs, la méthode différentielle dans le domaine spatial utilise tout le spectre de la radioluminescence de la sonde ce qui améliore la réjection de la contribution parasite et minimise les pertes due à l'utilisation des filtres optiques ou des réseaux de diffraction utilisés dans le domaine spectrale. Cependant, il faut noter que dans cette configuration la sonde met en œuvre un faisceau de deux fibres optiques ce qui est moins favorable pour la miniaturisation alors qu'en travaillant dans le domaine spectral une seule fibre suffit.

II.5 Acquisition des données

II.5.1 Mise en forme du signal de sortie du système étudié

Les signaux sortants de la chaîne de photodétection, sont traités en utilisant une carte d'acquisition rapide (10 Millions d'échantillons par seconde et par voie).

L'émission des électrons par l'accélérateur linéaire est pulsée (voir la Figure II-23). Il s'agit d'impulsions de $5\mu\text{s}$ avec un temps de répétition qui varie selon le débit de dose utilisé (de 3 ms pour un débit de dose de 6 Gy/min à 18 ms pour un débit de dose de 1 Gy/min).

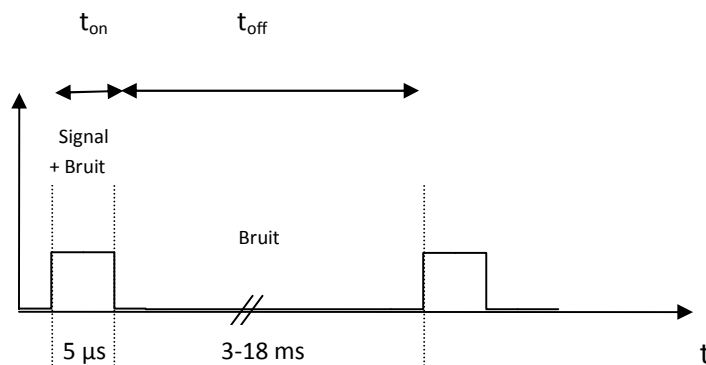


Figure II-23: Signal d'émission des électrons par l'accélérateur linéaire. t_{on} désigne le temps pendant lequel le canon à électrons émet un paquet d'électrons et t_{off} est le temps séparant deux émissions.

Ce signal pulsé a un rapport cyclique inférieur à 0,001. Le rapport cyclique est défini comme :

$$\text{Rapport cyclique} = \frac{t_{on}}{t_{on} + t_{off}} \quad (\text{II-15})$$

Pour optimiser le rapport signal à bruit, il est important de ne pas intégrer le signal au cours du temps car on intégrerait pendant 99,9% du temps du bruit. Au contraire, il faut fenêtrer temporellement le signal autour de chaque impulsion. On déclenche

l'acquisition sur chaque impulsion pour une durée double de celle de l'impulsion de manière à retrancher la ligne de base résultant par exemple d'offset de la chaîne d'amplification ou de lumière parasite qui ne sont pas de ce fait modulées (voir Figure II-24).

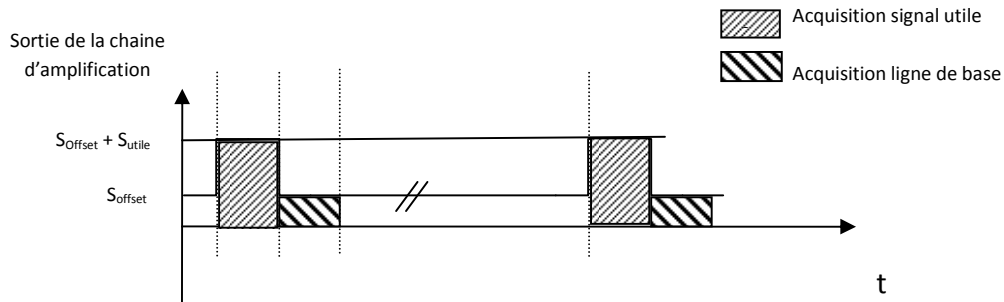


Figure II-24: Traitement des offsets en sortie de la chaîne d'amplification

L'énergie déposée par chaque tir peut être estimée à partir de l'aire de chaque impulsion : $E = S_{\text{utile}} * t_{\text{on}}$ (II-16)

Si on n'acquiert le signal uniquement sur la durée d'impulsion, on obtient :

$$E' = (S_{\text{utile}} + S_{\text{offset}}) * t_{\text{on}} \quad (\text{II-17})$$

Il apparaît clairement que la mesure est perturbée par l'offset.

Par contre, en acquérant le signal sur deux fois la durée d'impulsion, on peut estimer correctement le signal utile en retranchant la ligne de base :

$$E'' = (S_{\text{utile}} + S_{\text{offset}}) * t_{\text{on}} - S_{\text{offset}} * t_{\text{on}} = S_{\text{utile}} * t_{\text{on}} \quad (\text{II-18})$$

Il est possible d'utiliser un signal de déclenchement fourni par l'accélérateur linéaire, qu'il s'agisse d'une image du courant circulant dans la cible de tungstène (connecteur « target I » sur les accélérateurs Varian) ou du courant de magnétron ou klystron. Mais il est également possible, pour s'affranchir de toute interaction avec l'accélérateur de se déclencher directement sur le signal photodéecté.

Le système de détection bi-canal est associé à un système d'acquisition Acquitek (Figure II-25). Cette carte dispose de quatre entrées analogiques 12 bits (4 voies d'acquisition synchrone à 10 Mech/s) et d'une entrée de synchronisation. Un logiciel permettant l'acquisition des données, l'extraction de la droite de calibration et le calcul en temps différé de la dose a été développé sous Labwindows CVI par l'INL.



Figure II-25: La carte d'acquisition Acquitek

Le système de photodétection spectrométrique 32 voies nécessite l'acquisition synchrone à 10 Mech/s de 32 voies. Pour cela 4 cartes 8 voies/16 bits sur bus PCI express sont utilisées. Un stagiaire INL développe un logiciel embarqué sur ces cartes (FPGA) pour réaliser en amont un prétraitement et une compression des données (mesure de la dose élémentaire correspondant à chaque impulsion de tir). Cela permettra de limiter la bande passante nécessaire au transfert des données et de soulager le processeur du PC, conditions nécessaires pour développer un logiciel de dosimétrie temps réel.

II.5.2 Choix de présentation des données comparatives entre le système étudié et la chambre d'ionisation de référence

Le logiciel de mesure de dose développé à l'INL affiche les résultats obtenus par le système proposé avec son propre unité de mesure « u.a. ». Cette valeur affichée représente l'aire de la courbe de la réponse du système durant l'irradiation (cf chapitre III.4). Pour pouvoir utiliser ce système en routine clinique, une procédure d'étalonnage pour rendre la réponse du système en unité de dose délivrée / absorbée en Gy est indispensable. Avant de pouvoir utiliser le système, il faut étudier les caractéristiques physiques et dosimétriques du système, et tester de manière approfondie les différentes

méthodes de réjection de la luminescence parasite afin de proposer une solution pour un système opérationnel du système et de déterminer les différents facteurs de correction à appliquer aux valeurs mesurées par le système.

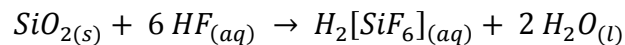
Dans le chapitre 3, et pour certains caractéristiques dosimétriques, la réponse du système a été comparée avec celle d'une chambre d'ionisation de type PTW 31003 dont la réponse est exprimée en nC (nano coulomb). Pour réaliser les comparaisons, on a normalisé la réponse des deux systèmes soit par rapport au maximum soit par rapport à une valeur de référence.

En effet à ce stade de l'étude, ce mode de présentation des résultats s'avère plus direct, et une traduction en « dose absorbée » relèverait alors plus d'un artifice de présentation rendant encore plus complexe l'analyse des résultats.

II.6 La sonde implantable

La sonde implantable est constituée d'une fibre optique dont le cœur est en silice fondue (SiO₂) avec à son extrémité distale un transducteur GaN cubique avec des dimensions de l'ordre de 300µm. Le volume sensible du détecteur est de l'ordre de 0.09 mm³.

La fabrication des sondes implantable commence par le clivage de la fibre optique. Elle se poursuit par la réalisation d'une microcavité à l'extrémité invasive de la fibre optique. Pour réaliser cette microcavité dans la fibre optique, une procédure spécifique a été développée à l'INL. La première étape consiste en la gravure chimique à l'acide fluorhydrique (HF 50%) du cœur en silice (SiO₂) de la fibre selon la réaction chimique suivant :



Cette étape permet de former une pointe ogivale (Wei P 2003) de silice à l'intérieur de la gaine en polymère qui n'est pas attaquée par le « HF » (Figure II-26). Le temps de gravure est d'environ 3 heures. ..

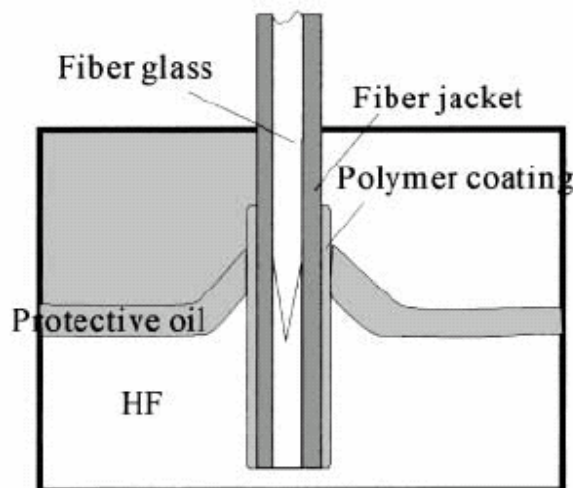


Figure II-26: gravure chimique d'une fibre optique à l'acide HF (Wei P 2003)

Une fois le traitement chimique terminé, on rince la fibre sous l'eau pour éliminer les traces d'HF puis on fait évaporer le reste qui se trouve dans la cavité avec une plaque chauffante. La

Figure II-27 présente une vue microscope d'une fibre qui a été gravée à l'HF.

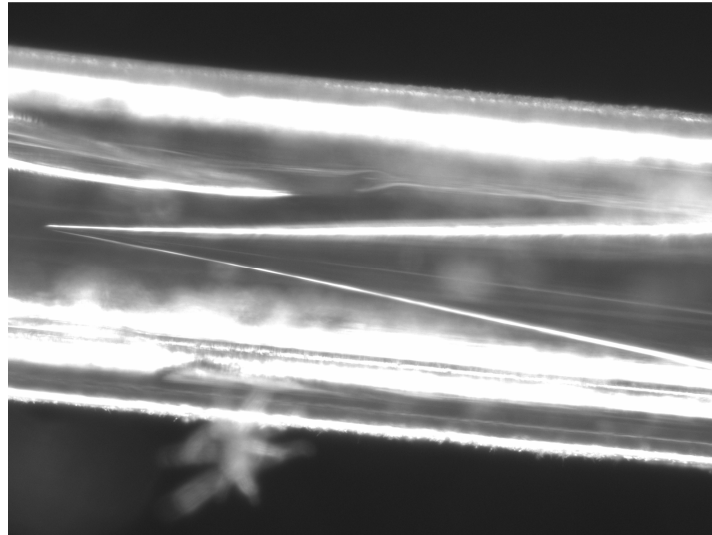


Figure II-27: Pointe en silice gravé dans le cœur d'une fibre optique

Il faut ensuite cliver la pointe avec un tube capillaire en silice de 300 μm de diamètre interne. En tordant légèrement la fibre et le capillaire, la pointe se décroche comme le montre la Figure II-28.

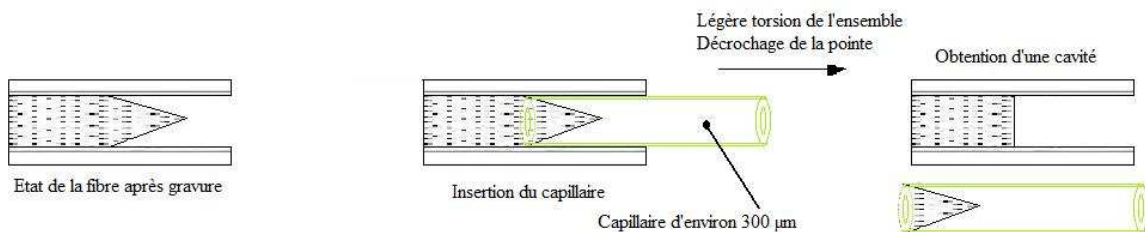


Figure II-28: Clivage des pointes de silice formées après la gravure

Ensuite, on effectue un polissage mécanique pour avoir un poli optique en fond de cavité. Pour faire cela, comme le montre la Figure II-29 on utilise une fibre optique de

diamètre un peu plus petit que celle utilisée et dont l'extrémité dispose d'une surface avec un poli optique (« fibre outil »). Le but de cette opération est de polir la surface de la fibre sans dégrader la gaine. Pour cette étape, une pâte diamantée dont le grain est de $1\mu\text{m}$ est déposée sur la « fibre outil ». On évacue ensuite la pâte diamantée et les résidus de silice par un nettoyage dans une cuve à ultrasons.

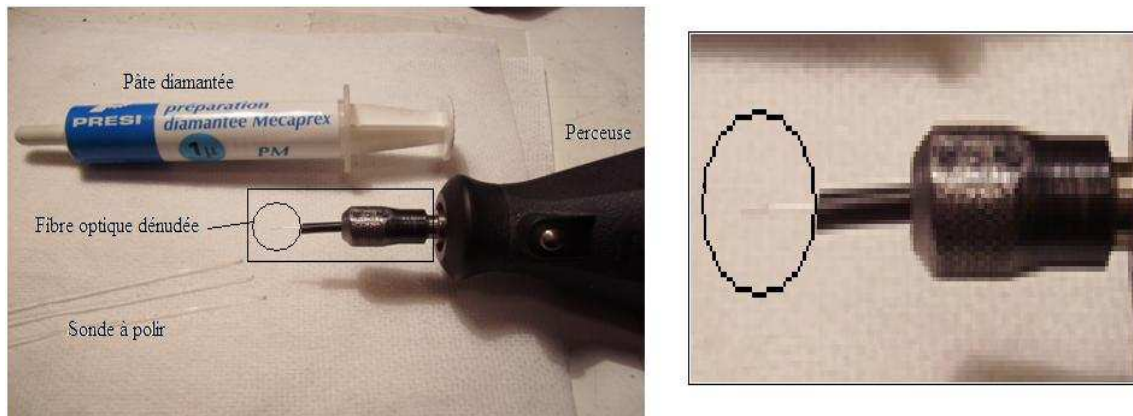


Figure II-29: Polissage mécanique d'une fibre optique

Une fois les sondes préparées, on doit préparer les cristaux de GaN : dans le but d'avoir un maximum de radioluminescence transmise par la fibre, on veut utiliser l'espace offert par la cavité. C'est pourquoi, on découpe et positionne nos cristaux suivants les mesures indiquées dans la Figure II-30 :

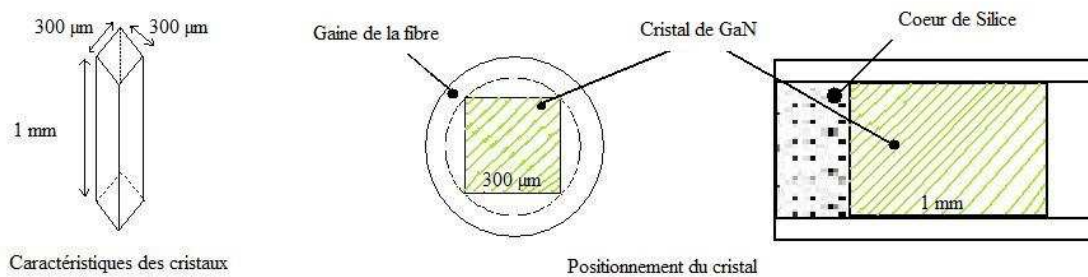


Figure II-30: Mesures et position du cristal dans la cavité

Enfin, et pour améliorer le rendement de collecte et adapter les indices de réfraction du GaN ($n= 2.29$) à celui du cœur de la fibre ($n= 1.46$), nous utilisons un gel d'adaptation d'indice ($n= 1.83$) à l'interface entre ces deux matériaux.

Des études sont en cours pour développer un procédé de fabrication sans les étapes de clivage et de polissage en utilisant un gel d'adaptation d'indice avec un indice identique à celui de la silice.

L'ensemble de la sonde implantable est présentée sur la Figure II-31.

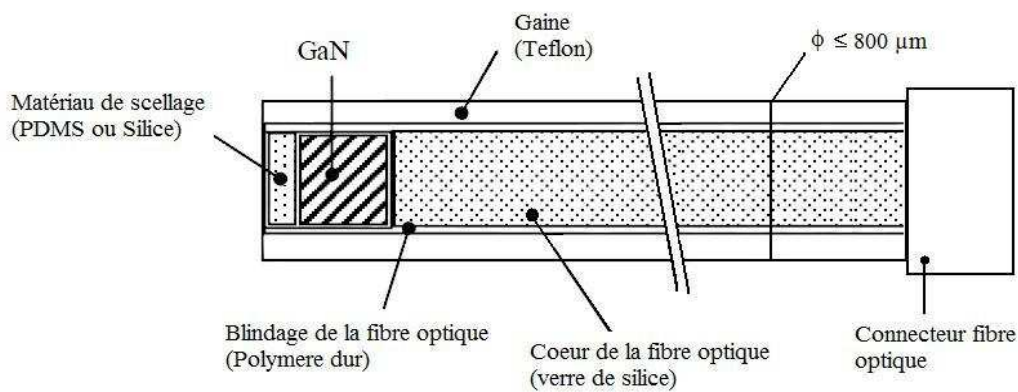


Figure II-31: La sonde implantable

II.7 Conclusion

Le GaN a été retenu comme matériau transducteur pour la suite du projet au vu de ses nombreux avantages par rapport aux matériaux scintillants:

- un fort rendement de radioluminescence ($\sim 10^5$ photons/MeV),
- une émission UV à bande étroite, ce qui permet d'obtenir un bon rapport signal/bruit par simple filtrage optique,
- une très grande résolution temporelle avec un temps de réponse très court (< 1 ns), permettant la mesure en temps réel de la dose délivrée, notamment lorsque celle-ci est pulsée.

Ces propriétés permettent d'utiliser un transducteur de très faible volume ($< 0,1 \text{ mm}^3$) ce qui minimise les perturbations induites sur l'irradiation et facilite la miniaturisation de la partie invasive de la sonde. Le transducteur GaN est encapsulé dans une cavité à

l'extrémité d'une fibre optique de faible diamètre ($< 800 \mu\text{m}$) pour constituer la sonde implantable. Un procédé d'élaboration de microcavités dans le cœur d'une fibre dont la gaine optique est en polymère a été développé. Il consiste en une gravure chimique de l'extrémité de la fibre pour obtenir une pointe ogivale.

Le module de photodétection proposé met en œuvre une méthode de mesure différentielle après sélection spectrale. Ce module fonctionne sur deux canaux spectraux de largeurs différentes, l'un contenant le signal utile et l'autre servant de canal de référence. Cette configuration Bi-Canal est nécessaire pour retrancher efficacement la contribution des luminescences parasites (Cerenkov, radioluminescence de la fibre optique, etc.) et extraire avec précision le signal utile (radioluminescence du GaN). Une deuxième génération de module de photodétection en cours de développement implémente un tube photomultiplicateur multianode et une détection spectrométrique sur 32 canaux avec pour objectif de mettre en œuvre des méthodes plus efficaces de réjection des luminescences parasites.

II.8 Références

- Frelin AM, Fontbonne JM, Ban G, Colin J, and Labalme M. «Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters.» *Med. phys.* 32 (9), 2005: 3000-3006.
- Chtchekine DG, Gilliland GD, Feng ZC, Chua SJ, Wolford DJ. «Temperature dependence of bound exciton emissions in GaN.» *MRS Internet J. Nitride Semicond. Res.* 4S1, G6.47, 1999.
- Jayapalan J, Skromme BJ, Vaudo RP, and Phanse VM. «Optical spectroscopy of Si-related donor and acceptor levels in Si-doped GaN grown by hydride vapor phase epitaxy.» *Appl. Phys. Lett.* 73, 1998: pp. 1188-1190.
- Mathieu H. *Physique des semiconducteurs et des composants électroniques*. DUNOD, 2001.
- Moore WJ, Freitas JA, Lee SK, Park SS, and Han JY. «Magneto-optical studies of free-standing hydride-vapor-phase epitaxial GaN.» *Phys. Rev. B.* 65, 081201, 2002: pp. 1-4.
- Neugebauer J, and Van de Walle CG. «Gallium vacancies and the yellow luminescence in GaN.» *Appl. Phys. Lett.* 69, 1996: pp. 503-505.
- PITTET P. «Thèse: "Conception et mise en oeuvre de systèmes de détection optique de haute sensibilité".» Université Claud Bernard- Lyon, 2007.
- Reshchikov MA, and Morkoc H. «Luminescence properties of defects in GaN.» *J. Appl. Phys.*, 97, 2005: pp. 91-95.
- Wei P, Chen Y, Kuo H. «Systematic variation of polymer jacketed fibres and the effects on tip etching dynamics.» *Journal Of Microscopy-Oxford*, 210, 2003.

Chapitre 3: Résultats

III. Chapitre 3: Résultats

Table des matières

III. CHAPITRE 3: RESULTATS.....	91
TABLE DES FIGURES.....	93
TABLE DES TABLEAUX.....	95
III.1 INTRODUCTION.....	96
III.2 ÉVALUATION DE LA DETECTABILITE DE CERTAINS TYPES D'ERREURS.....	96
III.2.1 L'ouverture du champ.....	96
III.2.2 Energie.....	99
III.2.3 DSP.....	99
III.2.4 Variation de rotation.....	100
III.2.5 Collimateur multi-lames (MLC).....	101
III.3 CARACTERISATION EN PHOTOLUMINESCENCE DU GAN.....	102
III.3.1 Dépendance à la température de la photoluminescence du GaN fortement dopé.....	104
III.3.2 Effet de l'irradiation sur les caractéristiques spectrales du GaN.....	105
III.4 LE SIGNAL DE DETECTION EN TEMPS REEL.....	108
III.5 L'EFFET DE L'OUVERTURE DU CHAMP D'IRRADIATION.....	109
III.6 REPETABILITE ET REPRODUCTIBILITE.....	114
III.6.1 La répétabilité du système.....	114
III.6.2 La reproductibilité du système.....	117
III.7 LINEARITE.....	120
III.8 DEPENDANCE DU DEBIT DE DOSE.....	122
III.9 DEPENDANCE ANGULAIRE.....	126
III.10 COURBE DE RTM.....	128
III.11 DEPENDANCE A L'ENERGIE.....	133
III.11.1 Equivalence GaN-tissu.....	133
III.11.2 Dépendance à l'énergie des photons.....	135
III.11.3 Dépendance à l'énergie des électrons.....	136
III.12 TENUE A L'IRRADIATION.....	139

III.13	STERILISATION DE LA SONDE GAN-FIBRE OPTIQUE.....	141
III.13.1	Effet de la stérilisation sur la réponse du système GaN-fibre	141
III.13.2	Courbe RTM d'une sonde stérilisée	142
III.13.3	Dépendance à l'énergie du faisceau des électrons d'une sonde stérilisée.	146
III.14	ANALYSE DE LA RADIOLUMINESCENCE DU SYSTEME GAN-FIBRE AVEC LE SPECTROMETRE 32 VOIES.....	149
III.15	CONCLUSION.....	154
III.16	REFERENCES	157

Table des figures

Figure III-1: La variation de la dose délivrée à l'isocentre de faisceau par rapport au changement de l'ouverture du champ	97
Figure III-2 : La variation de la distribution de dose pour a) champ 10 x 10cm ² et b) champ 11 x 11 cm ²	98
Figure III-3: La variation de la distribution de dose pour a) condition de référence, a) angle de bras 10°, et c) Angle de table 10°	100
Figure III-4: La réponse spectrale de photoluminescence en réflexion, à température ambiante, du GaN dopé à 10 ¹⁸ cm ⁻³ (A-sub) et à 1.5 10 ¹⁹ cm ⁻³ (B-sub)	102
Figure III-5: La réponse spectrale de la photoluminescence en transmission, à température ambiante, comparé à celle en réflexion pour des substrats de GaN dopé:....	103
Figure III-6: Les spectres d'émission de photoluminescence du GaN fortement dopé pour des différentes températures	104
Figure III-7: Les spectres de photoluminescence pour les substrats de GaN a) dopé 1.5 10 ¹⁹ cm ⁻³ , b) 10 ¹⁸ cm ⁻³ avant et après une irradiation de 200 Gy avec des faisceaux de photons de 6MV et des électrons de 6MeV	106
Figure III-8: Emission de radioluminescence d'un substrat de GaN dopé silicium et irradié par un faisceau de photons de 6MV	107
Figure III-9: Signal en sortie du Photodétecteur (PMT)	108
Figure III-10: Fluctuations du niveau des impulsions détectées pour deux mesures différentes.....	108
Figure III-11: Deux courbes dose-réponse (en intégrant impulsions détectées), correspondant aux deux mesures, respectivement.....	109
Figure III-12: Augmentation de l'amplitude du signal détecté avec l'augmentation de la taille du champ d'irradiation.....	110
Figure III-13: Signal de sortie en fonction de la taille du champ	111
Figure III-14: Réponse du système GaN-fibre pour différents taille du champ et pour une dose constante à l'isocentre (où est placé le GaN) en utilisant la méthode Bi-Canal pour 2 énergies différentes (6 et 18 MV).....	112
Figure III-15: Réponse propre du GaN par rapport à la taille du champ d'irradiation comparée à celle d'une chambre d'ionisation (le champ 10x10 est la référence pour chaque système)	114
Figure III-16: Répétabilité des mesures (n = 50) obtenues par le système GaN-fibre pour a) un champ 1x1cm ² , et b) un champ 20x20 cm ²	115
Figure III-17: Distribution de la réponse du système pour un champ 1x1 cm ²	116

Figure III-18: Reproductibilité des mesures après manipulation de la connexion de la sonde avec la fibre de liaison.....	118
Figure III-19: Reproductibilité de la connexion de la fibre de liaison avec le système de photodétection.....	119
Figure III-20: La réponse du système GaN-fibre en fonction du celle d'une chambre d'ionisation de type PTW 31003 placée à côté du système.	121
Figure III-21: Réponse du système de GaN-fibre en fonction du débit de dose, la valeur obtenue pour le débit de 300 UM/ min est prise comme référence	122
Figure III-22: Réponse du système de GaN-fibre en fonction du débit de dose pour une durée d'irradiation constante. La linéarité des résultats prouve que les doses mesurées sont indépendantes du débit de dose	124
Figure III-23: Configuration expérimentale	126
Figure III-24: Mesure Bi-canal de l'effet directionnel sous un faisceau de photons de 18MV	126
Figure III-25: Mesure Bi-canal de l'effet directionnel sous un faisceau d'électrons de 6MeV	128
Figure III-26: Configuration des dosimètres	129
Figure III-27: La courbe RTM de la sonde de GaN-fibre et de la chambre d'ionisation pour un champ de a) 5x5 cm ² , b) 10x10 cm ² , c)15x15 cm ² , et d) 20x20 cm ²	131
Figure III-28: Variation en fonction de l'énergie des coefficients d'atténuation massiques pour les tissus mous, Si, SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , scintillateur plastique, et du GaN [Données reprises du site NIST]	133
Figure III-29: Pouvoir d'arrêt massique pour les tissus mous et le nitrure du gallium (GaN) en fonction de l'énergie des électrons [Données reprises du site NIST].....	134
Figure III-30: Dépendance à l'énergie de la sonde GaN-fibre pour les photons de 6MV et 18 MV	135
Figure III-31: Dépendance à l'énergie du détecteur GaN-fibre pour les électrons de 6 MeV au 18 MeV	137
Figure III-32: comparaison entre les résultats obtenus et le rapport des pouvoirs d'arrêt massique du GaN pour les énergies des électrons utilisées	138
Figure III-33: Modification de la réponse du système GaN-fibre avant et après une irradiation de 300 Gy par un faisceau d'électrons de 18 MeV	139
Figure III-34: La variation de la courbe du RTM en fonction de la taille du champ pour a) le système SECURISOSE avec l'utilisation du filtre du canal utile, b) une chambre d'ionisation PTW 31003.....	143

Figure III-35: Courbe RTM de la sonde de GaN stérilisée et de la chambre d'ionisation pour un champ de a) 5x5 cm ² , b) 10x10 cm ² ; mesure avec la méthode bi-canal, k_{fibre} est calculé par une calibration effectuée à une profondeur de 1,5 cm.	145
Figure III-36: Dépendance à l'énergie de la sonde GaN irradiée à 29 kGy pour les électrons de 9 MeV à 18MeV	147
Figure III-37: Réponse du GaN seul, après une stérilisation gamma, obtenue par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie des électrons.....	148
Figure III-38: Spectre de radioluminescence du système GaN-fibre et d'une fibre optique sans détecteur pour des faisceaux de photons de a) 6 MV et b) 18 MV, et pour deux tailles de champs 5x5 cm ² et 35x35 cm ²	150
Figure III-39: Spectre 32 voies de la radioluminescence du GaN seul	151
Figure III-40: Spectre de la fibre optique pour différentes ouvertures de champ	153

Table des tableaux

Tableau III-1: La variation de dose à l'isocentre de faisceau avec l'ouverture du champ	97
Tableau III-2: La variation de dose à l'isocentre de faisceaux avec l'ouverture du champ pour 18 MV	98
Tableau III-3: La variation de dose à l'isocentre de faisceaux avec la DSP	99
Tableau III-4: Contributions du GaN et de la fibre optique pour des faisceaux de photons de 6MV et 18 MV	111
Tableau III-5: Les résultats de la répétabilité du système GaN+fibre pour deux tailles du champ 1x1 cm ² et 20x20 cm ²	116
Tableau III-6: Résultats de reproductibilité des mesures après manipulation de la connexion de la sonde avec la fibre de liaison.....	119
Tableau III-7: Résultats de la reproductibilité de la connexion de la fibre de liaison avec le boîtier du système de photodétection.....	120
Tableau III-8: Valeurs de pouvoir d'arrêt massique pour le tissu mou et le GaN vis-à-vis des électrons [source NIST]	134
Tableau III-9: Les valeurs de K_{fibre} et la contribution du GaN; obtenus par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie de faisceau d'électrons	138
Tableau III-10: Valeurs de $D_{1,\text{GaN}}$ et K_{fibre} avant et après une stérilisation par irradiation Gamma (dose de 29 kGy délivrée par une source ⁶⁰ Co)	142
Tableau III-11: Les valeurs de K_{fibre} et la contribution du GaN pour une sonde stérilisée; obtenus par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie de faisceau d'électrons	147

III.1 Introduction

Les variations de la dose délivrée au patient ont été évaluées par simulation pour différentes sources d'erreurs lors d'une planification de traitement. L'objectif a été de déterminer selon la sensibilité du système quels types d'erreurs peuvent être efficacement détectés. Par ailleurs, le système proposé a été caractérisé sur une installation utilisée en routine clinique. Les études de caractérisation opérationnelle réalisées sur fantôme ont permis de caractériser les performances du système développé tant sur les aspects métrologiques que dosimétriques.

III.2 Évaluation de la détectabilité de certains types d'erreurs

Afin d'étudier les types des erreurs détectables par une mesure ponctuelle, on a réalisé une simulation avec le logiciel de la planification de traitement DOSIGRAY. Pour cela, on a utilisé un dossier d'un patient atteint d'un cancer de la prostate. Pour simplifier la simulation, on a supposé que le patient est traité par un unique faisceau antérieur de photons d'énergie de 6MV pour délivrer une dose de 2Gy (ce qui correspond à la dose délivrée normalement dans une séance de traitement). La distance source axe est de 100cm, et le champ d'irradiation est 10x10 cm². Les conditions précédentes sont nos conditions de référence.

On a évalué par cette simulation des erreurs sur la taille du champ, sur l'énergie, sur la DSP (Distance Source Peau), et sur les angles de rotation. On a changé les différents paramètres de traitement et on a tracé le changement de la dose pour 17 points différents définis dans la coupe de l'isocentre de faisceau en utilisant le logiciel de la planification de dose (Dosigray). La profondeur de la coupe de l'isocentre est d'environ 12.5cm.

III.2.1 L'ouverture du champ

Au début, on a évalué l'effet du changement de l'ouverture du champ sur la dose délivrée à l'isocentre de faisceau. Les variations de la dose sont présentées dans le Tableau III-1.

Taille du champ (cm)	5	7	8	10	11	12	15	20	25	30	35	40
Dose (Gray)	1.78	1.88	1.925	2.00	2.03	2.06	2.14	2.25	2.28	2.31	2.31	2.32
Δ (%)	11.0	6.0	3.75	0.0	1.5	3.0	7.0	12.5	14.0	15.5	15.5	16.0

Tableau III-1: La variation de dose à l'isocentre de faisceau avec l'ouverture du champ

Par comparaison à la valeur de la dose délivrée pour une taille de champ de 10x10 cm², on peut noter que la variation de la dose délivrée à l'isocentre augmente avec l'ouverture du champ. Cette augmentation est due à l'augmentation de la quantité de rayonnement diffusé. Une petite variation de dose à l'isocentre de faisceau est observée pour des petits écarts d'ouverture du champ (de l'ordre de 1.5% entre le champ 10x10cm² et le champ 11x11cm²). De plus, on observe qu'il n'y a plus de variation de la dose à l'isocentre pour des ouvertures du champ supérieures à 30x30 cm², comme le montre la Figure III-1.

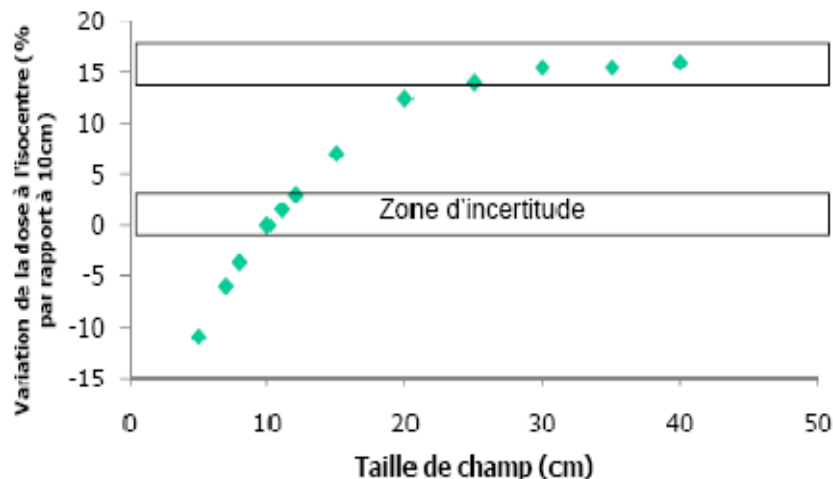


Figure III-1: La variation de la dose délivrée à l'isocentre de faisceau par rapport au changement de l'ouverture du champ

Sur la figure précédente, on constate qu'un système de mesure de dose capable de détecter par une mesure ponctuelle à l'isocentre toutes les variations dues à l'ouverture du champ, doit avoir une précision inférieure à 1% pour pouvoir mesurer des erreurs d'ouverture du champ de 1 cm. Par contre, pour les grands champs au delà de 30x30 cm², la valeur de la dose délivrée à l'isocentre devient constante, et ce n'est plus possible de détecter les variations de l'ouverture du champ.

Cependant, une mesure ponctuelle en bord du champ du fait de fort gradient de dose, permettrait de détecter de très faible variation de l'ouverture du champ (Figure III-2).

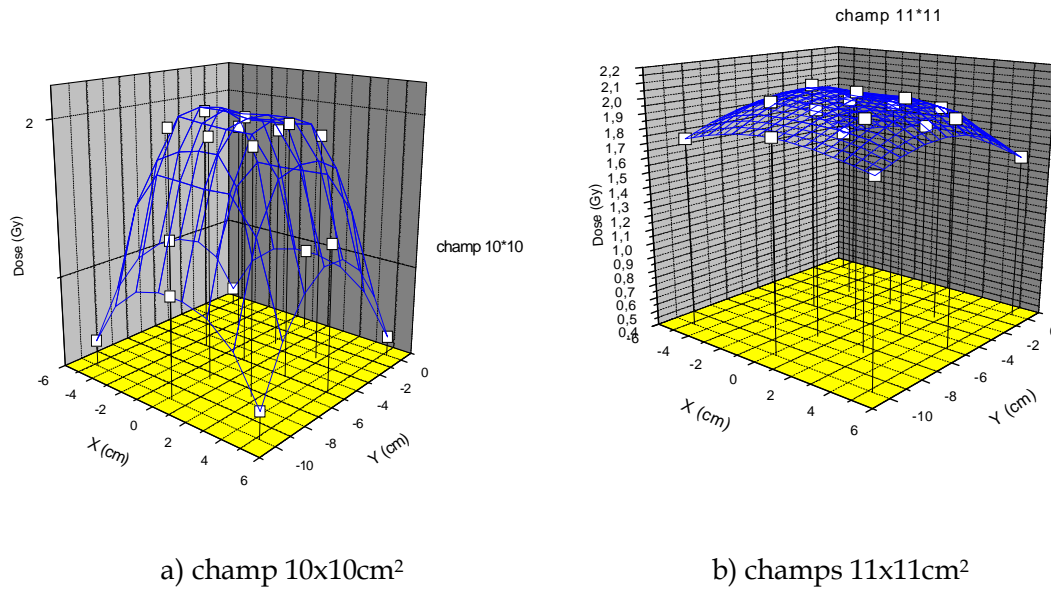


Figure III-2 : La variation de la distribution de dose pour a) champ 10 x 10cm² et b) champ 11 x 11 cm²

La Figure III-2 montre une représentation différentielle des variations de mesures (points blancs) lorsque le champ planifié de 10x10 cm² (fig. III-2 a) est modifiée en 11x11 cm² (fig. III-2 b). La détection de l'erreur de champ par un dosimètre ponctuel est plus efficace si celui-ci est en bord de champ (fort gradient de variation de dose) qu'au centre, où la variation est de 1.5%.

On a étudié la variation de l'effet de l'ouverture du champ pour deux énergies de faisceau de photons X (6MV et 18MV). Le Tableau III-2 présente la variation de la dose à l'isocentre avec l'ouverture du champ pour une énergie de 18 MV. On peut noter que ces changements sont plus petits que ceux observés pour 6 MV du fait de la diminution de la partie diffusée.

Taille du champ (cm)	5	7.5	10	12.5	15	20	25	30	35	40
Dose (Gray)	1.83	1.94	2.00	2.05	2.08	2.13	2.15	2.18	2.18	2.19
Δ (%)	8.5	3.0	0.0	2.5	4.0	6.5	7.5	9.0	9.0	9.5

Tableau III-2: La variation de dose à l'isocentre de faisceaux avec l'ouverture du champ pour 18 MV

III.2.2 Energie

Pour les mêmes conditions de traitement, si on change l'énergie des photons de 6MV à 18 MV, on obtient une variation de dose à l'isocentre de faisceau de 17%. Ainsi, on peut détecter l'erreur liée au changement de l'énergie des photons en mesurant la dose à l'isocentre.

III.2.3 DSP

Toujours dans ces mêmes conditions, la distance source- peau (DSP) est égale à 87.1 cm. Le Tableau III-3 montre que pour un changement de DSP de 2.5 cm on obtient une variation de dose de 5%. Cette variation atteint 10% pour un changement de DSP de 5 cm. On peut conclure qu'une mesure ponctuelle à l'isocentre de faisceaux permet de détecter des erreurs liée au changement de DSP.

DSP (cm)	87.1	84.6	82.1	84.6 avec un champ 7.5*7.5	82.1 avec un champ 5*5
Dose (Gray)	2.00	2.10	2.20	2.00	1.96
Δ (%)	0.0	5.0	10.0	0.0	2.0

Tableau III-3: La variation de dose à l'isocentre de faisceaux avec la DSP

Par contre, pour certains cas de doubles défauts (par exemple une erreur de DSP de 2.5cm et de l'ouverture du champ de 2.5 cm), il existe des conditions où aucune variation de dose à l'isocentre n'apparaît. Cependant, ces conditions de doubles défauts sont beaucoup moins probables.

III.2.4 Variation de rotation

Une rotation de 10° du bras de l'accélérateur entraîne une variation de 0.5% à l'isocentre. Un résultat identique est obtenu pour une rotation de table du traitement de 10° . Seul un dosimètre en bord du champ (zone de fort gradient de dose) permettrait de détecter ce type d'erreur (Figure III-3).

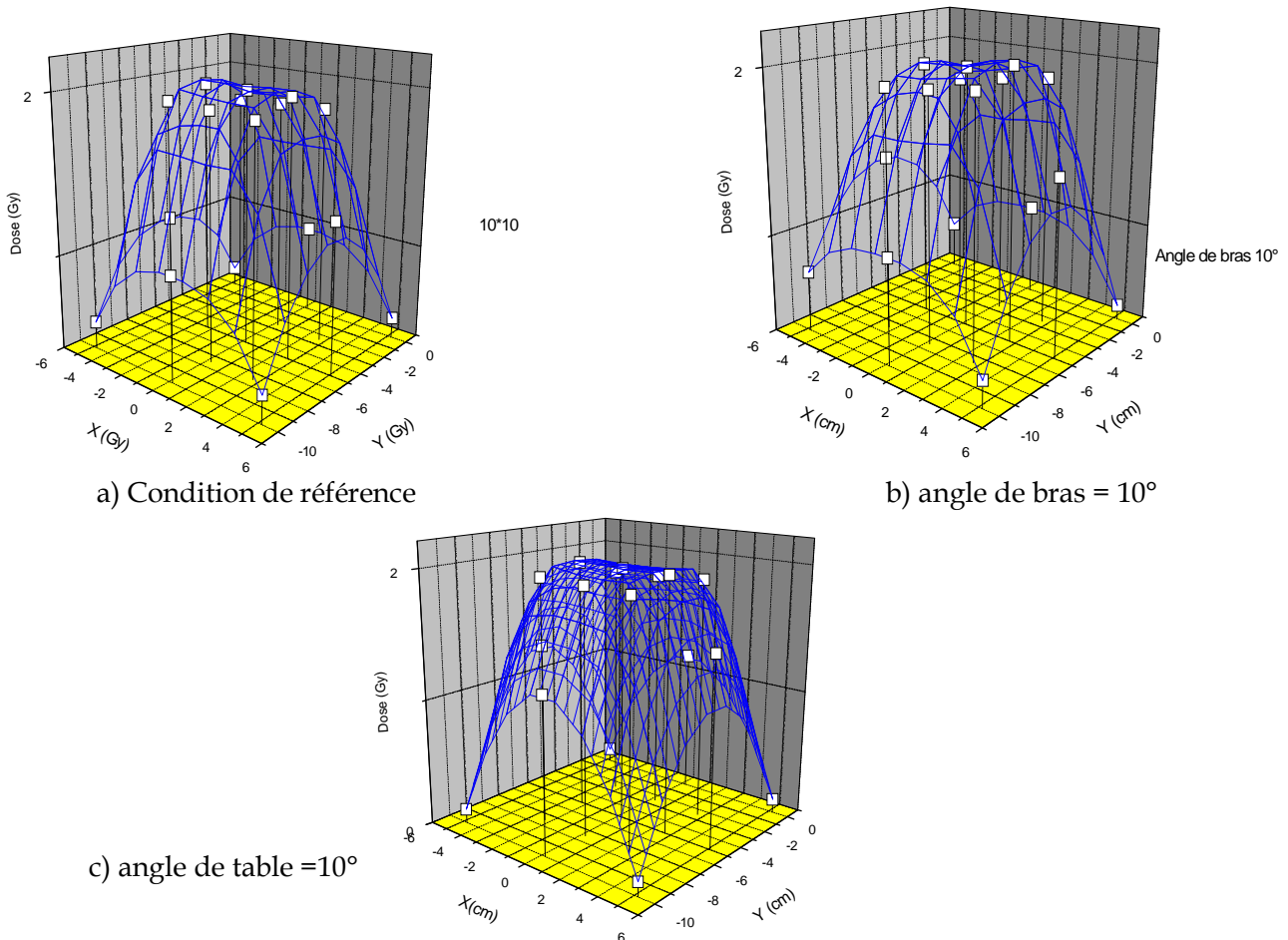


Figure III-3: La variation de la distribution de dose pour a) condition de référence, a) angle de bras 10° , et c) Angle de table 10°

III.2.5 Collimateur multi-lames (MLC)

Le changement de positionnement d'une ou même de plusieurs lames du système de collimateurs multi-lames ne change pas la valeur de la dose à l'isocentre de faisceau. Ce type de défaut n'est donc pas détectable avec une mesure ponctuelle à l'isocentre. Cependant, il existe aujourd'hui sur le marché des systèmes efficaces capables de détecter ce type de défaut (David® de PTW ou COMPASS® d'IBA). L'utilisation de l'imagerie portale peut être envisagée mais ni de manière systématique ni de manière continue du fait qu'elle ne supporte que de faibles doses d'irradiation.

III.3 Caractérisation en photoluminescence du GaN

La Figure III-4 montre les résultats de mesures de Photoluminescence (PL) en réflexion à la température ambiante, pour deux échantillons de GaN dopé silicium, l'un A-sub (dopé à 10^{18}cm^{-3}) et l'autre B-sub (dopé à $1.5 \times 10^{19}\text{cm}^{-3}$). Les deux spectres présentent un pic dominant à $E_p=3,40$ eV qui peut être facilement attribué à l'émission bande à bande.

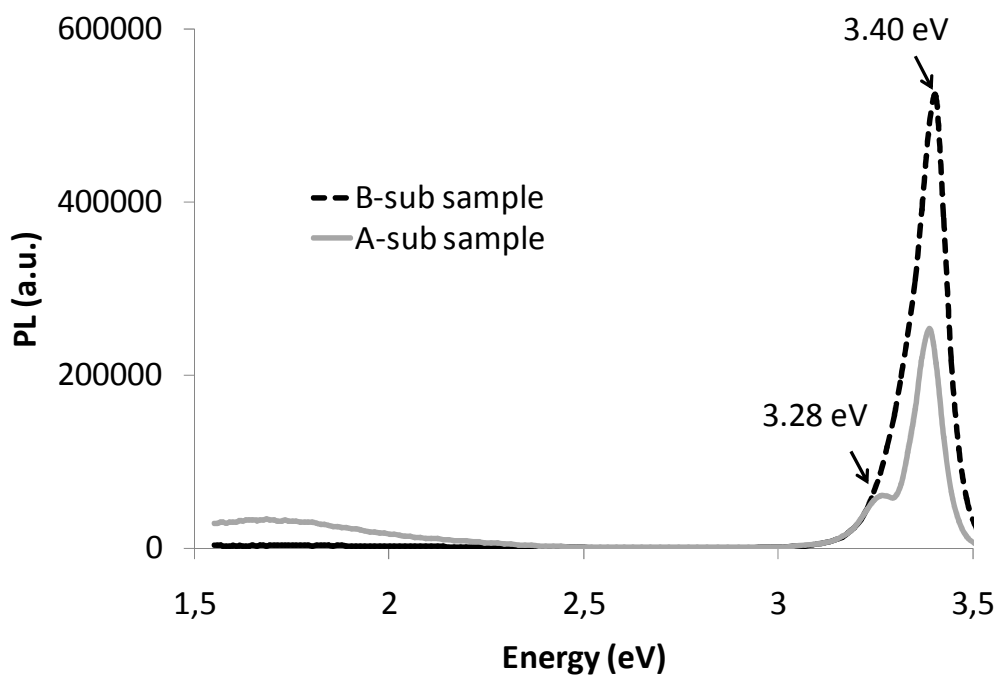


Figure III-4: La réponse spectrale de photoluminescence en réflexion, à température ambiante, du GaN dopé à 10^{18} cm^{-3} (A-sub) et à $1.5 \cdot 10^{19}\text{ cm}^{-3}$ (B-sub)

A température ambiante, cette émission bande à bande dans le GaN de haute qualité, est prédominante par rapport à celles liées aux transitions excitoniques². Le spectre de l'échantillon le moins dopé, présente une intensité d'émission bande à bande moins importante que celle de l'autre échantillon. Ceci est expliqué par le fait que le taux de recombinaisons radiatives dues aux transitions bande à bande est directement lié à la population des porteurs libres majoritaires.

² Excitonique est un terme d'opto-électronique désignant des phénomènes parasites para-excitatifs.

Dans le cas de l'échantillon le moins dopé, on peut remarquer une contribution de la bande DAP (donor-acceptor-pair) ou celle de e-A (conduction-band-to-acceptor) à 3.28eV et une large bande d'émission jaune (yellow luminescence, YL) qui s'étend jusqu'au proche infrarouge. Cette YL observée est due aux défauts (probablement liés aux lacunes dans le matériau du gallium (Neugebauer WJ 1996)).

Par ailleurs, l'échantillon le plus dopé (à $1,5 \cdot 10^{19} \text{cm}^{-3}$) manifeste un seul pic intense d'émission bande-à-bande, sans aucune contribution significative des autres bandes. Une hypothèse pour expliquer cette absence d'émission dans l'YL, est que les lacunes en gallium sont comblées par les atomes de dopant (silicium).

En conséquence, le choix s'impose de prendre le GaN le plus dopé pour notre sonde : le pic d'émission bande-à-bande est le signal le plus favorable à exploiter. L'intensité du pic permet une meilleure sensibilité de conversion RL (radioluminescence), et la bande étroite permet d'améliorer le rapport signal-sur-bruit en appliquant des filtres optiques pour la suppression du bruit de fond. De plus, il n'y a pas de contribution perceptible due aux défauts (YL).

La Figure III-5 montre les spectres PL en transmission à température ambiante, pour les deux échantillons, comparés avec ceux mesurés en réflexion.

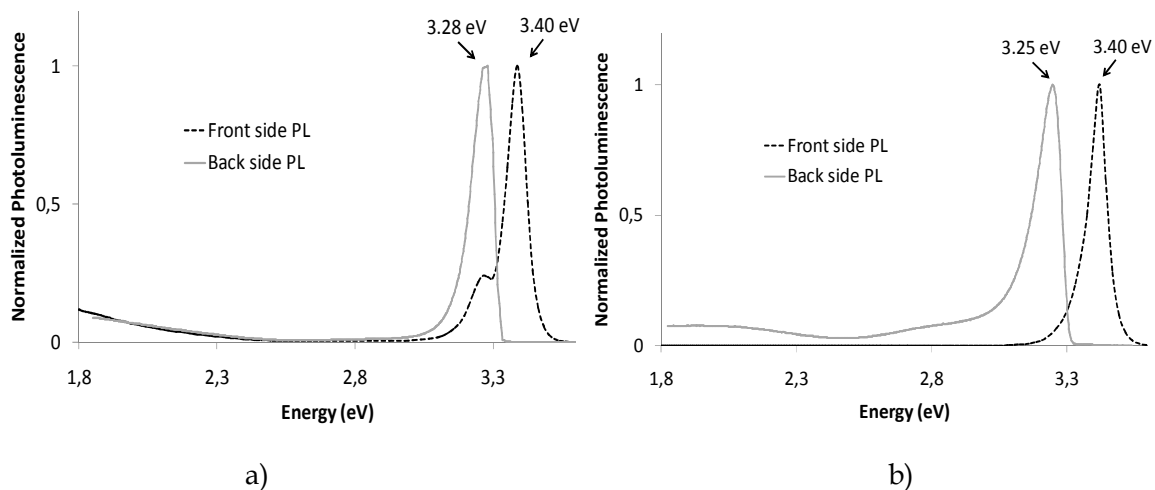


Figure III-5: La réponse spectrale de la photoluminescence en transmission, à température ambiante, comparé à celle en réflexion pour des substrats de GaN dopé: a) 10^{18} cm^{-3} (A-sub), b) $1,5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$ (B-sub)

En raison de l'absorption propre du substrat du GaN (Ullrich B 2001), les pics d'émission sont décalés respectivement à 3.28eV et à 3.25 eV pour les échantillons A-sub et B-sub. Le pic qui correspondait aux transitions ou à la bande d'e-A a disparu. Ceci signifie que l'absorption devient négligeable pour les photons émis à une telle énergie. Nous pouvons donc conclure que le spectre de la radioluminescence RL s'étend entre 3.25 eV et 3.40 eV pour des conditions extrêmes observées en photoluminescence.

III.3.1 Dépendance à la température de la photoluminescence du GaN fortement dopé

La Figure III-6 montre les spectres de PL du GaN fortement dopé en (Si) pour une série de températures échelonnées de 10K à 298 K (température ambiante). À 10K le pic à 3.467eV correspond aux transitions bande à bande. De 10 à 200K, la position du pic demeure pratiquement inchangée.

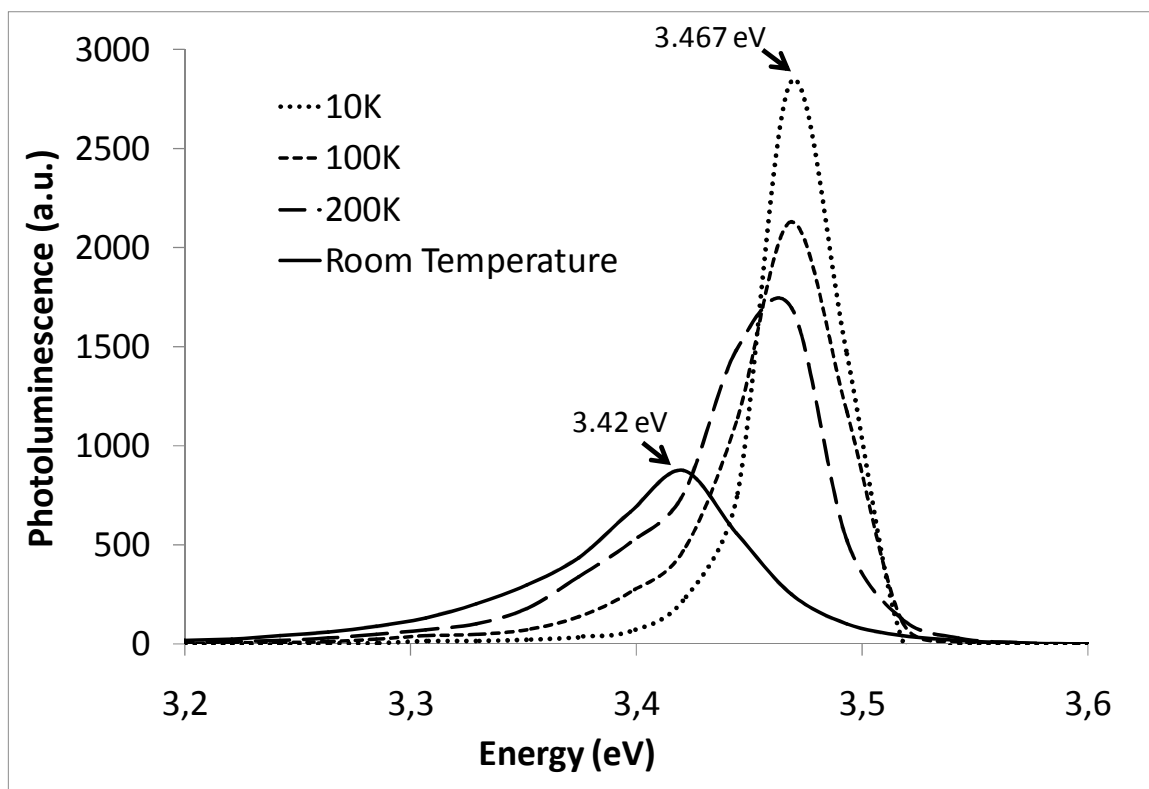
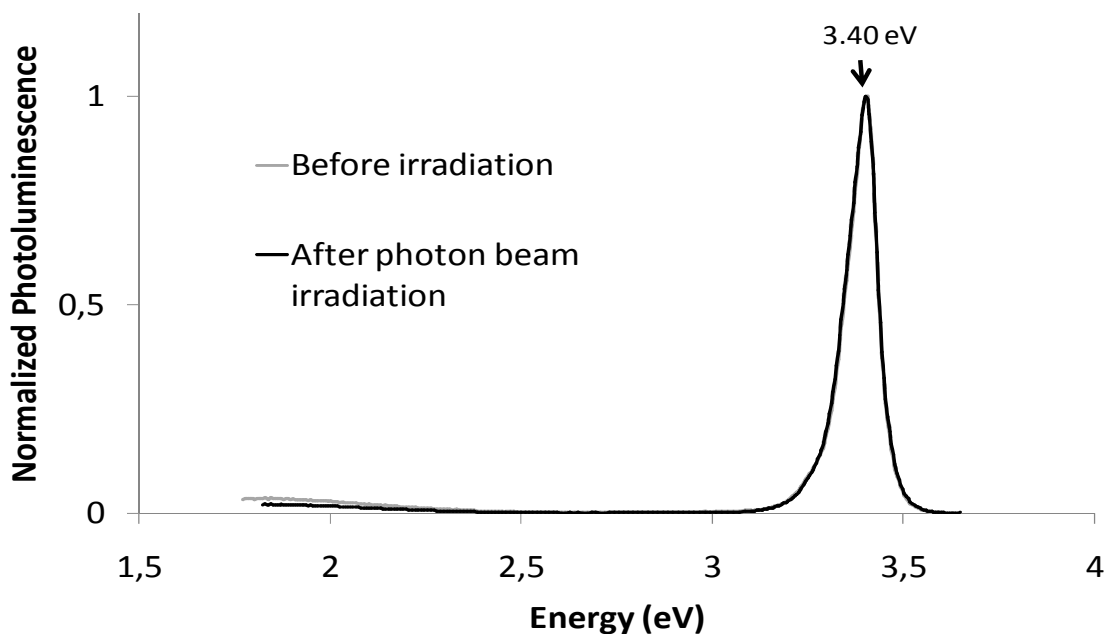


Figure III-6: Les spectres d'émission de photoluminescence du GaN fortement dopé pour des différentes températures

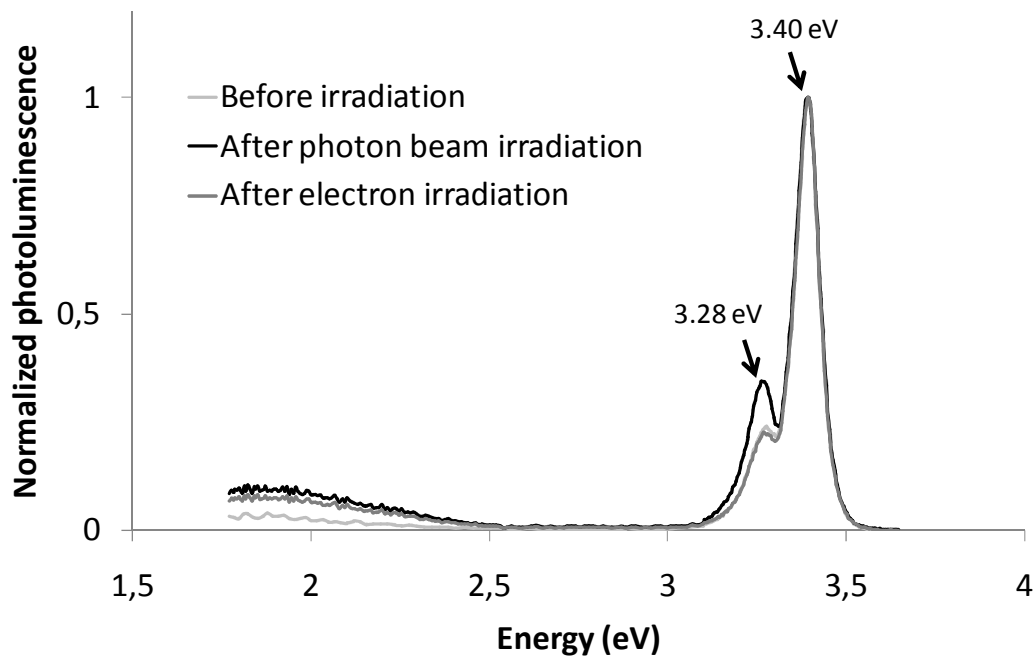
Avec l'augmentation de la température, la recombinaison bande-à-bande devient dominante avec un déplacement du pic d'émission vers le rouge (due au rétrécissement du gap). Le déplacement du pic de longueur d'onde, dans ce domaine de température (10K), est d'environ 5 nanomètres, avec un élargissement de pic de 6,5 nanomètres. L'intensité intégrée de PL correspondante est diminuée seulement de 30%. Cette variation modérée de l'intensité, sur une large plage de température avec un niveau élevé d'émission à température ambiante est une propriété très intéressante pour notre application où la radioluminescence sera mesurée à 37°C.

III.3.2 Effet de l'irradiation sur les caractéristiques spectrales du GaN

Pour évaluer les effets de l'irradiation par des faisceaux haute énergie sur les propriétés de luminescence du scintillateur GaN, certains échantillons A-sub et B-sub ont été irradiés par un faisceau de photons à 6MV (6 MeV d'énergie maximale du spectre de photons) ou par un faisceau d'électrons de 6MeV (monochromatique) issu d'un accélérateur linéaire de radiothérapie (Elekta SLi). Chaque échantillon a reçu une dose de 200 Gy (dose 3 à 10 fois supérieure à celle administrée à un patient). Les échantillons irradiés ont été analysés et les spectres PL obtenus ont été comparés à ceux obtenus avant irradiation pour les mêmes échantillons comme le montre la Figure III-7 .



(a)



(b)

Figure III-7: Les spectres de photoluminescence pour les substrats de GaN a) dopé $1.5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$, b) 10^{18} cm^{-3} avant et après une irradiation de 200 Gy avec des faisceaux de photons de 6MV et des électrons de 6MeV

À la température ambiante, les échantillons non irradiés et irradiés ont des spectres PL pratiquement superposés. On note toutefois que l'irradiation par un faisceau d'électrons fait augmenter légèrement l'intensité de l'émission YL. Une explication donnée dans la littérature fait état de lacunes dans le gallium résultant de l'irradiation (Saarinen K 2001) (Hayashi Y 2001). Cependant, dans nos conditions expérimentales, bien qu'on observe une petite augmentation d'YL pour les échantillons 10^{18} cm^{-3} , la contribution de YL reste négligeable pour les échantillons irradiés lorsque ceux-ci sont fortement dopés. De façon remarquable, les résultats mesurés ne montrent aucun effet d'irradiation observable sur le pic d'intensité de PL, composante spectrale utilisée dans notre système dosimétrique. Ceci permet d'anticiper une absence de dégradation des caractéristiques de conversion radioluminescente du transducteur GaN induite par l'irradiation dans des conditions thérapeutiques.

Pour mettre en évidence le fort niveau de radioluminescence du GaN dopé en Si, une image d'un échantillon de GaN dopé 10^{18} cm^{-3} a été réalisée sous irradiation avec une camera CCD refroidie (LEICA, DFC340-FX). Cette image est présentée sur la Figure

III-8. Cette irradiation a été réalisée avec un faisceau de photons de 6 MV et suivant une procédure thérapeutique standard (un débit de dose de 300 UM/min appliquée pour 10s, soit un débit de dose d'environ 3 Gy/min). Malgré la faible sensibilité de la caméra dans le domaine UV, la radioluminescence de l'échantillon apparaît clairement sur l'image.



Figure III-8: Emission de radioluminescence d'un substrat de GaN dopé silicium et irradié par un faisceau de photons de 6MV

III.4 Le signal de détection en temps réel

La Figure III-9 montre le signal de sortie du PMT correspondant aux radiations pulsées de l'accélérateur médical détectées par la sonde du GaN. Chaque impulsion qui dure quelques microsecondes correspond à un tir de radiothérapie

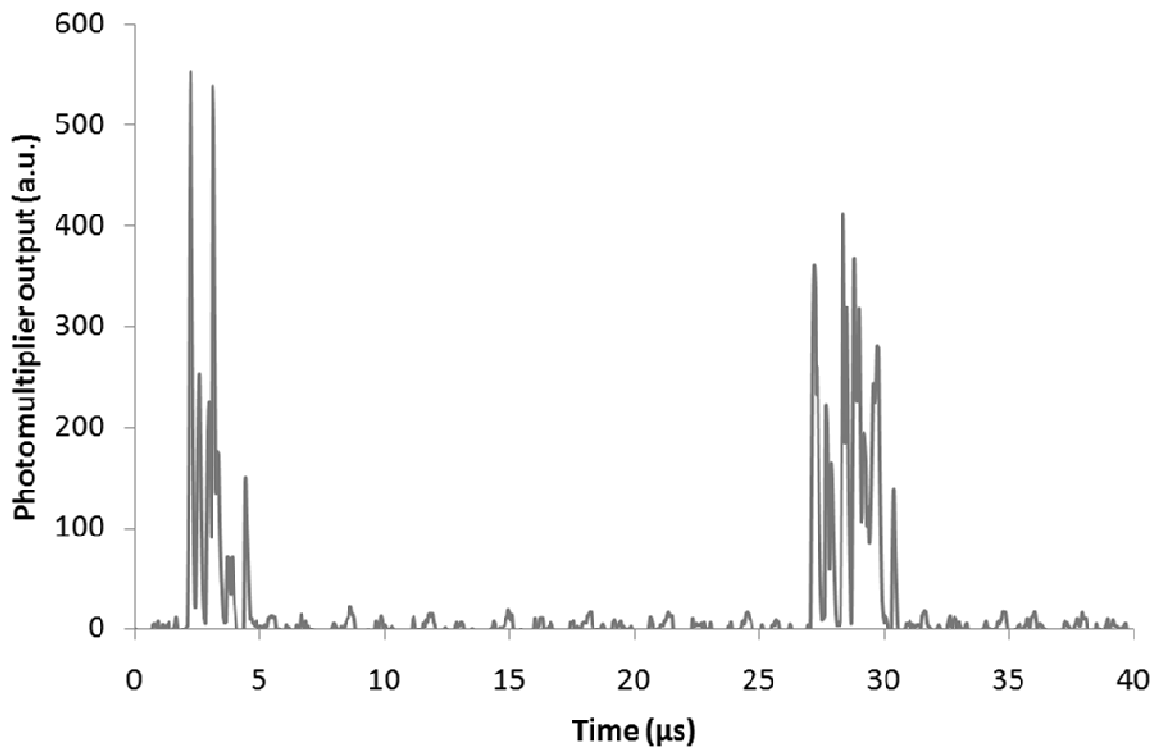


Figure III-9: Signal en sortie du Photodétecteur (PMT)

La Figure III-10 montre les fluctuations aléatoires des impulsions d'une mesure à une autre.

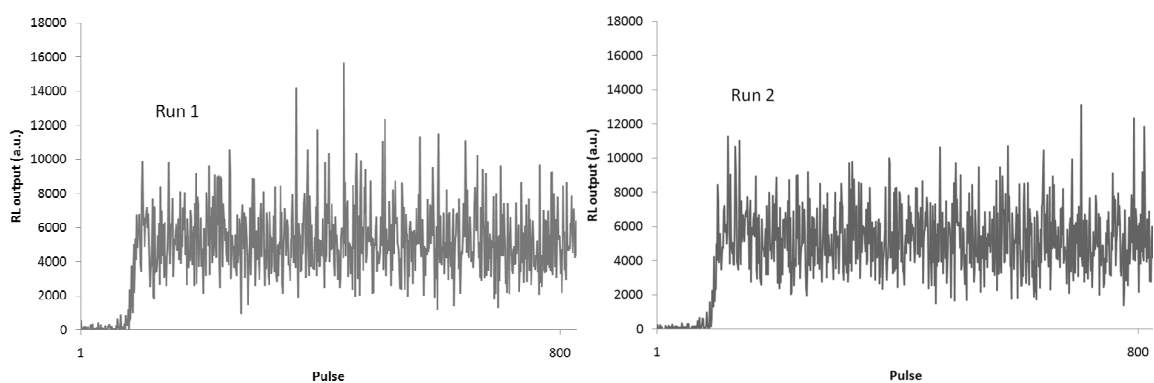


Figure III-10: Fluctuations du niveau des impulsions détectées pour deux mesures différentes

L'intégrale temporelle du signal photodéfecté est proportionnelle à la dose déposée comme le montre la Figure III-11.

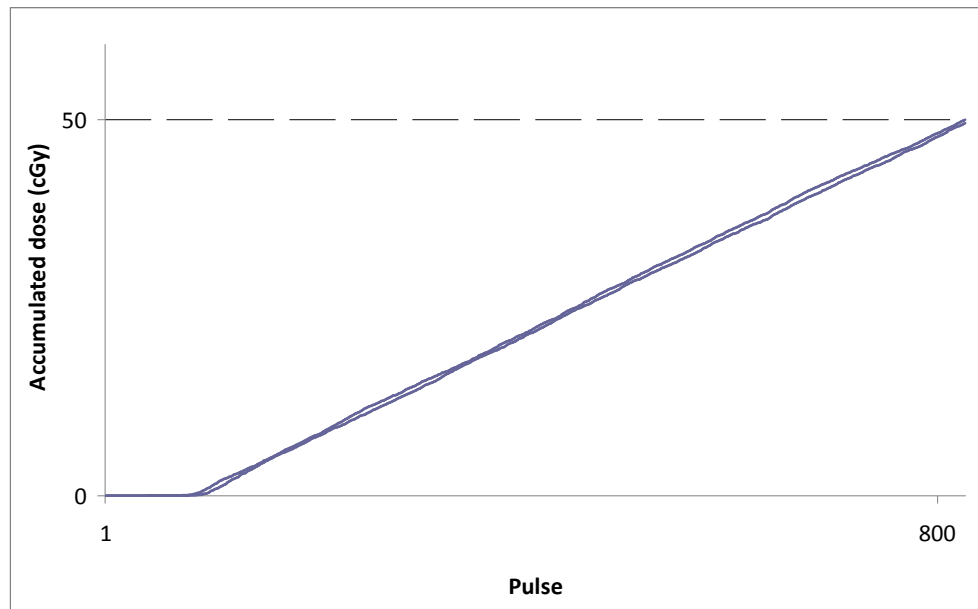


Figure III-11: Deux courbes dose-réponse (en intégrant impulsions détectées), correspondant aux deux mesures, respectivement

Malgré ces fluctuations significatives de l'énergie déposée par chaque impulsion de tir (écart type de 50%), on peut définir sur le signal intégré au cours du temps une courbe de tendance dont la pente correspond au débit de dose.

III.5 L'effet de l'ouverture du champ d'irradiation

Lorsque la sonde est placée dans le champ d'irradiation, un volume significatif de fibre optique est irradié. Cette irradiation va produire une luminescence induite principalement par effet Cerenkov, par fluorescence ou radioluminescence (Beddar AS 2007). Cette contribution de la fibre optique représente un signal de fond qui parasite le signal du transducteur GaN. L'émission Cerenkov présente est large bande (Fontbonne JM 2002). Un filtrage passe bande sélectif permet de sélectionner le signal RL de GaN, de réduire ainsi le niveau de fond et ainsi d'améliorer le rapport signal sur bruit. Malgré cela, et étant donné que le volume de fibre irradié est quelques milliers de fois plus grand que celui du GaN, la contribution de la fibre peut rester significative y

compris dans le canal spectral d'émission bande à bande du GaN. Ceci est illustré sur la Figure III-12 qui montre l'augmentation de l'amplitude du signal détecté (moyenné sur 256 impulsions) avec l'augmentation de la taille du champ d'irradiation.

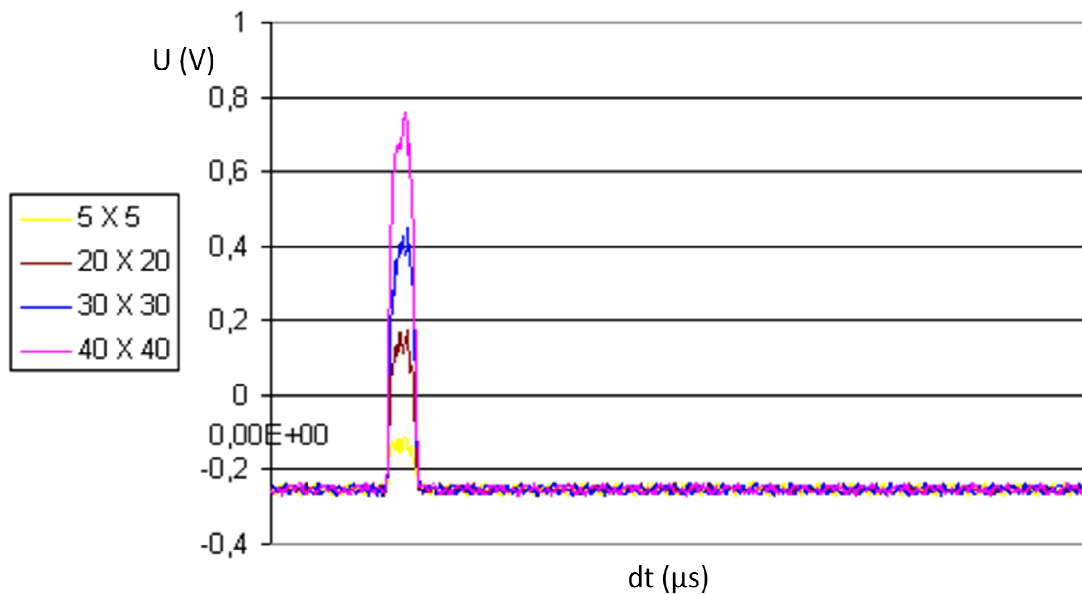


Figure III-12: Augmentation de l'amplitude du signal détecté avec l'augmentation de la taille du champ d'irradiation (seules les valeurs relatives en volt ont un sens ici, l'ajustement du gain du signal n'a pas été optimisé pour que les valeurs absolues aient un signification directes)

La Figure III-13 montre le signal de sortie du PMT moyenné sur 200 pulses détectés en fonction de la longueur (L) de fibre irradiée, pour des faisceaux de photons de 6 et 18MV. Le signal est photodétecté dans un canal spectral centré sur 365 nm de largeur à mi hauteur de 10 nm.

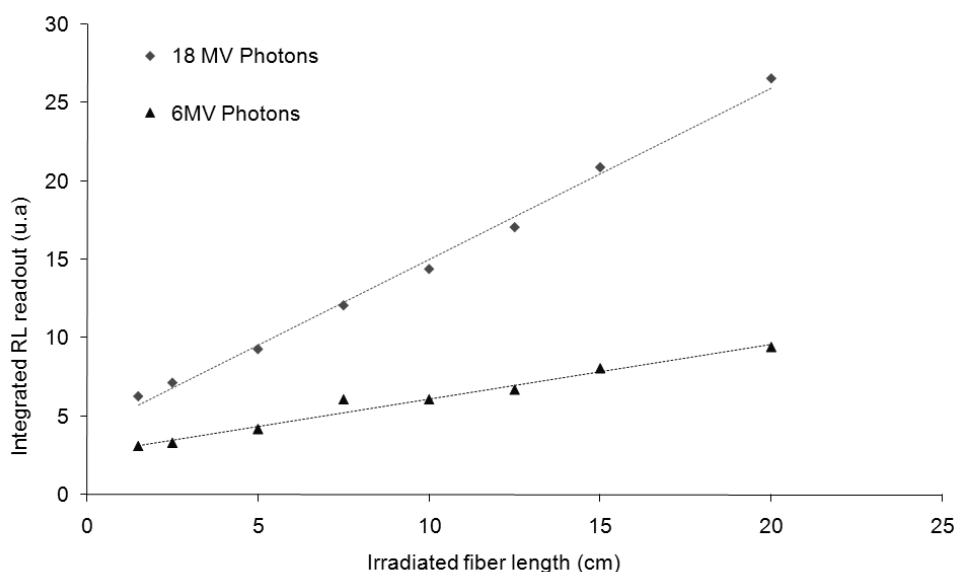


Figure III-13: Signal de sortie en fonction de la taille du champ

On peut remarquer, que pour une énergie de photon donnée, le signal détecté varie linéairement avec la longueur de fibre irradiée (L). Cette linéarité est cohérente puisque la contribution de la fibre est fonction du volume irradié, lui-même proportionnel à la longueur irradiée (le diamètre de la fibre étant constant). Cela veut dire aussi que l'effet du facteur de diffusion du fantôme en dehors du volume irradié reste négligeable pour des dimensions de champs aussi petites que $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Par extrapolation de la courbe, on obtient la contribution du GaN. La contribution de la fibre par unité de longueur peut être estimée par la pente de la droite de tendance représentée sur la Figure III-13. Les valeurs ainsi trouvées sont résumées dans le Tableau III-4.

	6 MV photons		18 MV photons	
	GaN contribution	Fiber contribution	GaN contribution	Fiber contribution
GaN contribution	2.64 V	52.6 V/mm ³	4.10 V	79.9 V/mm ³
Fiber contribution	0.347 V	0.283 V/mm ³	1.09 V	0.894 V/mm ³

Tableau III-4: Contributions du GaN et de la fibre optique pour des faisceaux de photons de 6MV et 18 MV

On peut estimer que la contribution par unité de volume du GaN est respectivement de 90 et 190 fois supérieure au niveau de la luminescence parasite pour des faisceaux de photons de 6MV et 18MV. Une explication possible de l'augmentation de la contribution parasite avec l'énergie des photons est qu'il existe une forte dépendance énergétique de l'émission Cerenkov.

Pour rejeter cette contribution parasite, une première méthode consiste en une mesure différentielle avec un faisceau de deux fibres (au lieu d'une seule), avec une fibre sans transducteur servant de référence. L'inconvénient majeur de cette méthode est qu'elle augmente les dimensions de la sonde, ce qui n'est pas favorable pour réaliser une sonde implantable. Nous avons considéré une deuxième méthode basée sur un traitement du signal optique, que nous avons nommée méthode Bi-Canal.

La Figure III-14 montre la valeur relative de réponse du système GaN en fonction du signal issu de la fibre, pour différentes tailles de champ d'irradiation pour des faisceaux de photons de 6 MV et 18 MV, en utilisant la méthode Bi-canal. La valeur extrapolée à l'axe des ordonnées donne la mesure du signal propre au GaN.

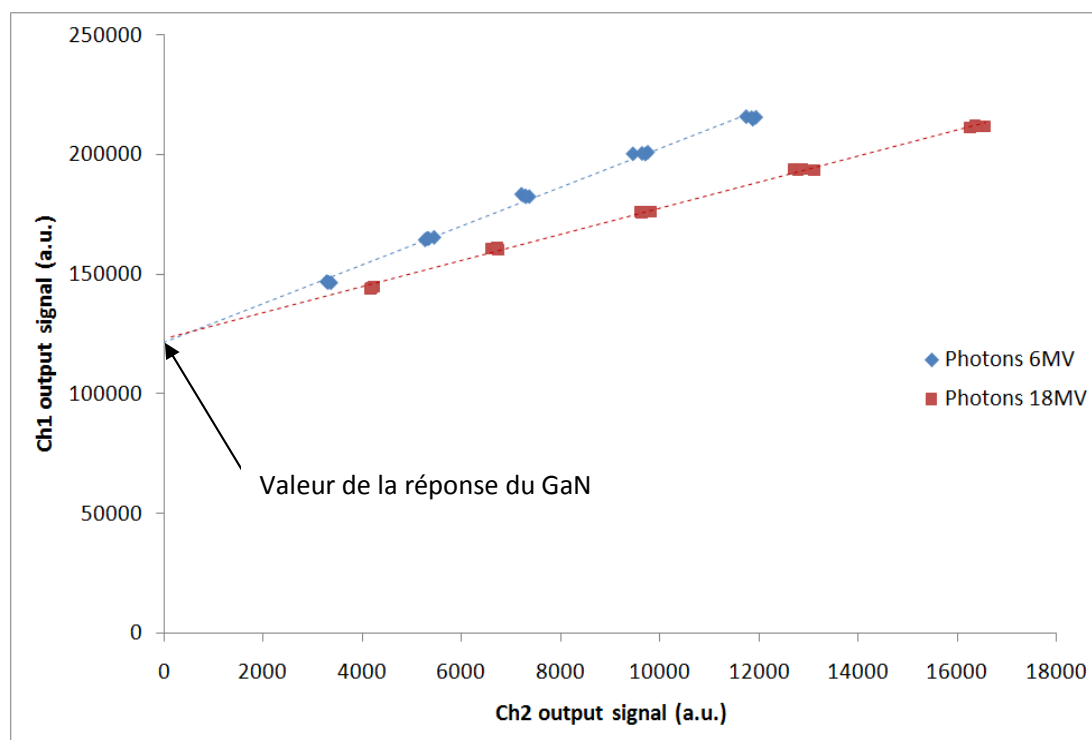


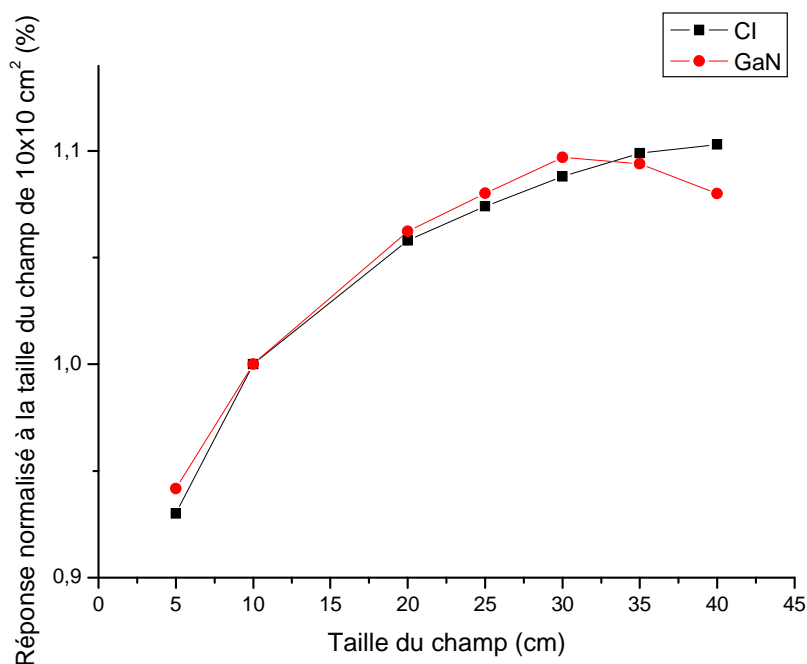
Figure III-14: Réponse du système GaN-fibre pour différents taille du champ et pour une dose constante à l'isocentre (où est placé le GaN) en utilisant la méthode Bi-Canal pour 2 énergies différentes (6 et 18 MV). Les tailles des champs sont différentes pour chaque groupe de points mais ne sont pas notées sur la figure, cf présentation figure III-18

Pour déterminer la valeur de k_{fibre} , on a effectué une procédure de calibration où on délivre une dose constante (corrigée pour le diffusé) à l'isocentre du faisceau pour plusieurs tailles du champ. Dans cette procédure de calibration, on privilégiera les

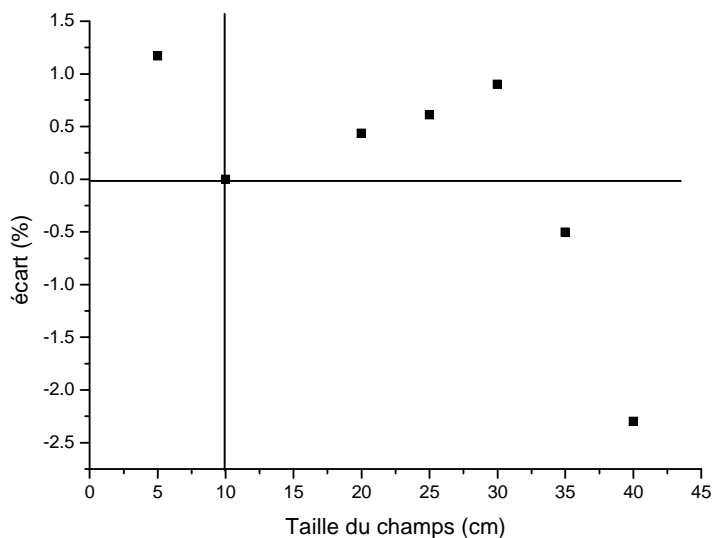
valeurs obtenues pour des grands champs d'irradiation, pour lesquelles le niveau de signal parasite est d'une part plus important (et donc plus facilement mesurable) et d'autre part plus stable (moins de différence de diffusés).

Ensuite, pour évaluer la réponse du GaN seul en fonction de la taille du champ, 150 UM ont été délivrée par l'accélérateur Varian Clinac 600CD pour différentes tailles de champ de 5x5 cm² jusqu'à 40x40 cm². La sonde a été placée à une profondeur de 1.5 cm dans du PMMA, et sa réponse a été comparée avec celle d'une chambre d'ionisation de type PTW 31003 placée à coté du détecteur GaN. On a utilisé les k_{fibre} adaptés aux conditions des mesures pour extraire la réponse propre au GaN (cf équation III-6 chap. II.4.3.1). La

Figure III-15a montre la réponse du GaN et de la chambre d'ionisation par rapport à la taille du champ d'irradiation, et l'écart entre la réponse des deux systèmes en fonction de la taille du champ est représenté sur la Figure III-15b.



(a)



(b)

Figure III-15: Réponse propre du GaN par rapport à la taille du champ d'irradiation comparée à celle d'une chambre d'ionisation (le champ 10x10 est la référence pour chaque système)

La figure précédente montre que la réponse propre du GaN est cohérente avec la réponse de la chambre d'ionisation. Dans le cadre de ces mesures, Il existe un écart de l'ordre de 2,3% au maximum entre les deux systèmes. Vers les grands champs, on trouve que la réponse du GaN pour un champ 40x40 cm² est plus petite que celle pour un champ 35x35 cm². Cela peut être expliqué par un défaut de répétabilité du système du GaN qui est de l'ordre de 1,6%, voir ci-après.

III.6 Répétabilité et reproductibilité

III.6.1 La répétabilité du système

La répétabilité mesure les variations qui apparaissent lorsque l'on répète une série de mesures successives exactement dans les mêmes conditions sans modifier le dispositif expérimental. Cette démarche met essentiellement en évidence les incertitudes de mesure.

L'étude de la répétabilité a été réalisée avec un faisceau de photons d'une énergie de 6 MV délivré par l'accélérateur Varian Clinac 600 CD. Le détecteur a été placé à 1.5 cm de profondeur dans des plaques de PMMA qui est un matériau équivalent tissu. On a délivré une dose constante de 0.5 Gy cinquante fois de suite avec un débit de dose de 300 UM/min ce qui correspond à 30 sec d'irradiation chaque fois.

Afin de vérifier l'effet de la fibre optique utilisée, on a fait les mesures pour deux tailles de champ: 1x1cm² (très petit pour tester principalement la contribution du GaN) et 20x20cm² (suffisamment grand pour tester la contribution de la fibre optique).

Le graphique illustrant la répétabilité des mesures de dose de la sonde de GaN est présenté dans la Figure III-16.

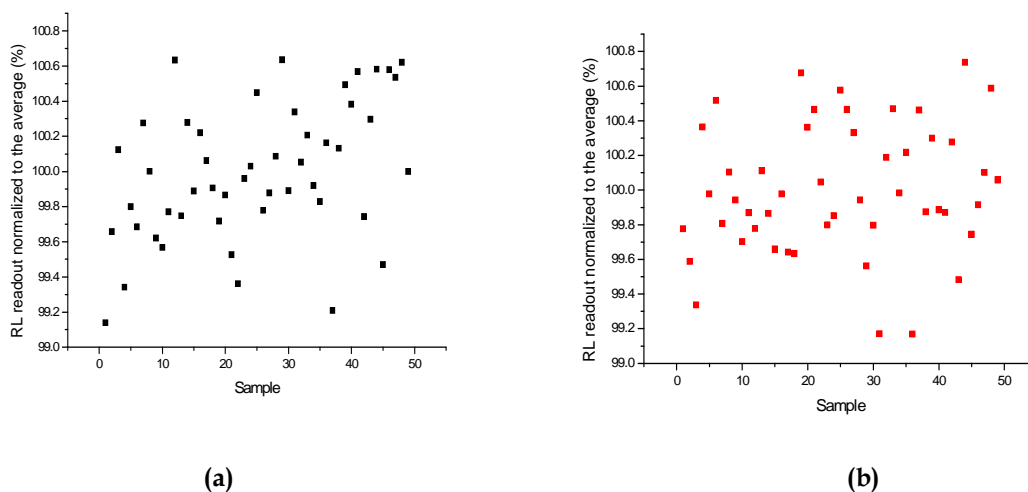


Figure III-16: Répétabilité des mesures (n = 50) obtenues par le système GaN-fibre pour a) un champ 1x1cm², et b) un champ 20x20 cm²

Répétabilité des mesures :

- Dose constante de 50 cGy délivrée 50 fois.
- Faisceau de photons d'énergie 6MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Deux tailles de champs : 1x1 cm² et 20x20 cm².
- DSP=100 cm.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.

Les résultats obtenus sont résumés dans le Tableau III-5.

Taille du champ (cm ²)	Nombre de mesures	Moyenne (u.a.)	Ecart-type (u.a.)	σ /moyenne (%)	Δ_{\max} (%)
1x1	50	16985161	66986,07	0,4	~1,5
20x20	50	34542840	129900,3	0,37	~1,6

Tableau III-5: Les résultats de la répétabilité du système GaN+ fibre pour deux tailles du champ 1x1 cm² et 20x20 cm²

Le tableau précédent montre que l'écart type de ces mesures de dose relative est inférieur à 1 %, tandis que l'écart maximal observé entre ces lectures est inférieur à 2%.

Les résultats acquis montrent que la contribution de la fibre optique ne semblent pas perturber la répétabilité des mesures, celles-ci correspondent bien à une distribution normale comme le montre la Figure III-17.

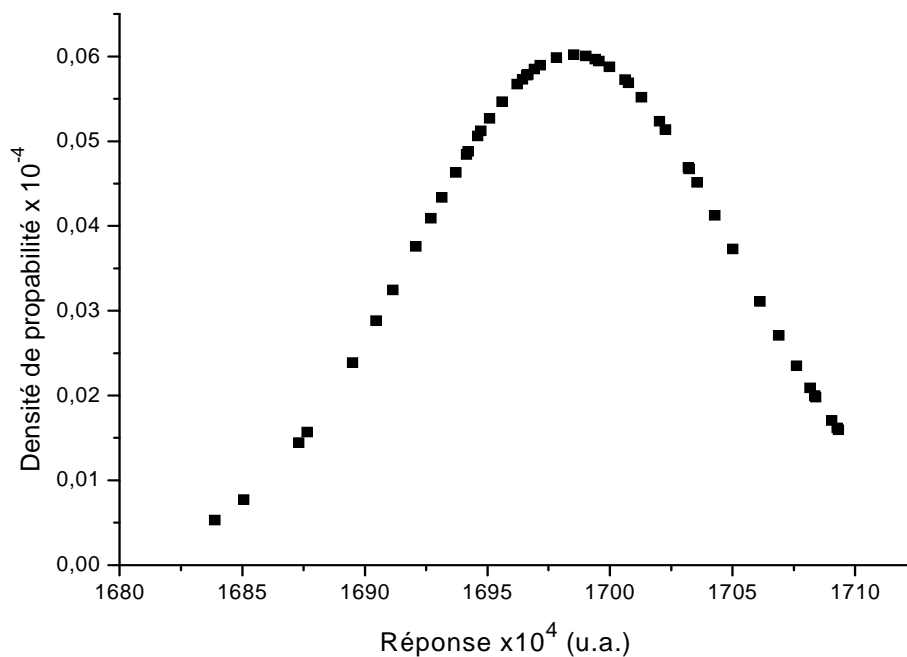


Figure III-17: Distribution de la réponse du système pour un champ 1x1 cm²

On a calculé les intervalles de confiance pour cette distribution par rapport au nombre d'échantillons acquis. Pour une distribution normale, les intervalles de confiance sont donnés par la relation :

Intervalle de confiance de $\langle X \rangle$ à environ 99,7% :

$$\left[\bar{x} - 3 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}; \bar{x} + 3 \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \right] \quad (\text{III-1})$$

Intervalle de confiance de $\langle X \rangle$ à environ 95%.

$$\left[\bar{x} - 2 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}; \bar{x} + 2 \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \right] \quad (\text{III-2})$$

Les équations III-1 et III-2 montrent que 7 échantillons sont nécessaires pour garantir un intervalle de confiance à 99,7% avec une erreur de 0.5%. Tandis que 3 échantillons suffisent pour avoir un intervalle à 95% et toujours avec la même erreur de 0.5%.

III.6.2 La reproductibilité du système

La reproductibilité mesure les variations qui apparaissent lorsque l'on refait des mesures à des moments différents ou après avoir démonté et remonté le matériel comme ce serait le cas dans une utilisation pratique réaliste du système. Cette démarche met essentiellement en évidence la qualité des matériels.

La reproductibilité du système de mesure a été testée sur deux niveaux différents : le premier test était réalisé au niveau de la connexion entre la sonde implantable et la fibre de liaison, et le deuxième était au niveau de la connexion entre la fibre de liaison et la boîte du système de photodétection Bi-canal.

L'étude de la reproductibilité a été réalisée avec un faisceau de photons d'une énergie de 6 MV délivré par l'accélérateur Varian Clinac 600 CD. Le détecteur a été placé à 1.5 cm de profondeur dans des plaques de PMMA. Une sonde de GaN fortement dopé a été utilisée. Cette sonde a été irradiée avec une dose de 1.5 Gy pour quatre tailles du champ de 5x5 cm² à 20x20 cm². On a déconnecté la sonde de la fibre de liaison puis reconnecté trois fois. En utilisant la méthode Bi-canal, les valeurs de la pente (représente la contribution de la fibre optique) et la valeur de la contribution du GaN ont été déterminés chaque fois.

La Figure III-18 illustre la reproductibilité du système au niveau de la connexion de la sonde avec la fibre de liaison.

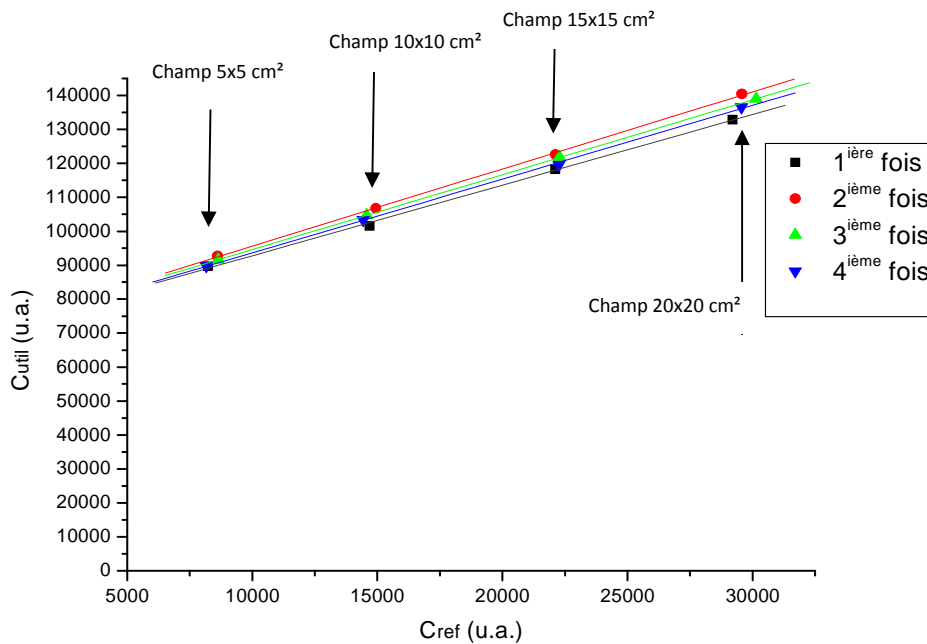


Figure III-18: Reproductibilité des mesures après manipulation de la connexion de la sonde avec la fibre de liaison

Reproductibilité du système:

- Dose : 1.5 Gy.
- Faisceau de photons d'énergie 6MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Tailles de champs : de 5x5 cm² à 20x20 cm².
- DSP= 100 cm.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.
- Utilisation de la méthode Bi-canal.

Les résultats précédents sont résumés dans le Tableau III-6.

	La sonde	1 ^{ère} déconnexion	2 ^{ème} déconnexion	3 ^{ème} déconnexion	Moyenne	Écart-Type/moyenne (%)
K_{fibre}	2.08	2.27	2.20	2.17	2,18	3.6
Contribution du GaN (u.a.)	71979,7	72874,9	72629,0	71887,8	72342,85	0.67

Tableau III-6: Résultats de reproductibilité des mesures après manipulation de la connexion de la sonde avec la fibre de liaison

Du tableau précédent, on peut noter que l'écart maximal observé entre les valeurs de la contribution du GaN est inférieur à 2 % (de l'ordre de 1.8 %), tandis que l'écart maximal entre la valeur de la pente est beaucoup plus large, et il peut atteindre 8 %. Cette différence de reproductibilité peut être due à l'influence de paramètres mécaniques (connexion) qui sont plus critique pour la valeur de la pente.

Dans les mêmes conditions, on a testé la reproductibilité de la connexion de la fibre de liaison avec le boîtier du système de photodétection Bi-canal. La Figure III-19 présente la reproductibilité du système au niveau de la connexion de la fibre de liaison avec le système de photodétection.

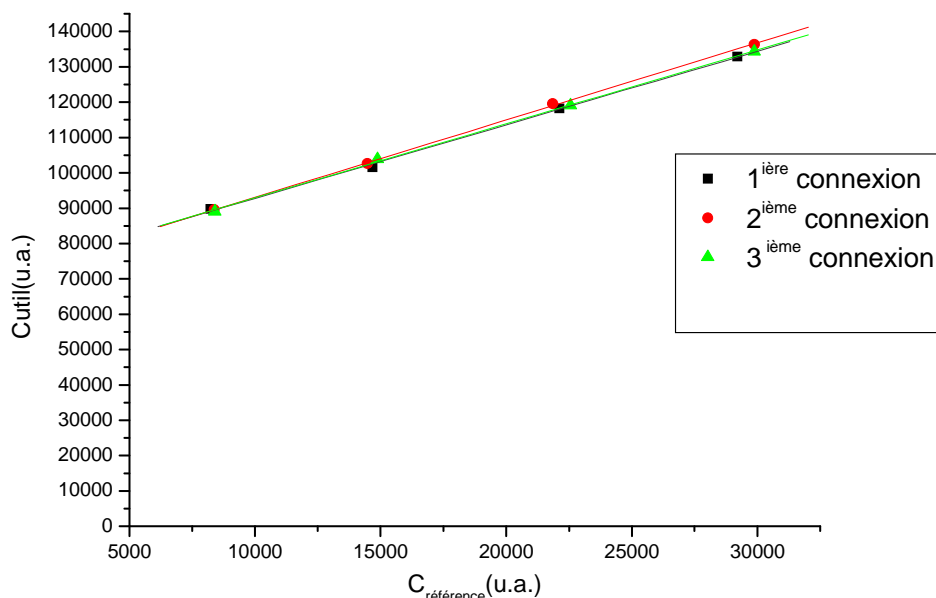


Figure III-19: Reproductibilité de la connexion de la fibre de liaison avec le système de photodétection

Les résultats précédents sont résumés dans le Tableau III-7.

	La sonde	1 ^{ère} déconnexion	2 ^{ème} déconnexion	Moyenne	Écart- Type/moyenne (%)
K_{fibre}	2.08	2.19	2.09	2.12	2.68
Contribution du GaN (u.a.)	71979,7	71228	72005,8	71737,83	0.62

Tableau III-7: Résultats de la reproductibilité de la connexion de la fibre de liaison avec le boîtier du système de photodétection

Du tableau précédent, on peut noter que l'écart maximal observé entre les valeurs de la contribution du GaN est de l'ordre de 1%, tandis que l'écart maximal entre la valeur de la pente est plus grande, et il peut atteindre 5%.

III.7 Linéarité

La linéarité du système a été évaluée pour une plage de doses entre 0 Gy et 18 Gy avec un faisceau de photons de 6MV issu de l'accélérateur Varian Clinac 600CD. Le détecteur a été placé entre des plaques de PMMA à 1.5 cm de profondeur et pour un champ de 10x10 cm². On a comparé les résultats obtenus avec ceux fournis par une chambre d'ionisation de type PTW 31003 placée à côté du détecteur GaN. La Figure III-20 montre l'évolution du signal de radioluminescence du système GaN-fibre en fonction des charges mesurées avec la chambre d'ionisation. On peut remarquer que le dosimètre SECURIDOSE GaN montre une très bonne linéarité de réponse ($R^2 = 0.999998$) sur la plage 0-18 Gy ; Le léger offset à l'origine (signal de 33.6 u.a. pour 0 Gy) n'est pas significatif puisqu'il correspond à ~2 mGy. Il est lié au bruit de mesure.

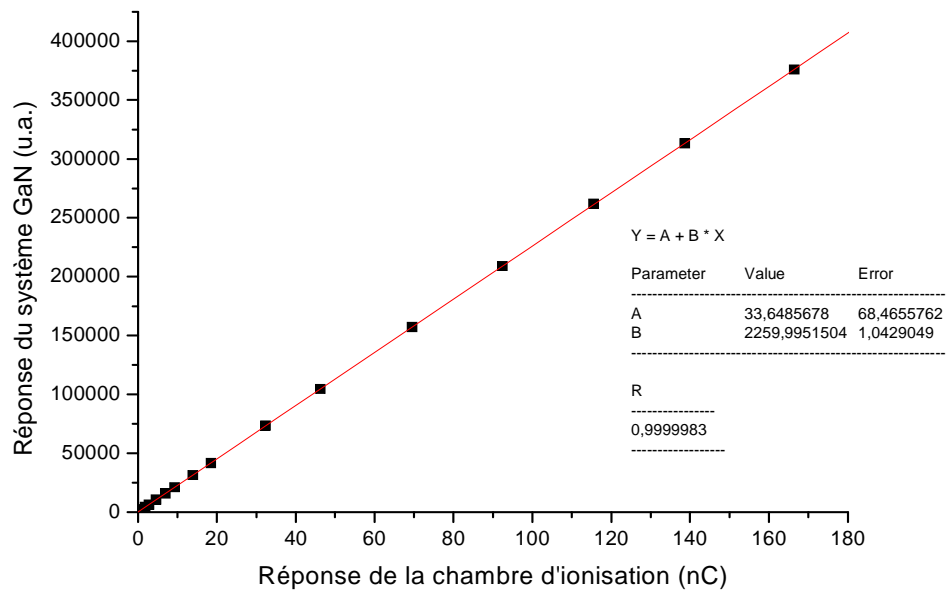


Figure III-20: Linéarité de réponse du système GaN-fibre évaluée en utilisant une chambre d'ionisation de type PTW 31003 comme référence.

Linéarité:

- Dose : de 0 Gy à 18 Gy.
- Faisceau de photons d'énergie 6 MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Taille du champ : 10x10 cm².
- DSP= 100 cm.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.
- Les résultats obtenus ont été comparés avec ceux d'une chambre d'ionisation de type PTW 31003 placée juste à côté du détecteur GaN.

III.8 Dépendance du débit de dose

En principe, la mesure de la dose absorbée pendant une radiothérapie anticancéreuse doit être indépendante du débit de dose. Quand on change le débit de dose, c'est le nombre des pulses captés par seconde qui change. On a fait ce test en utilisant l'accélérateur Varian Clinac 600 CD avec des photons d'énergie 6MV. On a vérifié l'indépendance du système GaN-fibre par rapport au débit de dose par deux méthodes différentes.

Dans la première méthode, le détecteur a été placé à une profondeur de 1.5 cm entre les plaques de PMMA. Une dose constante de 1Gy lui a été délivrée pour un champ de 10x10 cm². On a fait changer le débit de dose entre 1Gy/min et 6Gy/min.

On présente sur la Figure III-21 la réponse normalisée du système GaN-fibre en fonction du débit de dose. On peut remarquer que pour toutes les mesures, les écarts de réponses restent toujours inférieurs à +/- 0.7%. On peut en déduire que le système de GaN-fibre n'est pas sensible au débit de dose.

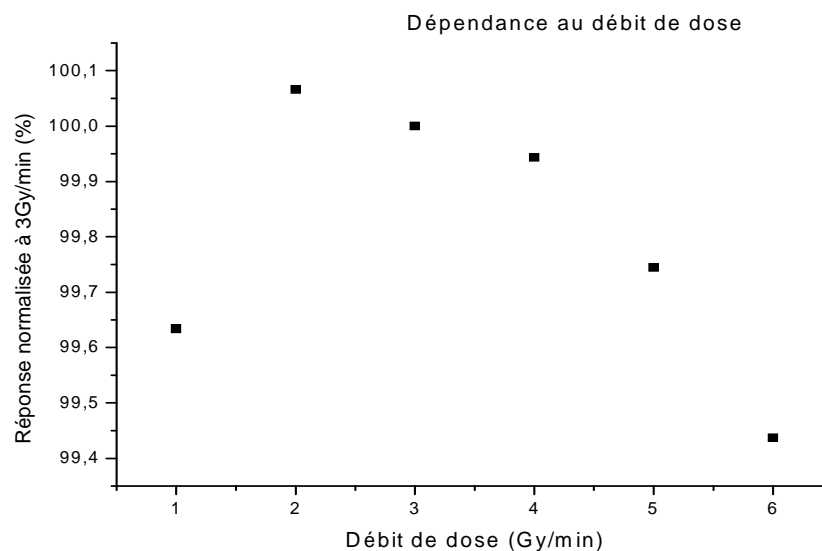


Figure III-21: Réponse du système de GaN-fibre en fonction du débit de dose, la valeur obtenue pour le débit de 300 UM/min est prise comme référence

Dépendance du débit de dose (méthode 1):

- Dose constante de 1Gy.
- Faisceau de photons d'énergie 6MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Taille du champ : 10x10 cm².
- DSP= 100 cm.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : de 100 à 600 UM/min soit environ de 1 Gy/min à 6 Gy/min.
- Les résultats sont normalisés par rapport à la réponse pour le débit de dose de 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.

La deuxième méthode correspond à des irradiations de durée constante pour des débits variables et donc des doses croissantes avec le débit de dose.

De cette manière on a délivré pendant une minute une dose de 1 Gy avec un débit de 1Gy/min et 2Gy avec un débit de 2Gy/min,..., jusqu'à 6 Gy avec un débit de 6 Gy/min.

La Figure III-22 montre la réponse normalisée du détecteur en fonction du débit de dose. On note que les résultats suivent une ligne droite avec ($R^2 = 1$). Il y n'a donc aucune dépendance de la mesure de la dose absorbée avec le débit de dose.

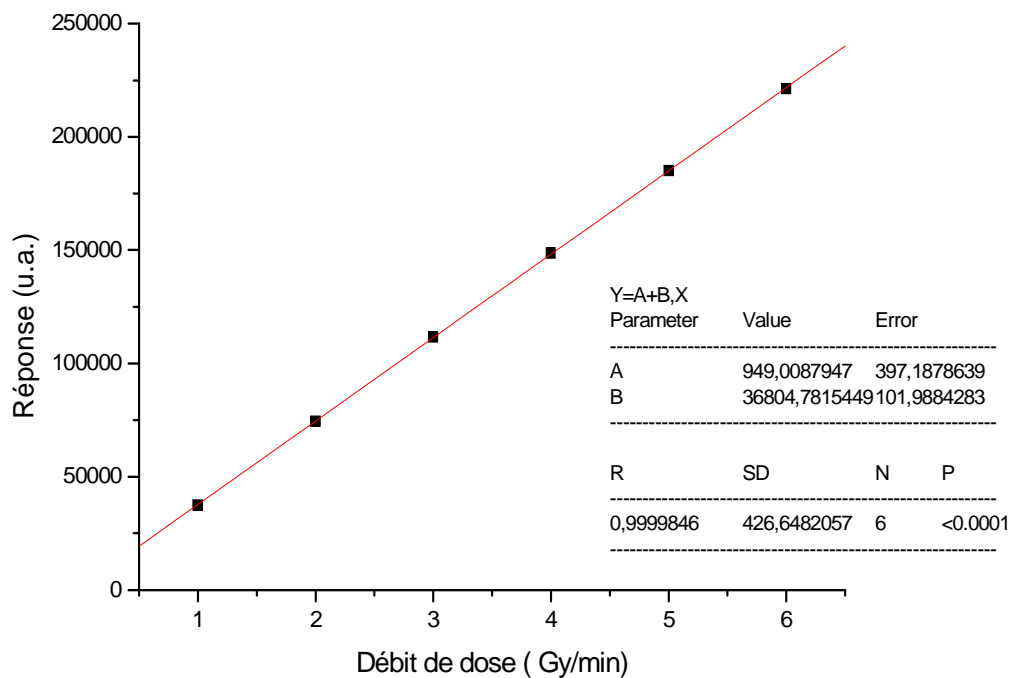


Figure III-22: Réponse du système de GaN-fibre en fonction du débit de dose pour une durée d'irradiation constante. La linéarité des résultats prouve que les doses mesurées sont indépendantes du débit de dose

Dépendance au débit de dose (méthode 2):

- Dose : 1Gy pour un débit de dose de 1Gy/ min, ..., 6 Gy pour 6 Gy/ min.
- Faisceau de photons d'énergie 6MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Taille du champ : 10x10 cm².
- DSP= 100 cm.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : de 100 à 600 UM/ min soit environ de 1 Gy/ min à 6 Gy/ min.

Par contre, on peut noter que la valeur de la réponse du système pour un débit de dose nul, n'est pas égale à zéro. Ceci est probablement dû au bruit de fond ambiant ou de la chaîne de détection. En revanche il est du point de vue des mécanismes en jeu dans la production radioluminescente peu vraisemblable que le système manifeste une réponse non linéaire dans le domaine des débits de dose entre 0 et 1 Gy/min. Actuellement, il n'y a pas de moyens simple disponible au CHU pour tester la réponse du système dans cette plage de débit de dose. Dans tous les cas, les débits de dose utilisée en radiothérapie externe sont situés entre 2 Gy/min et jusqu'à 6 Gy/min.

III.9 Dépendance Angulaire

Les mesures de la dépendance angulaire du système GaN-fibre ont été réalisées en faisant varier l'angle d'incidence du faisceau entre 0° et 60° autour de l'isocentre. L'épaisseur de plexiglas, restant par ailleurs horizontale, était ajustée pour que la même épaisseur de matériau soit traversée quel que soit l'angle d'incidence. L'axe de la fibre est perpendiculaire à l'axe du faisceau (Figure III-23). On a utilisé des photons d'énergie de 18 MV délivrés par l'accélérateur Elekta SLi. Une dose constante de 50 cGy a été délivrée avec un débit de dose de 3 Gy/min.

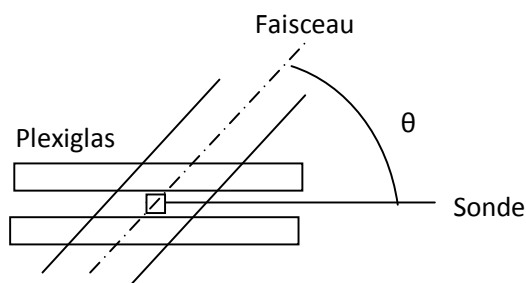


Figure III-23: Configuration expérimentale

On a exploité les résultats par la méthode Bi-canal. La Figure III-24 présente le niveau du signal du canal du GaN en fonction de celui de la fibre optique pour des angles d'incidence $0^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ$ et pour quatre tailles du champs $5 \times 5, 10 \times 10, 15 \times 15, 20 \times 20$ cm².

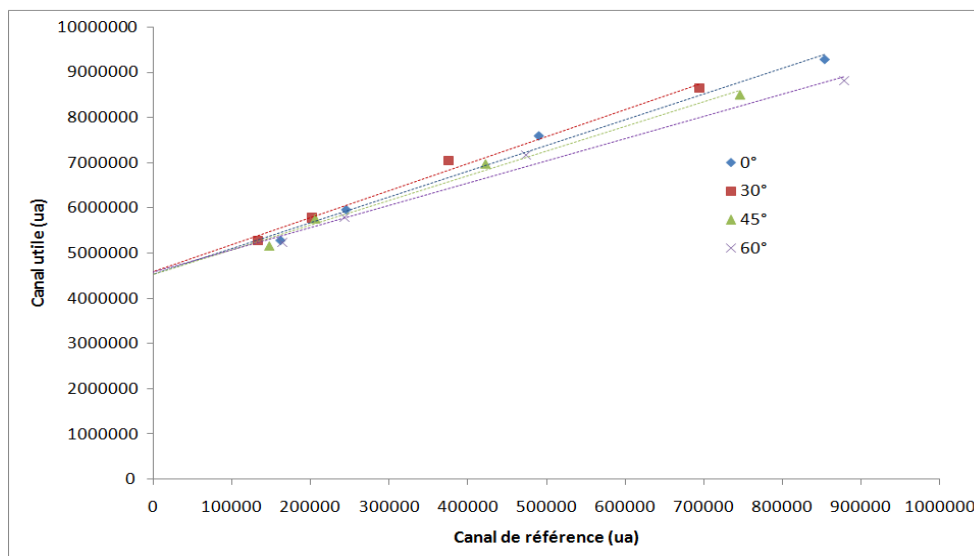


Figure III-24: Mesure Bi-canal de l'effet directionnel sous un faisceau de photons de 18MV

Dépendance angulaire :

- Dose constante de 50 cGy.
- Faisceau de photons d'énergie 18MV.
- L'accélérateur : Elekta SLi.
- Tailles de champs : de 5x5 cm² à 20x20 cm².
- Angle de bras : de 0° à 60°.
- DSP= 100 cm.
- Profondeur : 3.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.
- Utilisation de la méthode Bi-canal.

La Figure III-24 montre la variation des pentes des droites de calibration pour chaque angle d'incidence du faisceau. Cette variation est liée à la variation de la contribution de la fibre optique. Cette variation peut être due à la variation de la contribution du Cerenkov qui dépend fortement à l'angle de faisceau, et au changement de la longueur de la fibre optique irradiée lors de l'augmentation de l'angle d'incidence. Par contre, le niveau moyen de signal du GaN estimé est de ($4.56 \cdot 10^6$ u.a.) avec un écart maximal de 1% par rapport à l'irradiation sous incidence normale. Par conséquent, on peut noter que l'angle d'incidence du faisceau sur la sonde GaN-fibre ne semble pas perturber notablement la mesure de la contribution du GaN, on peut donc considérer qu'il n'y a pas d'effet directionnel dans le faisceau.

On a testé l'effet directionnel pour un faisceau d'électrons de 6MeV à l'Elekta SLi avec le même montage. La Figure III-25 présente le niveau du signal du canal du GaN en fonction de celui de la fibre optique pour des angles d'incidence 0°,15° et pour quatre tailles du champs 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 cm². L'incidence est limitée par la taille du localisateur utilisé pour les faisceaux d'électrons.

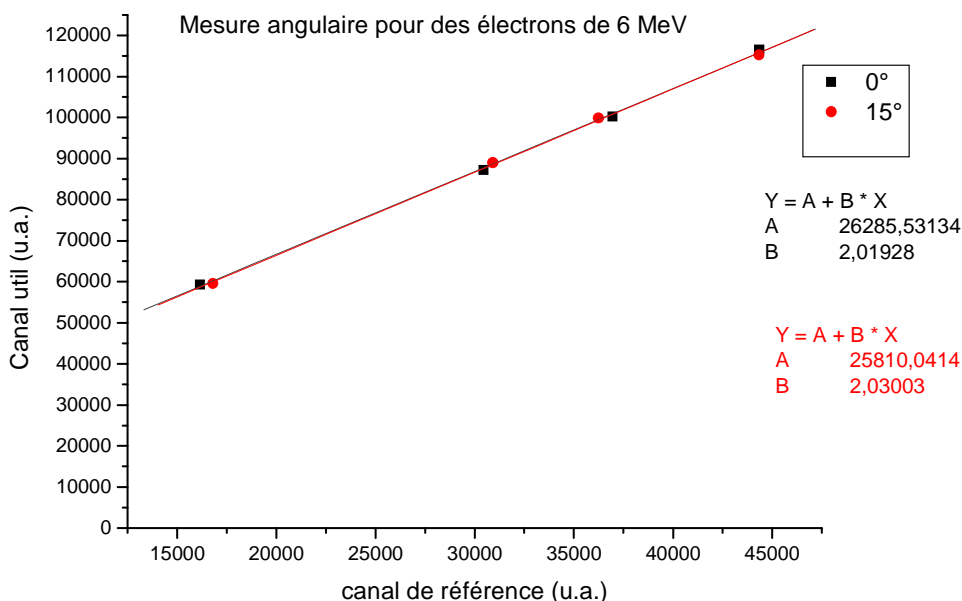


Figure III-25: Mesure Bi-canal de l'effet directionnel sous un faisceau d'électrons de 6MeV

La figure précédente montre une variation très petite de l'ordre de 0.3% sur la pente de la droite de la réponse du système entre les angles d'incidence du faisceau de 0° et 15°. Par conséquent, la contribution de la fibre optique est inchangée pour la variation de l'angle d'incidence de l'ordre de 15°. Alors que l'on note un écart de 1.3% entre les valeurs de la contribution du GaN pour les deux angles d'incidence.

III.10 Courbe de RTM

Afin d'étudier et de vérifier la variation de la réponse de la sonde GaN-fibre aux différentes profondeurs, la mesure de la courbe du rapport tissus-maximum (RTM) a été réalisée avec la sonde GaN-fibre. Les résultats acquis sont comparés avec ceux d'une chambre d'ionisation placée dans les mêmes conditions de mesure. Les deux dosimètres sont immobilisés à la même profondeur sur une plaque de PMMA, dont les dimensions sont de 30 x 30 cm², de manière symétrique dans le champ d'irradiation comme le montre la Figure III-26, et à une distance constante de 100 cm de la tête de l'accélérateur.

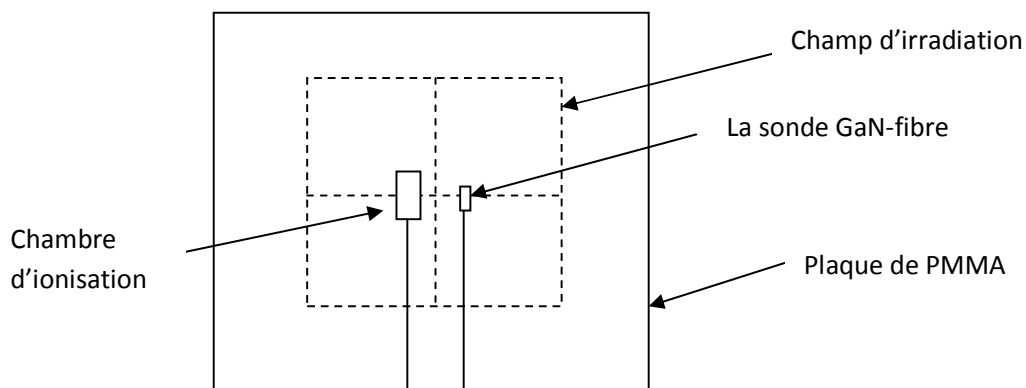
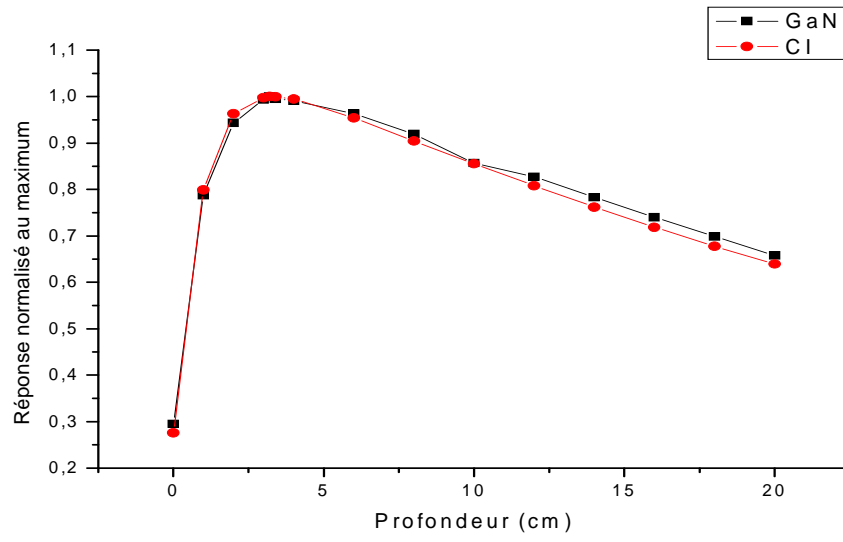
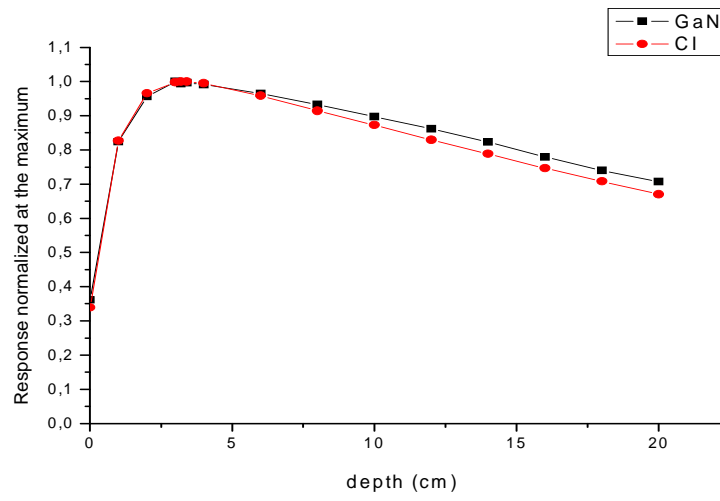


Figure III-26: Configuration des dosimètres

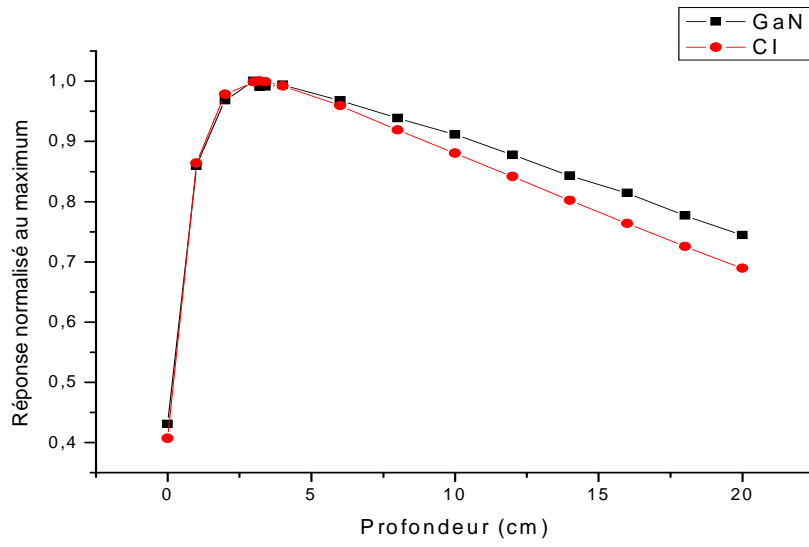
Une dose d'entrée constante de 100 UM a été délivrée pour chaque profondeur avec un faisceau de photons d'énergie de 18 MV délivré par l'accélérateur ELEKTA SLi avec un débit de dose de 200 UM/min. Quatre tailles de champs ont été utilisées pour vérifier la contribution de la fibre optique. La Figure III-27 présente la courbe de RTM pour la sonde GaN-fibre et la chambre d'ionisation normalisée à la valeur correspondant au maximum de dose (D_{max}) pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Les deux courbes de RTM font apparaître une bonne corrélation entre la réponse de la chambre d'ionisation et les signaux des canaux utile et de référence du système GaN-fibre. Cependant, on trouve que la pente de décroissance de la réponse du système GaN-fibre est plus faible que celle de la chambre d'ionisation pour les fortes profondeurs et l'écart entre les deux détecteurs augmente avec l'augmentation de la taille du champ d'irradiation. L'écart est de 3% pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mais il peut atteindre 7% pour le champ $20 \times 20 \text{ cm}^2$.



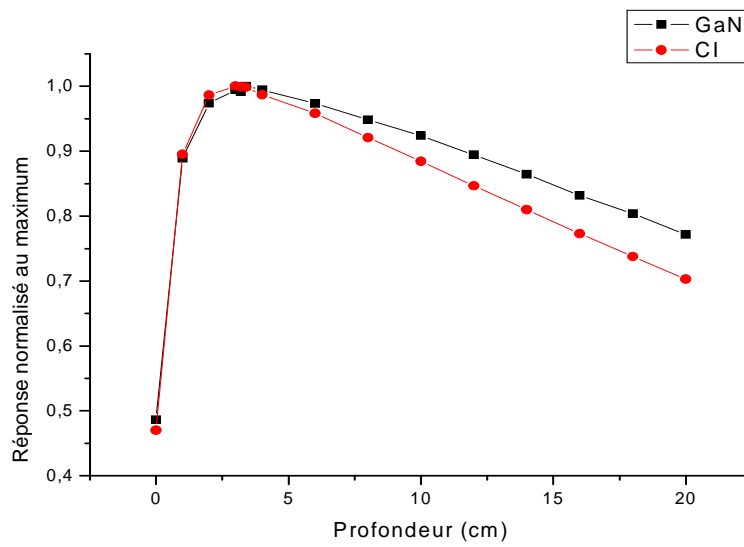
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure III-27: La courbe RTM de la sonde de GaN-fibre et de la chambre d'ionisation pour un champ de a) 5x5 cm², b) 10x10 cm², c) 15x15 cm², et d) 20x20 cm²

Courbe RTM :

- Dose : équivalente à 100 UM
- Faisceau de photons d'énergie 18 MV.
- L'accélérateur : Elekta SLi.
- Tailles de champs : 5x5 cm² à 20x20 cm².
- DSA = 100 cm.
- Profondeur : de 0 cm à 20 cm de PMMA.
- Débit de dose : 200 UM/min soit environ 2 Gy/min.
- Les résultats obtenus sont comparés avec une chambre d'ionisation PTW 23332.

Le fait que l'écart entre les deux systèmes augmente avec l'augmentation de la taille du champ irradié montre que la méthode de réjection de la contribution de la fibre optique n'est pas indépendante de la taille du champ. Dans l'étude précédente (Figure III-27), on a utilisé seulement le filtre du canal utile du système bi-canal ce qui est équivalent à une filtration passe-bande. L'écart observé peut être dû à la contribution de la fibre optique. Une deuxième explication de cet écart observé aux grandes profondeurs pourrait être que le GaN n'est pas équivalent tissu ce qui peut donner une sur-réponse pour les photons de faibles énergies. Une étude par simulation Monte-Carlo des modifications du spectre du faisceau de photons aux différentes profondeurs permettrait d'analyser cet effet.

III.11 Dépendance à l'énergie

III.11.1 Equivalence GaN-tissu

Le système de mesure de dose doit avoir des caractéristiques physiques d'interaction rayonnement matière les plus proches possible de celles des tissus afin de ne pas perturber la distribution de dose délivrée au milieu traité mais aussi de fournir une mesure représentative de la dose déposée dans les tissus. Un facteur utilisé pour comparer les caractéristiques radiologiques de deux milieux est le numéro atomique (Z) où pour plus de précision le numéro atomique effectif Z_{eff} pour tout milieu de composition non mono-atomique. Dans le domaine des énergies moyennes utilisées en radiothérapie externe (entre 1MeV et 10 MeV), l'interaction entre le rayonnement et la matière est dominé par l'effet Compton. Cet effet est peu dépendant du numéro atomique. Aussi, pour comparer les caractéristiques dosimétriques dans le domaine de la radiothérapie externe, on compare les coefficients d'atténuation massiques pour les faisceaux de photons, et les pouvoirs d'arrêt massiques pour les faisceaux d'électrons.

La Figure III-28 représente la variation des coefficients d'absorption massiques respectifs des tissus mous, du silicium, de SiO_2 , de l'oxyde d'aluminium (OSL), et des semiconducteurs à gap direct (GaN) en fonction de l'énergie des photons incidents.

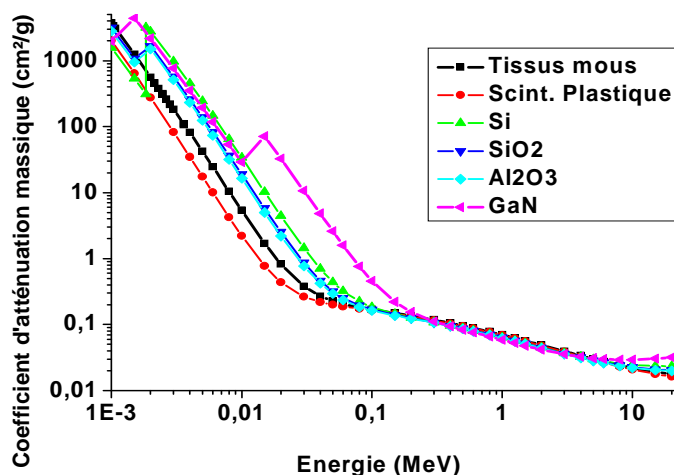


Figure III-28: Variation en fonction de l'énergie des coefficients d'atténuation massiques pour les tissus mous, Si, SiO_2 , Al_2O_3 , scintillateur plastique, et du GaN [Données reprises du site NIST³]

³ National Institute of Standards and Technology : <http://www.nist.gov/index.html>

La Figure III-28 montre une sur-réponse assez importante entre le nitrure de gallium (GaN) et les tissus mous pour les faibles énergies (la plage des énergies utilisées en radiologie). Cet écart devient très petit pour les énergies moyennes utilisées en radiothérapie externe.

La Figure III-29 montre la variation des pouvoirs d'arrêt massiques respectifs du tissu mou et du nitrure de gallium (GaN) en fonction de l'énergie des électrons.

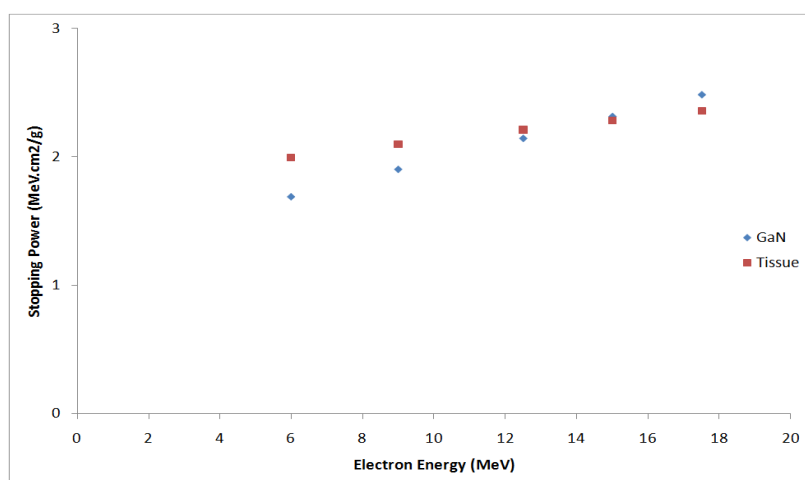


Figure III-29: Pouvoir d'arrêt massique pour les tissus mous et le nitrure de gallium (GaN) en fonction de l'énergie des électrons [Données reprises du site NIST]

Les valeurs précédentes sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Energie des électrons (MeV)	S _p pour GaN (MeV.cm ² .g ⁻¹)	S _p pour le tissu mou (MeV.cm ² .g ⁻¹)
6.0	1,69	2,00
9.0	1,90	2,10
12.5	2,14	2,21
15.0	2,32	2,28
17.5	2,49	2,36

Tableau III-8: Valeurs de pouvoir d'arrêt massique pour le tissu mou et le GaN vis-à-vis des électrons [source NIST]

L'écart moyen entre les pouvoirs d'arrêt respectifs du tissu mou et du GaN, est de 15% pour une énergie des électrons de 6 MeV. Cet écart diminue avec l'augmentation de

l'énergie des électrons, et serait de l'ordre de 1.7% pour une énergie de 15 MeV. Cet écart s'inverse et s'élargit à nouveau pour les énergies supérieures à 15 MeV et atteint 5.22% pour une énergie de 17.5 MeV.

Le GaN est un semi-conducteur à gap direct avec un numéro atomique $Z_{\text{eff}}=19$ tandis que le Z_{eff} des tissus mou est d'environ 7,3. Le GaN n'est donc pas un matériau équivalent tissu, ce qui rend nécessaire d'étudier l'influence de l'énergie des photons ou des électrons sur la réponse de la sonde de GaN.

III.11.2 Dépendance à l'énergie des photons

Pour mesurer la dépendance du système GaN-fibre à l'énergie des photons, on a placé la sonde de GaN à 5 cm de profondeur et on a délivré une dose de 1.5 Gy avec des photons d'énergie 6 et 18 MV de l'accélérateur Elekta SLi avec un débit de dose de 2Gy/min pour quatre tailles de champs (5x5, 10x10, 15x15, 20x20 cm²).

On a exploité les résultats en utilisant la méthode Bi-Canal. La Figure III-30 présente le niveau du signal du canal du GaN en fonction de celui de la fibre optique pour les énergies de photons de 6 et 18 MV.

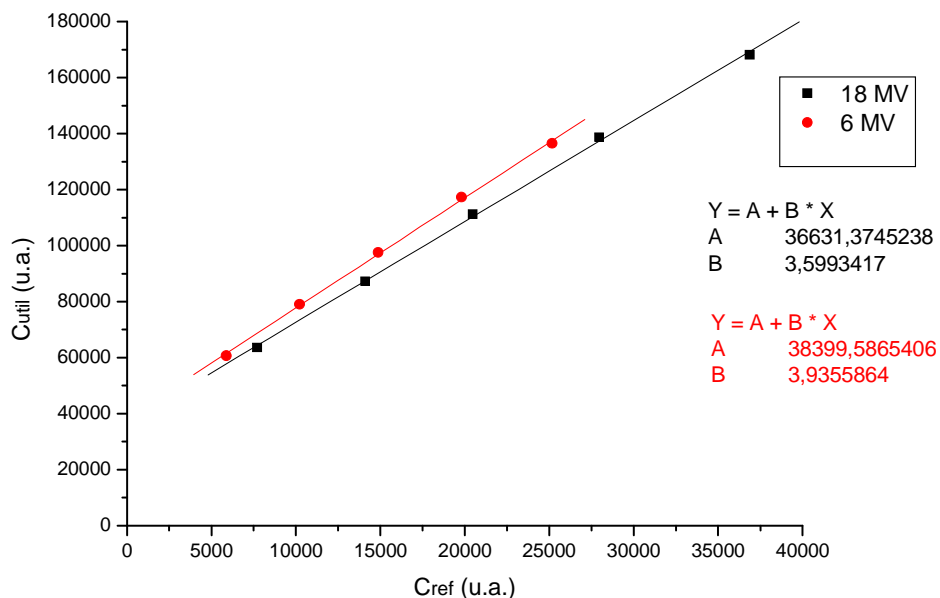


Figure III-30: Dépendance à l'énergie de la sonde GaN-fibre pour les photons de 6MV et 18 MV

Dépendance à l'énergie de photons :

- Dose : 1.5 Gy
- Faisceau de photons d'énergie 6 MV et 18 MV.
- L'accélérateur : Elekta SLi.
- Tailles de champs : 5x5 cm² à 20x20 cm².
- On a utilisé la méthode Bi-canal.
- Profondeur : 5 cm de PMMA.
- Débit de dose : 200 UM/min soit environ 2 Gy/min.

La Figure III-30 montre que les niveaux moyens des signaux du GaN estimés pour les énergies 6 et 18 MV sont respectivement de 38399 UA et 36631 UA. L'écart entre les deux réponses est de l'ordre de 4.5%. Cette différence peut être expliquée par le fait que le GaN n'est pas équivalent tissus. D'autre part, on peut noter une différence de l'ordre de 8.5% entre les deux valeurs des pentes des deux droites (3.9355 pour 6 MV et 3.5993 pour 18 MV). On peut conclure que la contribution de la fibre optique dépend aussi de l'énergie du faisceau de photons utilisée.

III.11.3 Dépendance à l'énergie des électrons

On a aussi vérifié la dépendance à l'énergie de la sonde GaN-fibre pour les faisceaux d'électrons d'énergies variant entre 6 MeV et 18 MeV. On a placé la sonde de GaN à 2,2 cm de profondeur pour les électrons d'énergie de 9, 12, 15, et 18 MeV ; et à 1,4 cm de profondeur pour les électrons d'énergie 6 MeV. On a délivré une dose de 1,5 Gy en utilisant l'accélérateur Elekta SLi avec un débit de dose de 2 Gy/min pour quatre tailles de champ (5x5, 10x10, 15x15, 20x20 cm²). On trouve un écart d'environ 2,5% entre les énergies 6 et 9 MeV. Cet écart peut augmenter jusqu'à 24.6% entre 6 et 18 MeV. La Figure III-31 montre les résultats acquis pour la sonde de GaN pour des énergies de faisceaux d'électrons de 6 MeV et 18 MeV.

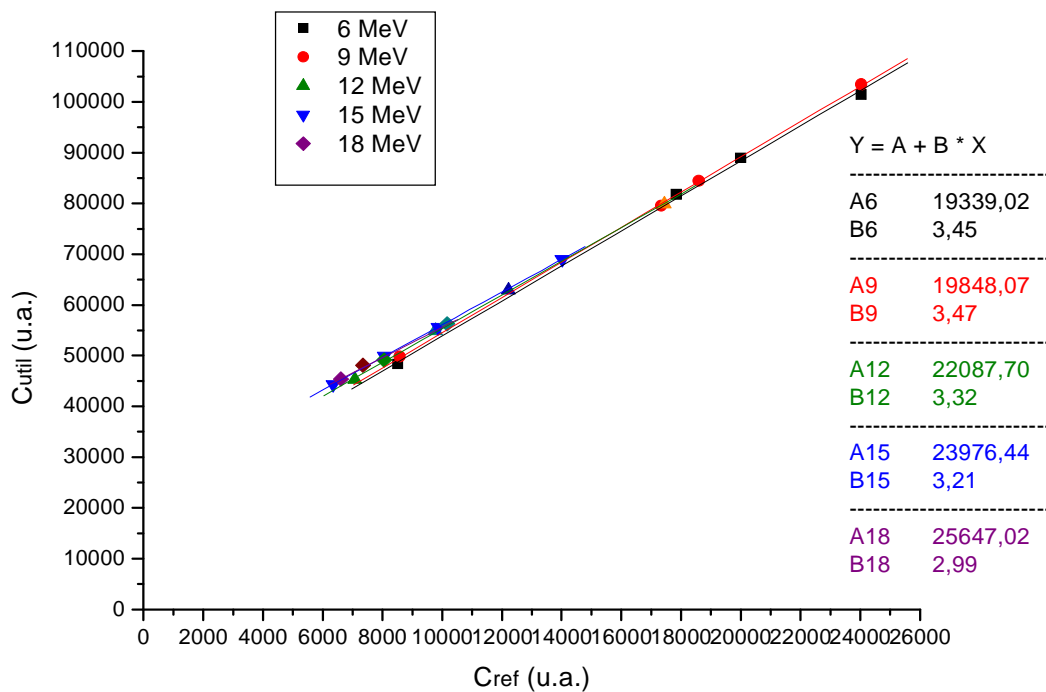


Figure III-31: Dépendance à l'énergie du détecteur GaN-fibre pour les électrons de 6 MeV au 18 MeV

Dépendance à l'énergie des électrons :

- Dose : 1.5 Gy.
- Faisceaux d'électrons d'énergies 6, 9, 12, 15 et 18 MeV.
- L'accélérateur : Elekta SLi.
- Tailles de champs : 5x5 cm² à 20x20 cm².
- On a utilisé la méthode Bi-canal
- Profondeur de PMMA : 1.4 cm pour l'énergie de 6 MeV et 2.2 cm pour les autres faisceaux.
- Débit de dose : 200 UM/min soit environ 2 Gy/min.

Les résultats précédents sont présentés dans le Tableau III-9.

Energie (MeV)	6	9	12	15	18
Energie Moyenne E_0 (MeV)	5.825	8.6	11.18	14.19	16.54
K_{fibre}	3.45	3.47	3.32	3.21	2.99
Contribution du GaN (u.a.)	19339	19848	22087.7	23976.44	25647.02

Tableau III-9: Les valeurs de K_{fibre} et la contribution du GaN; obtenus par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie de faisceau d'électrons

La Figure III-32 présente une comparaison entre la réponse du GaN seul obtenu par la méthode bi-canal et la courbe de pouvoirs d'arrêt massique du GaN normalisé au maximum pour les énergies des électrons utilisées.

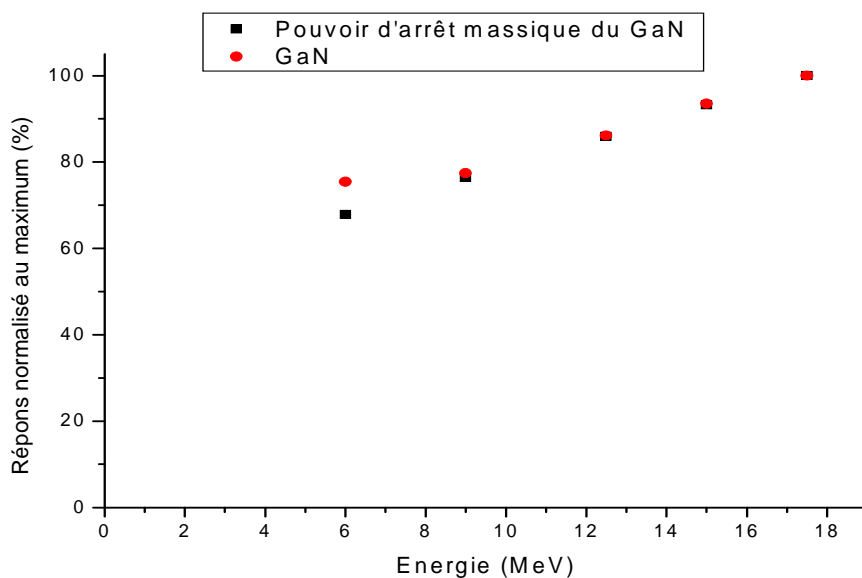


Figure III-32: comparaison entre les résultats obtenus et le rapport des pouvoirs d'arrêt massique du GaN pour les énergies des électrons utilisées

Sur la figure précédente, on peut noter que les résultats obtenus sont cohérents avec le rapport de pouvoirs d'arrêt massique pour les énergies des électrons entre 9 MeV et 18 MeV avec un écart maximal de l'ordre de 1%. Par contre, un écart de 7% peut être noté pour les électrons de 6 MeV.

III.12 Tenue à l'irradiation

On compare sur la Figure III-33 le signal de sortie du PMT en fonction de la longueur irradiée de la fibre, avant et après irradiation de l'ensemble du système GaN-fibre à une dose de 300 Gy par un faisceau d'électrons de 18 MeV. La contribution du GaN reste inchangée, mais la pente de la courbe (contribution de la fibre) change de 20%. Ces résultats montrent que le GaN est résistant à l'irradiation par un faisceau d'électrons contrairement à la fibre optique. Ceci est une raison de plus pour proposer de soustraire la contribution instable de la fibre afin d'obtenir une mesure de dose plus précise et fiable.

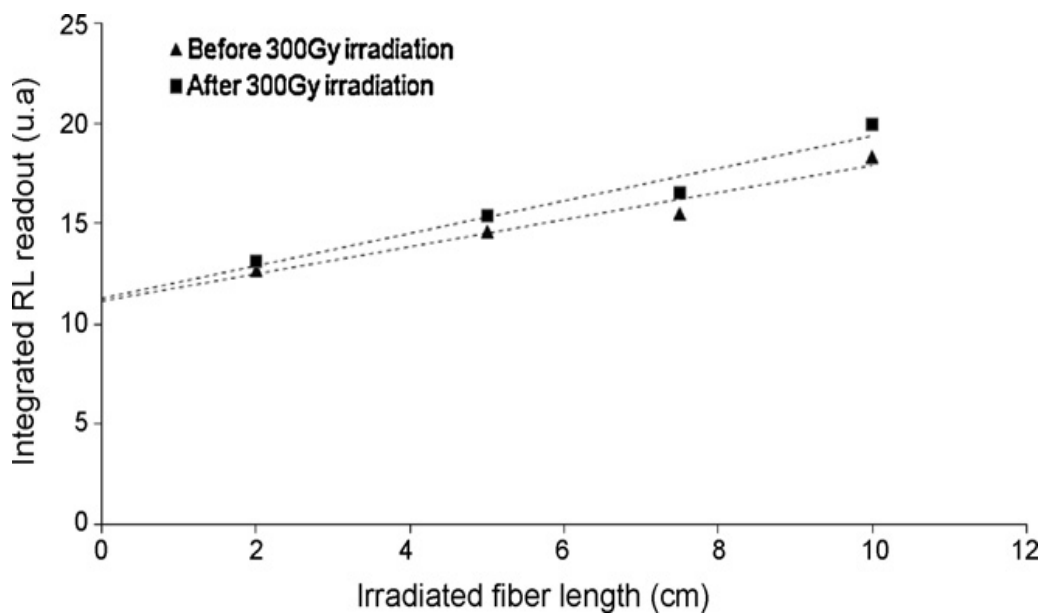


Figure III-33: Modification de la réponse du système GaN-fibre avant et après une irradiation de 300 Gy par un faisceau d'électrons de 18 MeV

Tenue à l'irradiation : Comparaison de la réponse du système avant et après une irradiation par un faisceau d'électrons de 18 MeV à une dose de 300 Gy

Irradiation :

- Dose : 300 Gy.
- Faisceau d'électrons de 18 MeV.
- L'accélérateur : Elekta SLi.
- Taille du champ : 10x10 cm².
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.

Etude du champ :

- Dose : 1.5 Gy.
- Faisceau de photons de 6 MV.
- L'accélérateur : Elekta SLi.
- Tailles de champs : 5x5 cm² à 20x20 cm².
- On a utilisé la méthode Bi-canal
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : 200 UM/min soit environ 2 Gy/min.

III.13 Stérilisation de la sonde GaN-fibre optique

Le système étant destiné in fine à être implanté chez des patients, il est nécessaire d'étudier les possibilités de stérilisation et de tenue du système aux procédés de stérilisation.

La stérilisation est une technique destinée à éliminer tout germe microbien d'une préparation, par exemple, en la portant à haute température c'est-à-dire de 100°C à 180°C. Elle a été inventée par Nicolas Appert à la fin du XVIIIe siècle (appertisation). L'explication théorique a été fournie par Louis Pasteur au XIXe siècle. La stérilisation est un procédé utilisé dans le domaine bio-industriel pour éliminer les germes viables et potentiellement infectieux, des médicaments ou des dispositifs médicaux. Par définition, l'état stérile d'un produit se traduit par la probabilité d'au plus 10^{-6} de trouver un germe viable sur (ou dans) un produit.

Les procédés les plus courants sont: le traitement thermique (pasteurisation, appertisation, tyndallisation ou autoclavage en chaleur humide), le traitement chimique (oxyde d'éthylène), et le traitement par ionisation par exposition à un rayonnement ionisant à très haute dose qui représente le procédé le plus utilisé pour la stérilisation des matériels biomédicaux à usage unique (gamma émis notamment par le cobalt-60).

Dans notre projet, des sondes GaN-fibre optique ont été soumises à un procédé de stérilisation industriel par irradiation Gamma (dose de 29 kGy délivré par une source ^{60}Co).

III.13.1 Effet de la stérilisation sur la réponse du système GaN-fibre

Afin d'étudier l'effet de la stérilisation par irradiation à forte dose sur la réponse du système GaN-fibre, trois sondes ont été stérilisées par une dose de 29.5 kGy délivrée par une source du cobalt 60. La réponse de ces trois sondes a été caractérisée en fonction de l'ouverture du champ avant et après la stérilisation. On a utilisé des faisceaux de photons de 6MV et 18 MV issus de l'accélérateur ELEKTA SLi. En utilisant la méthode bi-canal, on a comparé les valeurs de $D_{1,\text{GaN}}$ et k_{fiber} avant et après la stérilisation. Les résultats acquis sont montrés dans le Tableau III-10.

	Gain (V)	D _{1,GaN}			k _{fiber}		
		Avant	Après	Variation (%)	Avant	Après	Variation (%)
Fibre 1 Photons 6 MV	0.574	115639	52357	55	5.233	4.246	19
Fibre 1 Photons 18 MV	0.596	63101	58991	6.5	4.512	4.18	7.5
Fibre 2 Photons 6 MV	0.620	33320	24405	27	4.387	3.956	9.8
Fibre 2 Photons 18 MV	0.619	29598	21833	26	4.158	3.756	9.6
Fibre 3 Photons 6 MV	0.596	18274	24520	34	4.127	3.94	4.5
Fibre 3 Photons 18 MV	0.622	17322	21005	21.3	3.8213	3.7649	1.5

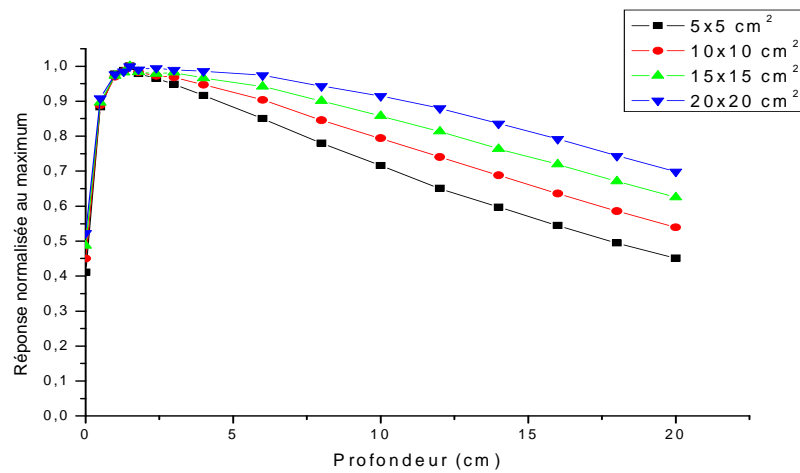
Tableau III-10: Valeurs de D_{1,GaN} et K_{fiber} avant et après une stérilisation par irradiation Gamma (dose de 29 kGy délivrée par une source ⁶⁰Co)

On peut noter une diminution du niveau du signal du GaN d'environ 25%, et une diminution d'environ 9% sur la valeur du K_{fiber} représentant la contribution de la fibre optique. Un seul cas où la variation de la contribution du GaN atteint 55%. Cela peut être dû à un changement au niveau des connexions. Ces résultats montrent que le système GaN-fibre reste opérationnel après un cycle de stérilisation Gamma (29 kGy ⁶⁰Co).

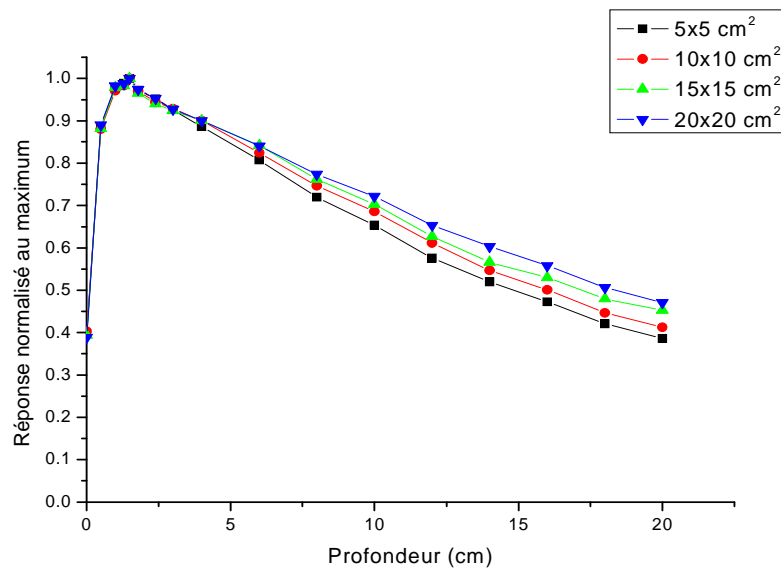
III.13.2 Courbe RTM d'une sonde stérilisée

Une sonde de GaN a été irradiée par une dose de 29 kGy en rayonnements gamma du ⁶⁰Co. Des mesures RTM selon le protocole décrit précédemment ont été réalisées. Dans un premier temps, on exploite directement la sortie « canal utile » du système bi-canal,

ce qui est équivalent à appliquer un filtrage passe-bande très sélectif sur le signal de luminescence. On obtient dans ce cas des courbes RTM (Figure III-34a) qui présentent des variations avec la taille du champ nettement supérieures à celles observées sur les mesures réalisées avec la chambre d'ionisation (type PTW 31003 Figure III-34b).



(a)



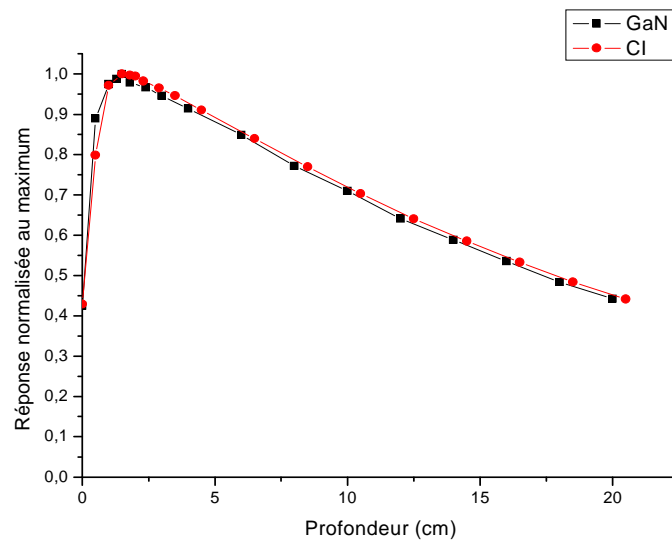
(b)

Figure III-34: La variation de la courbe du RTM en fonction de la taille du champ pour a) le système SECURISOSE avec l'utilisation du filtre du canal utile, b) une chambre d'ionisation PTW 31003.

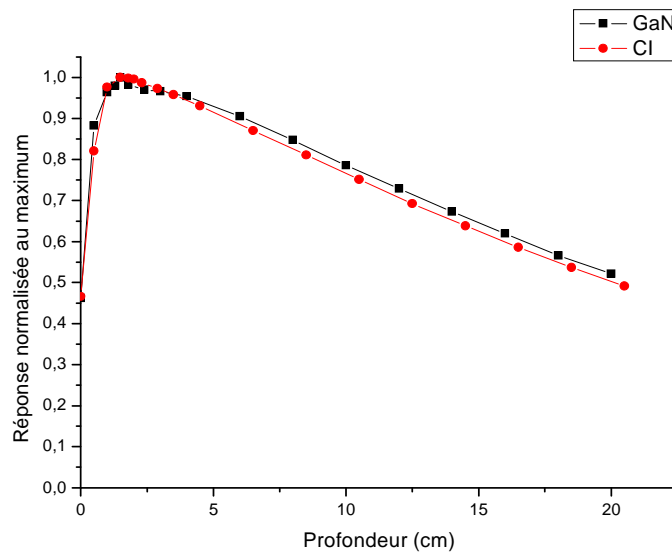
Courbe RTM pour une sonde stérilisée :

- Dose : équivalente à 100 UM
- Faisceau de photons d'énergie 6 MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Tailles de champs : de 5x5 cm² à 20x20 cm².
- DSA = 100 cm.
- Profondeur : de 0 cm à 20 cm de PMMA.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.
- On a utilisé seulement les valeurs issues du filtre du seul canal utile, du système bi-canal.
- Les résultats obtenus sont comparés avec une chambre d'ionisation PTW 31003 placé à 0.5 cm au dessous du système.

Dans un deuxième temps, on construit une deuxième série de courbes RTM en exploitant à la fois le canal utile et le canal de référence pour rejeter les luminescences parasites et extraire la contribution du GaN. Cette méthode de réjection s'avère efficace puisque, au-delà de la profondeur de l'équilibre électronique, l'écart entre les résultats obtenus avec le système SECURIDOSE et la chambre d'ionisation est inférieure à 1% pour le champ de taille 5x5 cm² et de l'ordre de 3% pour le champ de taille 10x10 cm² comme le montre la Figure III-35.



(a)



(b)

Figure III-35: Courbe RTM de la sonde de GaN stérilisée et de la chambre d'ionisation pour un champ de a) 5x5 cm², b) 10x10 cm²; mesure avec la méthode bi-canal, k_{fibre} est calculé par une calibration effectué à une profondeur de 1,5 cm.

Courbe RTM pour une sonde stérilisée :

- Dose : équivalente à 100 UM
- Faisceau de photons d'énergie 6 MV.
- L'accélérateur : Varian 600 CD.
- Tailles de champs : 5x5 cm² et 10x10 cm².
- DSA = 100 cm.
- Profondeur : de 0 cm à 20 cm de PMMA.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.
- On a utilisé la méthode bi-canal, k_{fibre} est calculé par une calibration effectuée à une profondeur de 1,5 cm.
- Les résultats obtenus sont comparés avec une chambre d'ionisation PTW 31003 placé à 0.5 cm au dessous du système.

Nous envisageons dans un dispositif instrumental modifié d'exploiter un canal de référence à plus haute énergie que le canal utile pour améliorer les performances de la méthode bi-canal. Ce choix permettra de garantir qu'il n'y a aucune contribution directe (« Yellow bande ») ou indirecte (luminescence de fibre induite par l'émission UV du GaN) du cristal GaN sur le signal mesuré dans ce canal de référence. Ces aspects sont développés plus loin avec l'étude du spectromètre 32 voies.

III.13.3 Dépendance à l'énergie du faisceau des électrons d'une sonde stérilisée

On a refait l'étude de la dépendance à l'énergie pour les électrons d'énergies 9 MeV à 18 MeV pour une sonde de GaN stérilisée par irradiation à une dose de 29 kGy. On a trouvé un écart de l'ordre de 6% entre les énergies 9 MeV et 18 MeV. Cet écart augmente linéairement avec l'augmentation de l'énergie. Les écarts des valeurs de la réponse du GaN stérilisé sont plus petits que ceux pour la sonde GaN avant stérilisation comme le montre la Figure III-36.

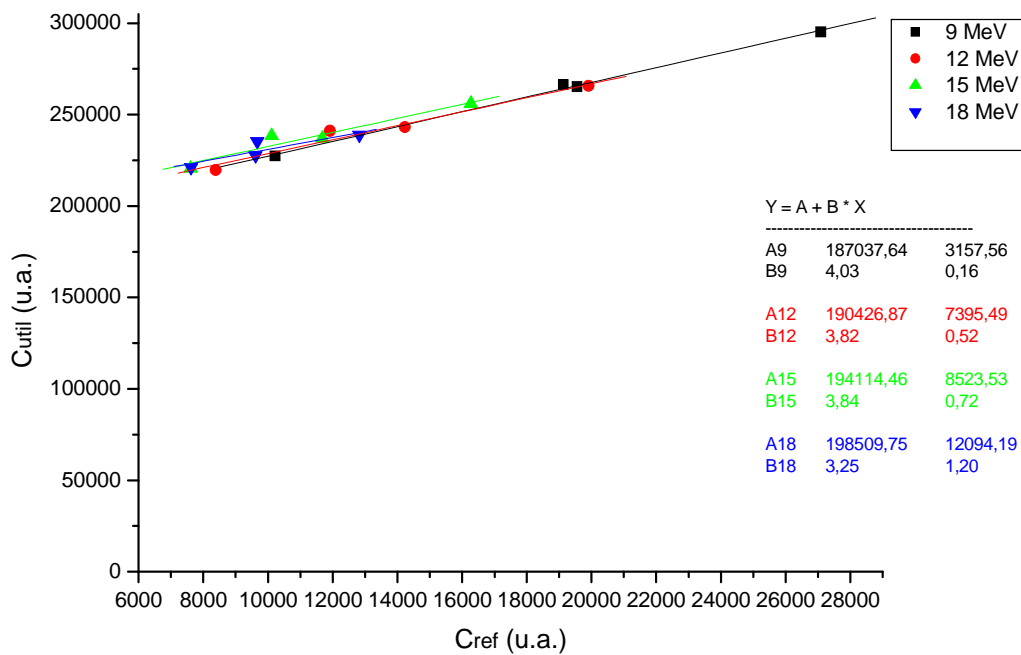


Figure III-36: Dépendance à l'énergie de la sonde GaN irradiée à 29 kGy pour les électrons de 9 MeV à 18MeV

Les résultats précédents sont présentés dans le Tableau III-11.

Energie (MeV)	9	12	15	18
Energie Moyenne E ₀ (MeV)	8.6	11.18	14.19	16.54
K _{fibres}	4.03	3.82	3.84	3.25
Contribution du GaN (u.a.)	187037.6	190426.87	194114.46	198509.75

Tableau III-11: Les valeurs de K_{fibres} et la contribution du GaN pour une sonde stérilisée; obtenus par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie de faisceau d'électrons

Les valeurs de la réponse du GaN seul après stérilisation obtenues par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie des électrons de 9 MeV à 18 MeV sont présentées dans la Figure III-37.

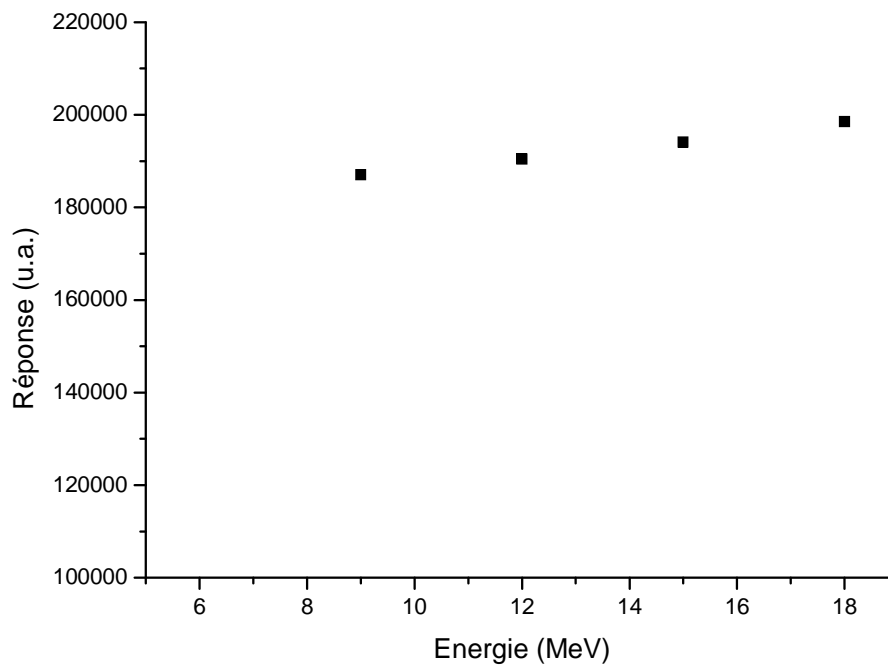
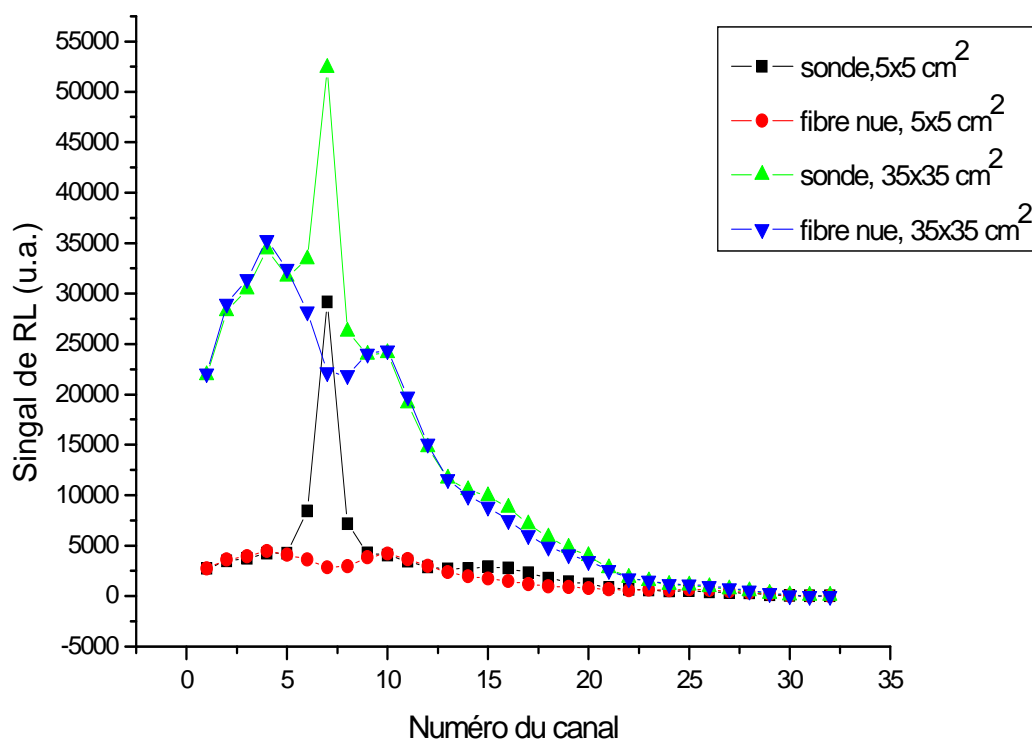


Figure III-37: Réponse du GaN seul, après une stérilisation gamma, obtenue par la méthode bi-canal en fonction de l'énergie des électrons

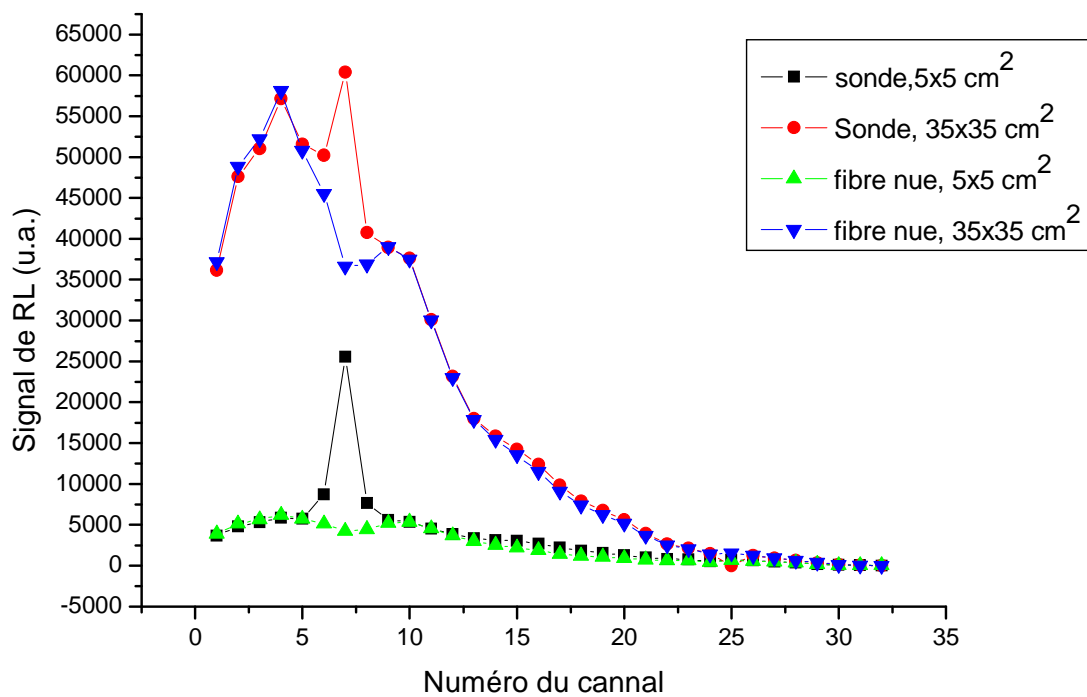
Les résultats obtenus pour la mesure du RTM et de la dépendance à l'énergie après la stérilisation sont des résultats préliminaires obtenus en utilisant une seule sonde. Les résultats précédents sont à confirmer prochainement pour plusieurs sondes soumises à la même procédure de stérilisation. Ces résultats préliminaires montrent cependant que la sonde stérilisée par une dose de 29 kGy reste opérationnelle.

III.14 Analyse de la radioluminescence du système GaN-fibre avec le spectromètre 32 voies

Afin d'analyser le signal de la radioluminescence du système GaN-fibre sur tout le domaine spectral UV et visible, une dose équivalente à 50 cGy a été délivrée avec des faisceaux de photons de 6 MV et 18 MV issus de l'accélérateur Varian Clinac 2100 CD. Le détecteur a été placé entre des plaques de PMMA à 1.5 cm (pour le faisceau de 6 MV) et 3.5 cm (pour le faisceau de 18 MV) de profondeur pour deux tailles du champ 5x5 cm² et 35x35 cm². La Figure III-38 illustre le signal de sortie du spectromètre 32 voies représentant la radioluminescence d'une sonde GaN-fibre et d'une fibre optique sans détecteur pour les conditions décrites ci-dessus.



(a)



(b)

Figure III-38: Spectre de radioluminescence du système GaN-fibre et d'une fibre optique sans détecteur pour des faisceaux de photons de a) 6 MV et b) 18 MV, et pour deux tailles de champs 5x5 cm² et 35x35 cm²

Analyse de la radioluminescence du système avec le spectromètre 32 voies:

- Dose : 50 cGy.
- Faisceau des photons d'énergies 6 MV et 18 MV.
- L'accélérateur : Varian 2100 CD.
- Deux tailles de champs : 5x5 cm² et 35x35 cm².
- On a utilisé une sonde avec GaN et une fibre nue sans transducteur.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA pour l'énergie de 6 MV et 3.5 cm pour le 18 MV.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.

Sur la figure précédente, on peut noter que le spectre de radioluminescence de la fibre optique est superposé avec celui de la sonde GaN-fibre ce qui facilite la réjection de sa contribution. Pour les petites tailles du champ, ici un champ de 5x5 cm², on peut noter

un pic dominant correspondant à la radioluminescence du GaN dont l'intensité maximale est observée sur le canal 7. On peut noter aussi la faible contribution de la fibre optique en comparaison avec le pic du GaN. Cela peut s'expliquer par la diminution du volume de fibre irradié. Pour les grandes tailles du champ, ici 35x35 cm², la réponse de la sonde est plus importante mais on note aussi que la contribution de la fibre optique est plus élevée. L'intensité maximale du spectre de la fibre optique se situe dans le domaine d'émission UV sur le canal 4. Par ailleurs, on observe une augmentation significative de la contribution de la fibre optique avec l'énergie du faisceau de photons utilisée, ce qui peut correspondre à une augmentation du niveau de signal Cerenkov.

La Figure III-39 montre le spectre de radioluminescence du GaN après avoir retranché la contribution de la fibre pour un faisceau de photons de 6MV délivré par un accélérateur Clinac Varian 2100 CD, et pour trois tailles du champ 5x5, 20x20, et 35x35 cm². L'allure du spectre est très cohérente avec les spectres de photoluminescence décrits précédemment dans ce chapitre.

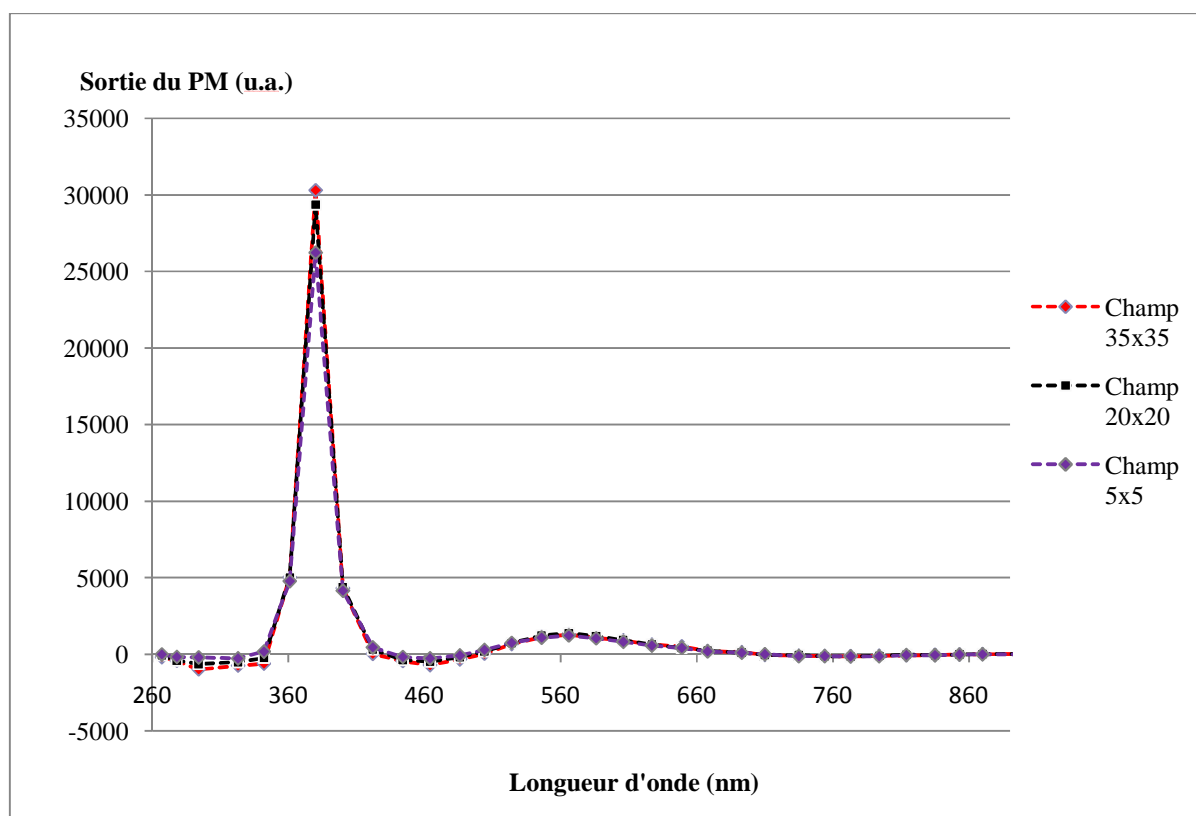


Figure III-39: Spectre 32 voies de la radioluminescence du GaN seul

Analyse de la radioluminescence du GaN seul avec le spectromètre 32 voies:

- Dose : 50 cGy.
- Faisceau des photons d'énergies 6 MV.
- L'accélérateur : Varian 2100 CD.
- Tailles de champs : 5x5 cm², 20x20 cm², et 35x35 cm².
- On a utilisé une sonde avec GaN et une fibre nue sans transducteur.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.

Ainsi, on peut noter le pic dominant radioluminescence situé autour de 380 nm (canal 7 du spectromètre) traduisant la prédominance de transitions radiative bande à bande. De plus, on distingue une légère remontée du spectre autour de 570 nm correspondant une émission dans la yellow bande du matériau. Le niveau de cette émission est légèrement plus élevé que celui observé en photoluminescence du fait des phénomènes d'autoabsorption dans le GaN.

Le spectre de radioluminescence de la fibre optique a été étudié aussi en utilisant le spectromètre 32 voies. Pour ce faire, on a utilisé un faisceau de photons de 6MV délivré par l'accélérateur Clinac Varian 2100 CD avec une dose délivrée de 50 cGy pour différentes tailles de champ comprises entre 5x5 cm² et jusqu'à 40x40 cm². La Figure III-40 présente le spectre de la fibre optique obtenu en fonction de l'ouverture du champ.

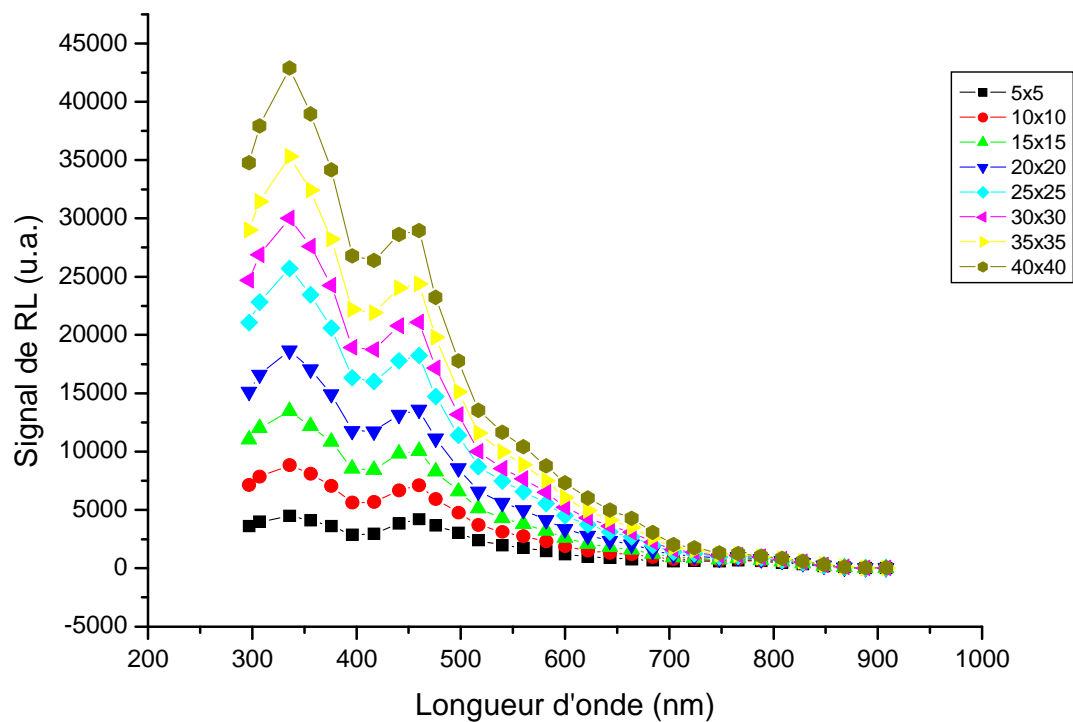


Figure III-40: Spectre de la fibre optique pour différentes ouvertures de champ

Analyse de la radioluminescence de la fibre optique seule avec le spectromètre 32 voies:

- Dose : 50 cGy.
- Faisceau des photons d'énergies 6 MV
- L'accélérateur : Varian 2100 CD.
- Tailles de champs : 5x5 cm² à 40x40 cm².
- On a utilisé une fibre nue sans transducteur.
- Profondeur : 1.5 cm de PMMA pour l'énergie de 6 MV.
- Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min.

Il apparaît sur la Figure III-40 un large spectre d'émission de la fibre compris entre 300 nm et 700 nm. L'intensité maximale se situe dans le domaine UV. On peut noter que le signal de la radioluminescence de la fibre optique augmente avec l'augmentation de la taille du champ du fait que le volume de fibre irradié croît.

III.15 Conclusion et limites de ces résultats

Les résultats obtenus en simulation montrent qu'en utilisant un système dont la précision est de l'ordre de 2%, il est possible de détecter certains dysfonctionnements dans la procédure de traitement comme des erreurs sur la taille du champ, l'énergie du faisceau utilisée, la distance source patient. Dans le cas de l'utilisation d'un collimateur multilames, il sera nécessaire d'associer au système SECURIDOSE un système de mesure de dose en 2D comme le système d'imagerie portale.

Les mesures en temps réel effectuées dans les conditions du traitement et l'intégration des impulsions détectées a permis d'obtenir les courbes de réponse avec une erreur de répétabilité inférieur à 1.6% pour une dose de 50 cGy. Des mesures ont été réalisées avec des tailles de champs différentes, ce qui nous a permis d'estimer la contribution de la fibre et du GaN par rapport au signal de sortie. Le système SECURIDOSE offre une réponse linéaire avec la dose d'irradiation qui ne dépend pas du débit de dose. Le GaN n'a pas de dépendance angulaire, mais la contribution de la fibre optique dépend de l'angle du faisceau. Après une dose de 300 Gy délivrée par un faisceau d'électrons de 18 MeV, la contribution du GaN reste inchangée, tandis que la contribution de la fibre a augmenté de 20%. De plus, le système SECURIDOSE supporte un procédé industriel de stérilisation par irradiation gamma avec une dose de l'ordre de 29 kGy.

Les mesures de caractérisation en photoluminescence par transmission et par réflexion effectuées à température ambiante et à basse température ($\approx 10\text{K}$) ont confirmé l'excellente réponse du GaN fortement dopé de silicium ($\approx 1.5 \cdot 10^{19}\text{cm}^{-3}$) et sa robustesse à l'irradiation (évaluée jusqu'à 300 Gy). Les résultats préliminaires obtenus avec le système de photodétection spectrométrique à 32 canaux spectraux ont permis une caractérisation spectrale de la radioluminescence des sondes implantables (GaN et fibre optique) dans des conditions cliniques. Les résultats obtenus pour le GaN sont cohérents avec les résultats de caractérisation en photoluminescence UV.

Par contre, et lors de la réalisation de la courbe RTM pour le système SECURIDOSE, on a trouvé lors de l'utilisation du filtre du canal utile uniquement, dans le système bi-canal, que la pente de décroissance de la réponse du système GaN-fibre est plus faible que celle de la chambre d'ionisation pour les fortes profondeurs et l'écart entre les deux détecteurs augmente avec l'augmentation de la taille du champ d'irradiation. L'écart est de 3% pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mais il peut atteindre 7% pour le champ $20 \times 20 \text{ cm}^2$. De même lors de l'utilisation de la méthode bi-canal les résultats obtenus n'étaient pas

satisfaisants. L'écart observé peut être dû à la contribution de la fibre optique. Une deuxième explication de cet écart observé aux grandes profondeurs pourrait être que le GaN n'est pas équivalent tissu ce qui peut donner une sur-réponse pour les photons de faibles énergies. Une étude par simulation Monte-Carlo des modifications du spectre du faisceau de photons aux différentes profondeurs permettrait d'analyser cet effet.

De plus, lors de l'utilisation de la méthode bi-canal, nous avons utilisé un canal de référence à plus basse énergie que le canal de mesure. Ce canal de référence contient aussi une contribution du GaN ce qui peut induire une erreur variable avec la longueur de fibre irradiée / taille du champ irradié. Une solution serait d'utiliser un canal de référence de plus haute énergie que le canal de mesure. Ces éléments d'optimisation pourront être développés avec l'étude du spectromètre 32 voies.

Le travail réalisé dans cette thèse doit être poursuivi par la finalisation de la caractérisation dosimétrique et physique du système avec la mise en œuvre des différentes méthodes proposées pour la réjection de la contribution de la fibre optique. Après cette étape, il faut effectuer la calibration métrologique sur fantôme en utilisant une chambre d'ionisation de référence.

Au stade actuel, le nouveau spectromètre 32 voies nous a permis d'étudier avec plus de précision le spectre de la radioluminescence du GaN et de la fibre optique. Cette analyse a montré que l'utilisation d'un canal de référence autour de la longueur d'onde de 550 nm, celle qui est utilisée dans le système bi-canal, rend la mesure dépendante de la taille du champ d'irradiation puisqu'à cette longueur d'onde il y a l'émission YL du GaN (cf chapitre III.3). En conséquence les résultats obtenus n'ont pas pu être satisfaisants pour caractériser la réponse propre de la contribution du GaN, notamment dans l'étude de la courbe du RTM et de la dépendance à l'énergie.

Le travail à venir sera de tester l'utilisation d'une méthode de réjection bi-canal avec l'utilisation d'un canal de référence plus énergétique que celui du GaN et donc situé dans le domaine UV du spectre. Le fait que ce canal ait une plus forte énergie que l'émission bande à bande du GaN, évitera toute contamination de ce canal par la YL du GaN ainsi que par la fluorescence éventuelle excitées par la radioluminescence UV du GaN.

On va étudier aussi la possibilité de l'utilisation de tout le spectre de la radioluminescence de la fibre optique comme canal de référence. Mais pour ce faire, il faut bien définir le modèle mathématique permettant de calculer la contribution du GaN.

Une troisième méthode à vérifier aussi dans ce domaine, est la mesure différentielle en utilisant deux fibres optiques. Pour pouvoir appliquer cette méthode, des modifications sur le spectromètre 32 voies ont été réalisées par l'INL pour connecter deux fibres optiques en même temps.

Après l'étude de toutes ces méthodes de filtration, on peut espérer arriver à un premier prototype du système. A ce moment-là, on pourra définir la procédure exacte de calibration.

Par ailleurs, et dès maintenant, la disponibilité d'une pré-série de sondes est nécessaire pour pouvoir faire la différence entre les caractéristiques et défauts intrinsèques du système et les variations technologiques dues à la réalisation artisanale des instruments utilisés pour ce travail. La disponibilité de ce matériel permettrait aussi de débiter des mesures précliniques non invasives afin de tester la faisabilité et l'acceptabilité de telles mesures par les patients et les manipulateurs.

Si l'on prend en compte l'ensemble de ces éléments, il est clair que le présent travail représente une exploration approfondie mais somme toute relativement préliminaire pour la définition d'un instrument à une phase préindustrielle.

III.16 Références

- Beddar AS. «Plastic scintillation dosimetry and its application to radiotherapy.» *Rad. Meas.*, 41, 2007: pp.S124-S133.
- Fontbonne JM, Iltis G, Ban G, Battala A, Vernhes JC, Tillier J, Bellaize N, Le Brun C, Tamain B, Mercier K, Motin JC. «Scintillating fiber dosimeter for radiation therapy accelerator.» *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 49, No. 5, 2002: pp. 2223-2227.
- Hayashi Y, Soga T, and Jimbo T. «Origin of yellow luminescence in n-GaN induced by high-energy 7 MeV electron irradiation.» *Physica B*, 304, 2001: pp. 12-17.
- Neugebauer WJ, and Van De CG. «Gallium vacancies and the yellow luminescence in GaN.» *Appl. Phys. Lett.* 69, 1996: pp. 503-505.
- Saarinen K, Suski T, Grzegory I, and Look DC. «Ga vacancies in electron irradiated GaN: introduction, stability and temperature dependence of positron trapping.» *Physica B: Condensed Matter*, Vol. 308-310, 2001: pp. 77-80.
- Ullrich B, Schroeder R, Graupner W, and Sakai H. «The influence of self-absorption on the photoluminescence of thin film CdS demonstrated by two-photon absorption.» *Optics Express*, Vol. 9, No. 3, 2001: pp. 116-120.

Chapitre 4: Discussions et perspectives

IV. Chapitre 4 : discussions et perspectives

Table des matières

IV. CHAPITRE 4 : DISCUSSIONS ET PERSPECTIVES.....	159
TABLE DES FIGURES.....	160
TABLE DES TABLEAUX.....	160
IV.1 DISCUSSIONS.....	161
IV.1.1 Travaux comparables.....	161
IV.1.2 Limites de ce travail.....	163
IV.1.3 Aspect originaux et contribution à l'avancement de la problématique.....	165
IV.2 PERSPECTIVES.....	167
IV.2.1 Industrialisation du procédé.....	167
IV.2.1.1 Intégration et développements cliniques du système.....	167
IV.2.1.2 Etapes prévues pour le développement préindustriel.....	173
IV.2.2 Autres champs d'utilisation.....	174
IV.2.2.1 Curiethérapie.....	175
IV.2.2.2 Hadronthérapie (faisceaux de protons).....	178
IV.3 REFERENCES.....	182
CONCLUSION.....	183
ANNEXE : PUBLICATIONS SUR CE TRAVAIL.....	184

Table des figures

Figure IV-1.	169
Figure IV-2.....	170
Figure IV-3.	171
Figure IV-4	172
Figure IV-5.	173
Figure IV-6: Cette coupe scanner montre la position relative du ballonnet vésical par rapport au volume tumoral.	176
Figure IV-7: Cette construction illustre la position des éléments de l'applicateur de curiethérapie utéro-vaginal et de la sonde à ballonnet qui pourrait contenir la sonde SECURIDOSE.	176
Figure IV-8:.....	177
Figure IV-9: Image du GaN irradié de face par un champ de diamètre 34 mm a) en lumière blanche b) dans l'obscurité c) sous irradiation.....	178
Figure IV-10: Montage de la sonde GaN	179
Figure IV-11: Capture d'écran pour un courant de 100 nA et un diamètre du champ de 1cm a) sans irradiation b) avec irradiation (la courbe du haut représente l'acquisition issue du GaN, la deuxième courbe représente la mesure de référence)	179
Figure IV-12: Signal obtenu avec la sonde pour un champ de 5 mm en protons.....	180
Figure IV-13: Réponse du système GaN-fibre en fonction de l'intensité du faisceau de protons appliqué	181

Table des tableaux

Tableau IV-2: Réponse du système GaN-fibre en fonction de l'intensité du faisceau de protons appliqué	180
---	-----

IV.1 Discussions

IV.1.1 Travaux comparables

Concernant la dosimétrie in vivo interne implantable en radiothérapie, les principales technologies existantes ou émergentes reposent soit sur la radioluminescence de matériaux isolants scintillants stimulés thermiquement ou optiquement (OSL, TLD), soit sur un principe de conversion radioélectrique basé sur un composant semiconducteur (MOSFET, diodes, ...), confère le chapitre « Introduction ».

Les dosimètres à base de matériaux isolants scintillants, qu'il s'agisse de saphir ou de fibres plastiques nécessitent de mettre en œuvre une stimulation thermique ou optique pour libérer les charges piégées aux centres de piégeage du matériau scintillant et ainsi garantir la linéarité de la mesure. Ces stimulations périodiques augmentent la complexité de l'instrumentation associée et ne permettent pas la lecture en temps réel de la dose délivrée. Par ailleurs, les températures mises en œuvre pour la stimulation thermique (TLD) ne sont pas compatibles avec une stimulation in situ dans les tissus et nécessiteraient le retrait du dosimètre pour sa lecture.

Les dosimètres conventionnels à base de dispositifs semiconducteurs (diode ou transistors MOSFET) ont aussi des handicaps, tels que la dépendance d'orientation dans le faisceau, la connectique électrique requise pour une mesure en temps réel. (A noter que la capsule MOSFET SICEL DVS™ qui ne requiert pas de connexion électrique au niveau du patient ne permet guère de mesurer en temps réel de la dose)

Enfin, concernant les matériaux radioluminescents, comme utilisés dans la présente étude, un des inconvénients majeurs est l'utilisation de fibres optiques comme guide de lumière pour lesquelles l'interaction rayonnement - matière produit de la lumière parasite par effet Cerenkov et par radioluminescence propre de la fibre. Se pose donc le problème de l'extraction du signal de scintillation de l'ensemble du signal détecté.

Plusieurs méthodes peuvent être envisagées pour réaliser cette extraction soit par une mesure différentielle entre une fibre sans détecteur et un ensemble détecteur-fibre, soit par discrimination temporelle ou spectrale (méthode monocanale correspondant à un filtrage très sélectif par filtre « passe bande », méthode bi-canal ou différentiel dans le domaine spectral et enfin méthode multicanal ou spectrométrique). Ces différentes

méthodes ont leurs avantages et leurs inconvénients décrits précédemment dans le chapitre « Matériels et méthodes ».

La première méthode utilisée pour soustraire la contribution de la fibre optique est l'utilisation d'un filtre optique (De Boer SF 1993) (Clift MA 2000). Le filtre optique sélectionne l'émission spectrale du transducteur et minimise le bruit de fond résultant de la contribution de la fibre optique. Le spectre de la radioluminescence de la fibre optique étant très large, une partie de l'émission de la fibre optique va passer ce filtre, et par conséquent cette méthode n'est pas satisfaisante pour les grandes tailles du champ où il y a un volume important de la fibre optique qui est irradié. Lors de l'utilisation de cette méthode dans ce projet, les résultats obtenus étaient cohérents avec cette description.

Une deuxième méthode est la méthode différentielle (Beddar AS 1992) (Beddar AS 2003) (Justus B 2004). Cette technique consiste à utiliser une fibre optique sans transducteur comme fibre de référence et la placer à côté de la sonde utilisée. On admet dans cette méthode que la contribution lumineuse de la fibre optique associée à la sonde est identique à celle de la fibre de référence. Cette méthode est précise et reproductible. Mais, elle demande un étalonnage précis et il faut garantir les mêmes conditions de mesure pour la sonde et la fibre de référence. Une étude montre que si la fibre optique est placée dans une région à fort gradient de dose, il est possible que cette méthode ne soit plus valide (Arnfield MR 1996) ; or il est intéressant de positionner un dosimètre implantable dans des zones à fort gradient de dose pour détecter avec une grande sensibilité une erreur de positionnement de la zone d'irradiation.

Une troisième méthode est la filtration temporelle. Dans cette méthode, le temps d'émission du matériau transducteur est supérieur à celui de l'émission parasite. La plupart des dosimètres à filtrage temporel utilisent des scintillateurs inorganiques (Jordan KJ 1996). Cette méthode n'est pas utilisée dans ce projet parce qu'elle n'est pas adaptée à la radioluminescence du GaN dont le temps d'émission est très court et précoce et ainsi simultané à l'émission parasite.

La méthode qui a été principalement explorée dans ce travail est celle de la discrimination spectrale bi- ou multi-canal. C'est aussi cette approche qui a été choisie par nos prédécesseurs Fontbonne, Frelin et coll. avec une mise en œuvre instrumentale sensiblement différente. Le LPC (Laboratoire de Physique Corpusculaire) et le Centre François Baclesse (centre régional de lutte contre le cancer) de Caen ont en effet développé un dosimètre basé sur une fibre scintillante de 1 mm de diamètre sur 1 mm

de long. Pour résoudre le problème de l'effet Cerenkov, ils ont développé un système basé sur la discrimination spectrale. Le système consiste en deux filtres dichroïques successifs qui séparent le signal de la radioluminescence de la fibre scintillante par la réflexion d'une partie de la lumière visible et la transmission de l'autre partie. Le premier filtre réfléchit de la lumière qui a une longueur d'onde inférieure à 500 nm correspondant à l'émission Cerenkov, puis le signal restant atteint le deuxième filtre qui réfléchit de la lumière dont la longueur d'onde est inférieure à 600 nm. Ce second filtre réfléchit donc le spectre compris entre 500 et 600 nm, ce qui correspond à de la lumière provenant de l'émission de la fibre scintillante qui émet entre 500 et 650 nm. Les deux lumières sont captés par une caméra CCD de grande sensibilité. En appliquant cette méthode pour la réalisation d'une courbe de rendement en profondeur, une variation de 1% entre ce système et une chambre d'ionisation pour une taille du champ de 10x10 cm² a été notée (Frelin AM 2005).

A partir des résultats de mesures de caractérisation spectrales en radioluminescence, il apparaît qu'il y a avantage à utiliser, pour les méthodes différentielles spectrales, un canal de référence à plus haute énergie que le canal de mesure. Cela permet de garantir que le canal de référence est exempt de toute contribution du cristal scintillant. Par ailleurs, il permet une meilleure estimation des contributions parasites.

IV.1.2 Limites de ce travail

Quand mon directeur de thèse, Monsieur Jacques BALOSSO, a eu l'occasion de visiter le service de réanimation des traumatisés crâniens du CHU de Grenoble avec le Dr François COPPO, il remarqua que la pression intracrânienne des patients était monitorée de manière continue pendant toute la durée de leur réanimation, plusieurs jours voire semaines durant, grâce à des micro-cathéters implantés dans l'encéphale des patients. Face à l'augmentation des risques d'accidents dans le domaine de la radiothérapie il s'est posé la question de la possibilité de procéder de même à un monitoring de la dose délivrée en radiothérapie par un système implantable laissé en place le temps du traitement des patients. C'était l'idée initiale qui a conduit à la proposition du projet de ma thèse réalisée dans le service de radiothérapie du CHU de Grenoble.

Ce service clinique n'a pas les compétences nécessaires pour le développement d'une instrumentation micro-électronique mais peut servir de support pour le design, la

calibration, les tests ex-vivo puis in-vivo et enfin les développements cliniques d'un tel matériel. Il a donc été nécessaire de trouver une collaboration avec un laboratoire d'électronique pour réaliser la conception et la réalisation des prototypes d'instrument. C'était la première difficulté dans ce projet. Après une longue recherche, un laboratoire très compétent de l'Université de Lyon 1, l'INL (l'institut de nanoélectronique de Lyon), a été identifié et approché. Ensuite, après les premiers contacts et échanges, compte tenu des possibilités de valorisation, un cadre collaboratif et conventionnel a du être trouvé entre les différents établissements impliqués dans cette recherche et les inventeurs de ce nouvel instrument. Ceci pris un certain temps...

Pour le service de radiothérapie, le traitement du patient est évidemment la principale mission, la recherche passant au second plan par rapport à la routine très astreignante du service des patients. Ainsi l'accès et le temps de disponibilité des machines de traitement sont-ils très difficile à obtenir. De plus les conditions de sécurité imposées m'interdisaient d'utiliser les machines tout seul, ce qui alourdissait encore plus la démarche puisqu'une autre personne devait être immobilisée hors heures de travail pour permettre la réalisation des premières mesures.

Par ailleurs sur un plan plus technique on peut noter un certain nombre de limites qui ont marqué leur empreinte sur ce travail :

- 1) La procédure actuelle de fabrication des sondes implantables ne permet ni d'avoir un grand nombre de sondes pour réaliser les différents tests, ni d'obtenir des sondes identiques.
- 2) Le matériau utilisé pour la connexion entre la sonde et la fibre de liaison ne permet pas de garantir la même efficacité de connexion d'une séance à l'autre ce qu'il peut donner des variations de mesure de l'ordre de 20%.
- 3) La disponibilité limitée des machines de traitement du service de radiothérapie minimise vraiment le temps disponible pour réaliser les différents tests en conditions de traitement.

IV.1.3 Aspect originaux et contribution à l'avancement de la problématique

Dans ce travail, le système de dosimétrie basé sur la radioluminescence d'un semiconducteur à gap direct s'est révélé être une solution pratique et réalisable pour une mesure de la dose délivrée in vivo avec une sonde implantable. Le nitrure de gallium a été choisi pour réaliser notre système de détection du fait de ses avantages en termes de rendement de radioluminescence ($\sim 10^5$ photons/MeV⁴), et d'émission UV à bande étroite, ce qui permet d'obtenir un bon rapport signal/bruit par réjection spectrale des contributions parasites. Son temps de réponse très courts (<1 ns) permet en outre une mesure avec une exceptionnelle résolution temporelle. Ceci rend non seulement possible la mesure en temps réel mais aussi l'analyse d'un faisceau pulsé. Son très petit volume permettra de l'implanter dans les différentes parties du corps humain. Il lui permettra aussi d'être utilisé dans des situations aussi complexes que la curiethérapie, technique où les gradients de dose sont aussi très fréquents et très élevés.

Un procédé de micro-fabrication des sondes par gravure humide associée à un polissage mécanique a été développé par l'INL. Il permet l'encapsulation du matériau transducteur GaN dans une fibre optique standard en préservant la gaine optique et mécanique initiale. Ce qui permet d'optimiser le coût de fabrication des sondes, et leurs performances optiques et mécaniques. Ce procédé doit encore être amélioré pour permettre une meilleure reproductibilité de fabrication et diminuer ainsi la variabilité de réponse inter-sondes.

Le principal désavantage de cette technologie est le bruit causé par l'irradiation de la fibre optique et l'effet Cerenkov produit dans la fibre optique guidant le signal de la radioluminescence du transducteur au système de photodétection. Pour tenter de soustraire la contribution de la fibre optique et donc améliorer le rapport signal/bruit, plusieurs méthodes de filtrage du signal sont été étudiées : filtrage très sélectif, détection spectrométrique, et mesure différentielle. L'utilisation d'un filtre très sélectif semble efficace pour de petits champs d'irradiation, en revanche la contribution de la fibre dans la bande passante du filtre devient significative pour les grands champs d'irradiation. La caractérisation du premier prototype de module de photodétection associant un réseau de diffraction à deux tubes photomultiplicateurs s'est poursuivie au laboratoire et sur le site clinique. Nous avons pu montrer la linéarité de mesure en fonction de la dose délivrée, l'indépendance de la mesure au débit de dose. La

⁴ Valeur estimé à partir du rapport entre l'énergie de création de paire e^-/h^+ et l'énergie du faisceau incident.

procédure de calibration bi-canal proposée pour rejeter les luminescences parasites s'est avérée délicate à mettre en œuvre. Un deuxième type de module de détection a été ensuite utilisé, il implémente un tube photomultiplicateur multianode et une détection spectrométrique sur 32 canaux. L'analyse du spectre de la radioluminescence du GaN et la fibre optique par le spectromètre 32 voies permet de mieux choisir le canal de référence et en conséquence améliorer la réjection des émissions parasites.

Dans le domaine de la doctrine d'utilisation du système, les variations de la dose délivrée au patient ont été évaluées par simulation pour différents types d'erreurs en utilisant le logiciel de planification de dose Dosigray®. L'objectif a été de déterminer selon la sensibilité du système quels types d'erreurs peuvent être détectés. Les premiers résultats obtenus en simulation montrent qu'avec une précision de mesure de la dose à l'isocentre de 2%, ce qui représente la précision du système utilisé, il est parfaitement possible de détecter des dysfonctionnements dans la procédure de traitement. Ainsi, il est possible de détecter une erreur d'énergie du faisceau utilisé, une erreur de 3.5% sur la distance source patient (pour une DSP de 84cm), une différence d'environ 44% de la taille du champ d'irradiation (44% pour un champ d'irradiation de 10x10 cm²). Une méthode de traitement s'intéressant au signal propre de la fibre du système SECURIDOSE devrait permettre d'améliorer la sensibilité de détection des erreurs de taille de surface/volume irradiés (taille du champ d'irradiation). Par ailleurs, il a été montré par simulation qu'en radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT), le dosimètre implanté à l'isocentre ne permettrait pas de détecter une défaillance de déplacement d'un petit nombre de lames du collimateur multilame. Pour cela, il sera nécessaire d'associer au système SECURIDOSE un système de détection 2D dédié (système David® de PTW ou COMPASS® d'IBA par exemple).

Par ailleurs, la problématique a été discutée avec un radiologue interventionnel pour définir la procédure d'implantation de la sonde dans différents sites anatomiques. Par exemple, dans le cas de la prostate, il est possible d'envisager une procédure voisine de celle utilisée en curiethérapie, en fixant la sonde à un ballonnet. Un fantôme anthropomorphique de pelvis a été conçu et fabriqué. Il permettra de tester le système dans différentes configurations d'implantation.

IV.2 Perspectives

IV.2.1 Industrialisation du procédé

IV.2.1.1 Intégration et développements cliniques du système

Le but de notre projet SECURIDOSE est de développer un système de dosimétrie in vivo implantable basé sur un semiconducteur à gap direct GaN, et de tester ses différentes caractéristiques afin d'évaluer son potentiel dosimétrique.

L'association dans cet instrument d'un détecteur ponctuel et d'une fibre optique le reliant à l'appareil de mesure permet d'accéder simultanément à deux domaines de mesures : i) la valeur absolue de la dose délivrée au site du détecteur qui pourrait être, par exemple, la dose prescrite ; ii) une mesure arbitraire et intégrée du volume irradié grâce au signal généré par le rayonnement dans la fibre optique. C'est deux mesures, l'une de dose absolue indépendante de la modélisation du traitement et l'autre caractéristique de la réalisation géométrique du traitement, devront être présentées à l'utilisateur du système et permettront d'élargir les performances de détection d'erreurs par le système.

Malgré les résultats positifs obtenus dans notre projet, il est encore prématuré d'importer l'utilisation de ce prototype comme un dosimètre in vivo en routine clinique. Pour arriver à cette étape, il faut encore améliorer et développer le prototype à au moins deux niveaux techniques importants: i) la fabrication pour avoir des instruments ayant des caractéristiques standardisées et fiables; ii) l'environnement informatique pour mieux exploiter les données fournies par le système.

A propos de la fabrication, la sonde GaN-fibre utilisée jusqu'à maintenant est décrite dans le paragraphe 0; il s'agit de l'encapsulation du matériau transducteur GaN dans une fibre optique standard en préservant la gaine optique et mécanique initiale. La fabrication de cette sonde est faite au laboratoire de l'INL avec des moyens de laboratoires d'optoélectronique et non pas d'industriel. Il a été noté que la différence entre la réponse de deux sondes différentes peut atteindre 50%. Cette variation peut être expliquée par la différence du positionnement du transducteur GaN dans la fibre optique ce qui peut modifier considérablement le passage des photons de

radioluminescence du GaN vers la fibre optique, et par conséquent la quantité du signal transmis par la fibre optique. Ainsi, à ce jour, la méthode utilisée pour fabriquer les sondes ne semble pas suffisamment reproductible.

La sonde GaN-fibre est connectée au système de photodétection par une autre fibre optique de liaison de 20 m de long. Là aussi la connexion utilisée entre les deux fibres n'est pas reproductible. La variation peut atteindre 20% selon l'angle de la connexion de deux fibres. La conséquence directe de cette incertitude est le besoin d'un étalonnage obligatoire à chaque séance de mesures et à chaque fois qu'on change la connexion entre la sonde et la fibre de liaison. Cela pourrait compliquer l'utilisation de ce système en routine clinique.

Il est donc essentiel de développer un outil automatisé pour la fabrication de la sonde pour garantir la reproductibilité des sondes. De même, il faut trouver des moyens de connexion entre la sonde et la fibre de liaison qui garantissent la même efficacité de connexion à chaque utilisation de la sonde. Le tout devrait être rigide, et les sondes doivent être identiques.

Des contacts avec des industriels spécialisés dans le domaine de l'instrumentation pour la dosimétrie des radiations sont recherchés pour obtenir une implication industrielle dans le développement et la fabrication des sondes, des connexions associées et de l'interface avec l'utilisateur.

Pour ce dernier point, au niveau informatique, nous utilisons actuellement un logiciel développé sous Labwindows CVI par l'INL permettant l'acquisition des données, l'extraction de la droite de calibration et le calcul en temps différé de la dose reçu par le détecteur. En comparant ce logiciel avec ceux fournis avec d'autres systèmes de dosimétrie *in vivo*, on note que ce logiciel est d'une utilisation plus compliquée pour les manipulateurs. Un programme idéal devrait pouvoir gérer l'étalonnage, la filtration, la conversion en dose et le stockage puis le transfert des données de chaque séance de traitement. Dans ce domaine aussi, des contacts avec des industriels spécialisés dans le domaine de la dosimétrie des radiations sont en cours pour qu'ils prennent en charge le développement d'un logiciel évolué selon les besoins des utilisateurs de ce système.

Ces deux étapes techniques représentent le travail à faire pour passer des prototypes développés dans le cadre de ce projet à un dosimètre utilisable en routine clinique. Au-delà, il faudra aussi qu'une ou plusieurs équipes médicales pilotes s'approprient le système et l'utilisent de manière exploratoire et critique. Il s'agira alors de le perfectionner et d'en définir l'usage et le service rendu clinique qui permettront d'en recommander l'utilisation pour sécuriser des traitements de radiothérapie.

Les figures ci-dessous illustrent quelques situations anatomiques qui pourraient être testées pour l'application clinique de SECURIDOSE en radiothérapie externe, en particulier dans le cadre de l'IMRT.

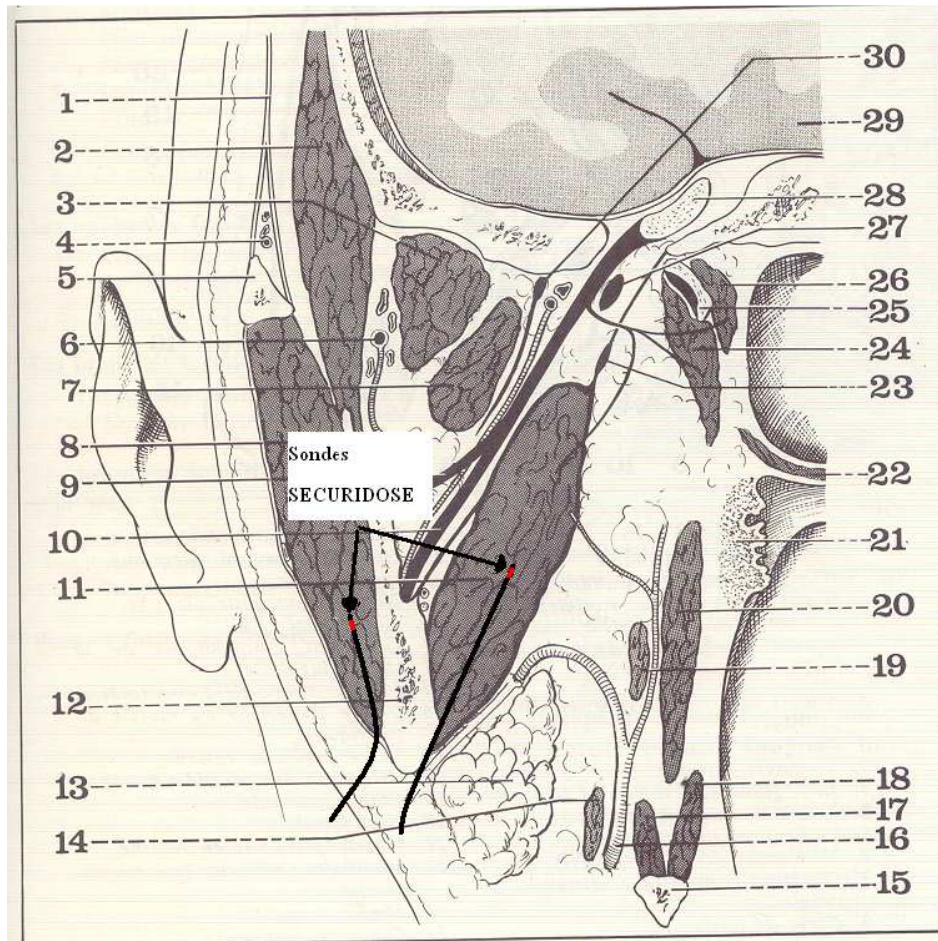


Figure IV-1 : Sur cette coupe de la région mandibulaire et rétro-amygdalienne droite, on peut voir que l'implantation de SECURIDOSE permettrait soit de vérifier la dose à la loge parotidienne (Sonde située le long de la surface externe de la mandibule) ou bien dans la région à traiter dans l'espace parapharyngé (Sonde située en dedans de la mandibule). Il s'agit là d'une situation électorale de l'utilisation de l'IMRT pour épargner les glandes salivaires.

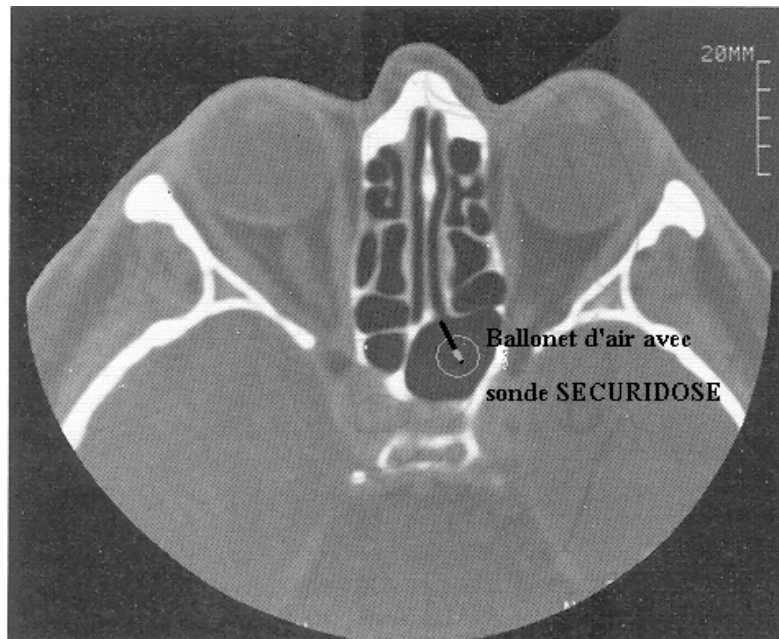


Figure IV-2: Sur cette coupe Scanner de la région orbitaire, on propose l'introduction de SECURIDOSE de manière non agressive dans une alvéole du sinus ethmoïdal gauche à proximité immédiate des voies optiques afin de sécuriser ces structures sensibles. Dans ce cas, la fibre pourrait simplement sortir par la narine gauche. Ce site d'implantation permettrait aussi de mesurer la dose dans une région de forte hétérogénéité où la dosimétrie peut-être erronée. Cette disposition pourrait justifier le développement d'une sonde SECURIDOSE équipée d'un petit ballonnet d'air.



Figure IV-3: La région rétropéritonéale comprend deux organes particulièrement fragiles qui sont les reins. L'irradiation à forte dose de tumeurs rétropéritonéales comme des sarcomes, des localisations ganglionnaires lombo-aortiques ou des tumeurs du pancréas nécessite de protéger efficacement les reins. La mise en place de SECURIDOSE entre le rein gauche et le bord du corps vertébral permettrait de contrôler la dose au rein notamment dans le cadre d'un plan de traitement complexe avec IMRT.

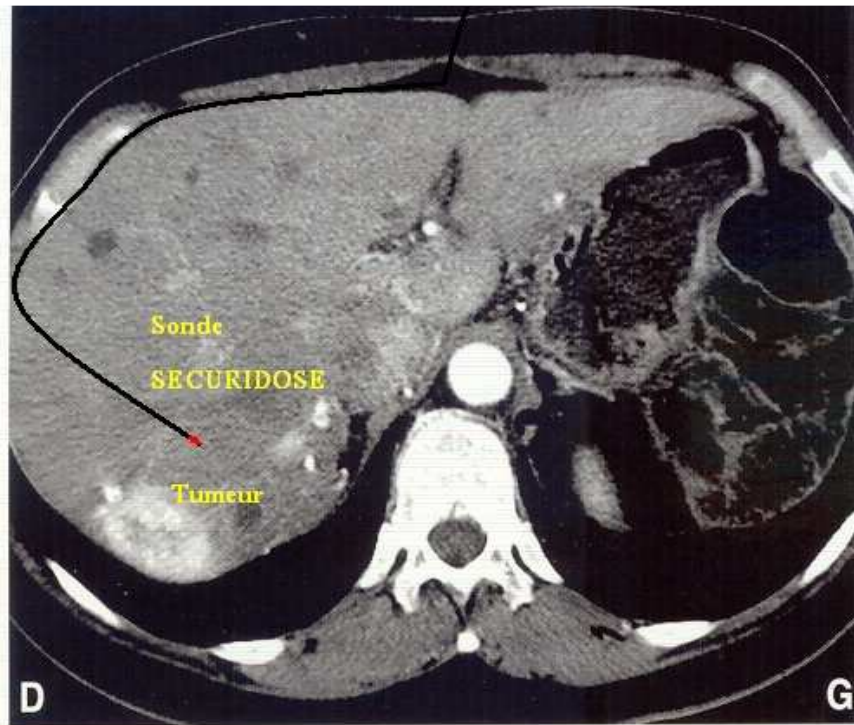


Figure IV-4: L'irradiation de tumeurs du foie tend à se développer. Elle nécessite de contrôler à la fois le mouvement de la cible et la dose au foie sain qui est un organe particulièrement sensible. Ici on propose de contrôler la dose au voisinage de la cible afin de pouvoir vérifier à la fois le bon positionnement de l'irradiation et le gradient de dose qui doit être produit par le traitement. Ce type d'application nécessitera de soigneusement vérifier que la sonde ne se déplace pas avec les mouvements respiratoires. Ce point particulier sera à étudier de manière très approfondie.

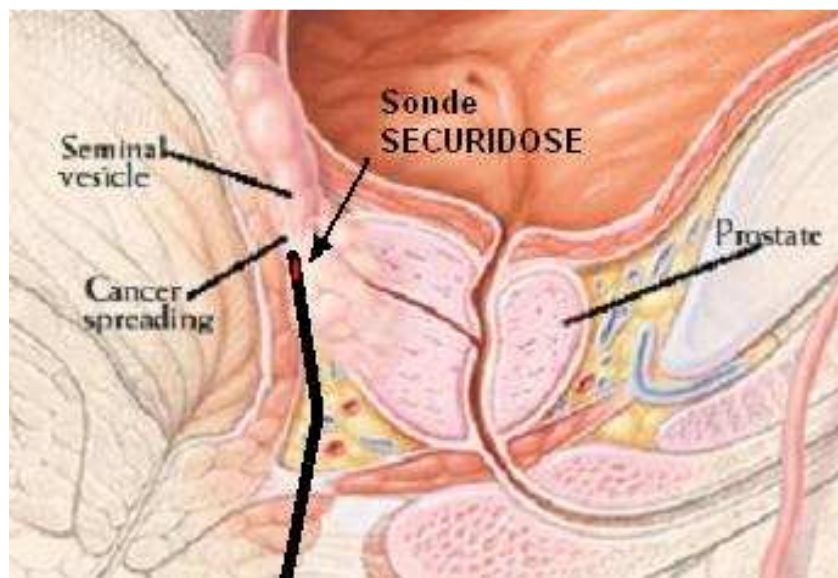


Figure IV-5: dans le cas de la radiothérapie externe de la prostate, les organes à risques sont tout particulièrement le rectum et la vessie. S'il est possible de protéger la vessie par un remplissage modéré de celle-ci, la position de la prostate par rapport au rectum peut s'en trouver changée, et être de plus modifiée par le remplissage plus ou moins important du rectum. Le contrôle du gradient de dose entre la prostate et le rectum comme proposé sur cette figure permettrait à la fois un contrôle précis du positionnement et de la dose délivrée à cette région. La mise en place de SECURIDOSE dans cette application pourrait être soit transpérinéale comme proposé ici, soit sous forme d'un ballonnet rectal qui aurait de plus l'avantage de calibrer le rectum. Cette pratique est par exemple réalisée de manière courante (sans dosimètre) à Loma Linda pour le traitement des cancers de prostate par protonthérapie.

IV.2.1.2 Etapes prévues pour le développement préindustriel

Avant que ce système puisse être produit industriellement, plusieurs étapes restent à franchir après qu'une présérie de plusieurs unités aussi identiques que possible soit fabriquée.

1) Il faut finaliser la caractérisation dosimétrique du système et effectuer la calibration métrologique notamment sur fantômes avec la mise en œuvre des différentes méthodes proposées pour la réjection de la contribution de la fibre optique.

2) La problématique de la stérilisation doit être résolue. La sonde doit être stérilisée pour l'utiliser comme système implantable. Pour ce faire, nous avons déjà testé la méthode de gamma stérilisation à la dose de 30 kGy en utilisant une source de ^{60}Co . Malgré cela, il faut penser plus généralement au problème d'asepsie du système pour différents modes d'introduction dans l'organisme. La possibilité de recourir à des cathéters déjà commercialisés et validés pour l'utilisation in-vivo serait commode. Il convient donc d'étudier un emballage spécial pour protéger la sonde stérile et de voir quelles seraient les possibilités de l'introduire dans divers cathéters non ouvert à leur extrémité. Une première approche est prévue avec les cathéters d'implantation de fils d'iridium pour la curiethérapie ou dans des sondes urinaire à double courant. Ceci garantirait la sécurité du système pour les patients et minimiserait les critères demandés pour l'implantation du système dans le patient. Par ailleurs pour l'utilisation humaine il faudrait que la sonde soit protégée de la lumière. Il conviendra donc de vérifier la disponibilité de cathéters ayant une gaine opaque pour garantir la protection contre la lumière ambiante. La souplesse de ces procédures suppose que l'hôpital où sera utilisé le système puisse avoir les capacités d'en assurer d'une manière ou d'une autre la stérilisation en cas de besoin.

3) Pourront alors démarrer les premier essais cliniques peu ou pas invasifs notamment en curiethérapie - centropelvienne ou en surface - pli mammaire ou cavité buccale.

4) Au plan informatique, il faut développer le logiciel pour un usage courant et en adapter une version aux faisceaux non pulsés pour en permettre l'usage en curiethérapie et en hadronthérapie.

IV.2.2 Autres champs d'utilisation

Le but principal de notre projet était de réaliser un système de dosimétrie in vivo implantable utilisable en radiothérapie externe réalisée par des faisceaux de photons et des électrons. Cependant, d'autres méthodes d'irradiation thérapeutiques existent en particulier la curiethérapie (brachytherapy) et l'Hadronthérapie (neutrons, protons, ions).

Chacune de ces autres techniques présente ses propres problématiques de contrôle de qualité dosimétrique.

Ainsi en curiethérapie les organes proches de l'applicateur sont souvent facilement accessibles et la mesure de dose à leur endroit peut permettre soit de vérifier la bonne prédiction dosimétrique du traitement soit de vérifier de manière sensible la qualité de réalisation du traitement. En effet, par principe les gradients de dose sont très importants en curiethérapie et un déplacement même limité de l'applicateur serait de nature à modifier de manière importante la mesure faite à proximité.

En hadronthérapie, on utilise des faisceaux de protons et prochainement des faisceaux de ^{12}C . L'interaction de ces rayonnements avec la matière conduit à un arrêt des particules à une certaine profondeur en réalisant un pic de Bragg, il n'y a pas de faisceau de sortie ce qui rend le contrôle de qualité particulièrement difficile. Ainsi, il n'existe actuellement aucun moyen d'usage courant et fiable de mesurer in vivo la dose délivrée au patient en hadronthérapie. Cette modalité en fait donc aussi un bon candidat pour l'application de SECURIDOSE. Des tests préliminaires dans un faisceau de protons de 65 MeV ont été réalisés à Médicyc à Nice.

IV.2.2.1 Curiothérapie

Dans le cas de la curiethérapie des cancers du col de l'utérus, un applicateur est mis en place dans les cavités vaginales et utérines avec un système de fixation qui n'est pas d'une fiabilité absolue. La possibilité d'un déplacement de l'applicateur est une éventualité très réaliste. Dans ce cas, compte tenu des forts gradients de dose autour de l'applicateur, un déplacement modifie profondément la distribution de dose par rapport au plan souhaité et menace fortement la qualité du résultat. La mise en place systématique d'une sonde urinaire à ballonnet offre, par l'usage éventuel d'une sonde double courant, de mettre en place de manière totalement non agressive une sonde SECURIDOSE dans le ballonnet vésicale et de contrôler en temps réel le gradient de dose planifié en fonction de la position des sources radioactives. L'utilisation courante des projecteurs de source PDR nécessiterait pour que ce contrôle soit fiable une intégration du système de mesure au système PDR avec une comparaison automatique des valeurs attendues et des valeurs mesurées. Ceci supposerait donc des développements techniques élaborés en coopération avec les fabricant de matériel de curiethérapie.

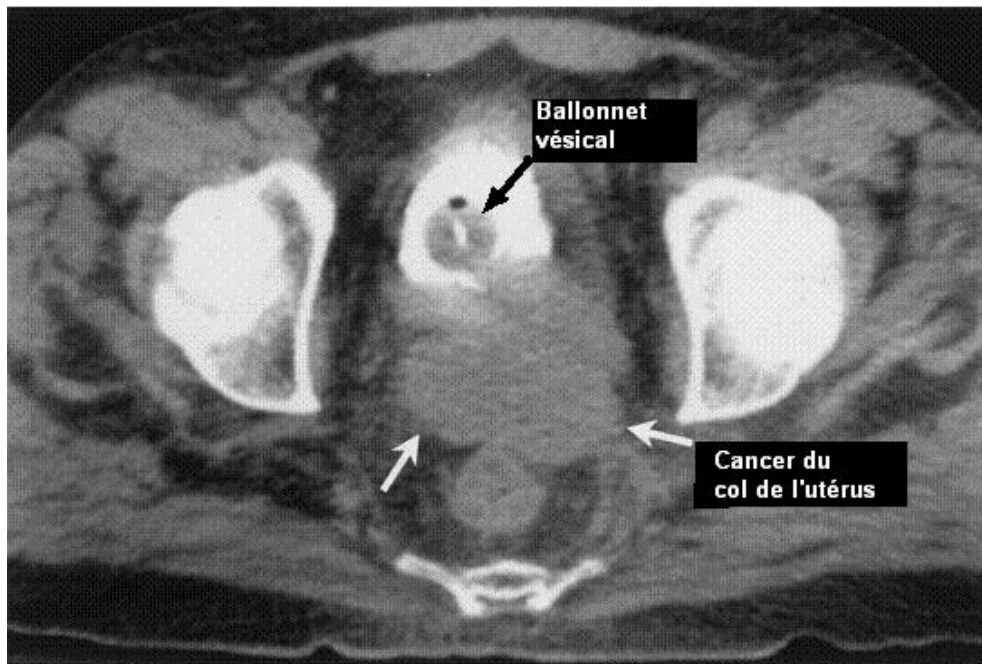


Figure IV-6: Cette coupe scanner montre la position relative du ballonnet vésical par rapport au volume tumoral.

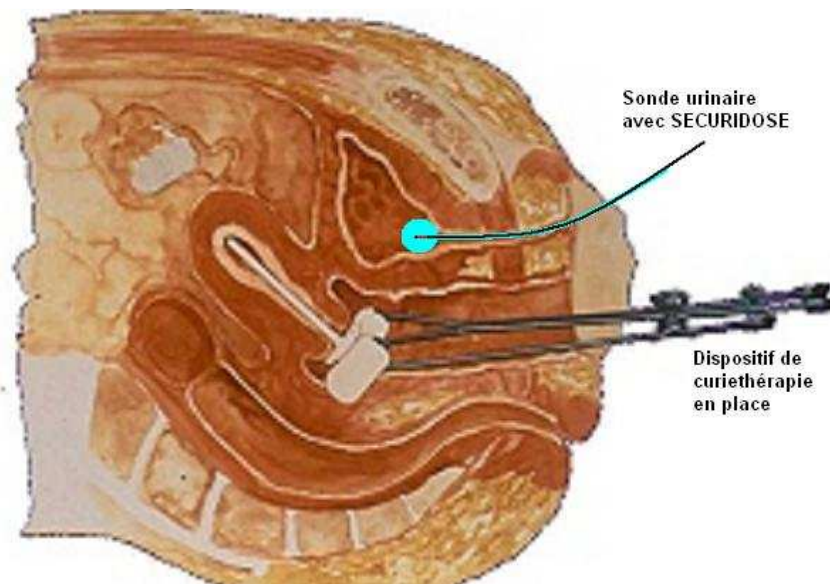


Figure IV-7: Cette construction illustre la position des éléments de l'applicateur de curiethérapie utéro-vaginal et de la sonde à ballonnet qui pourrait contenir la sonde SECURIDOSE.

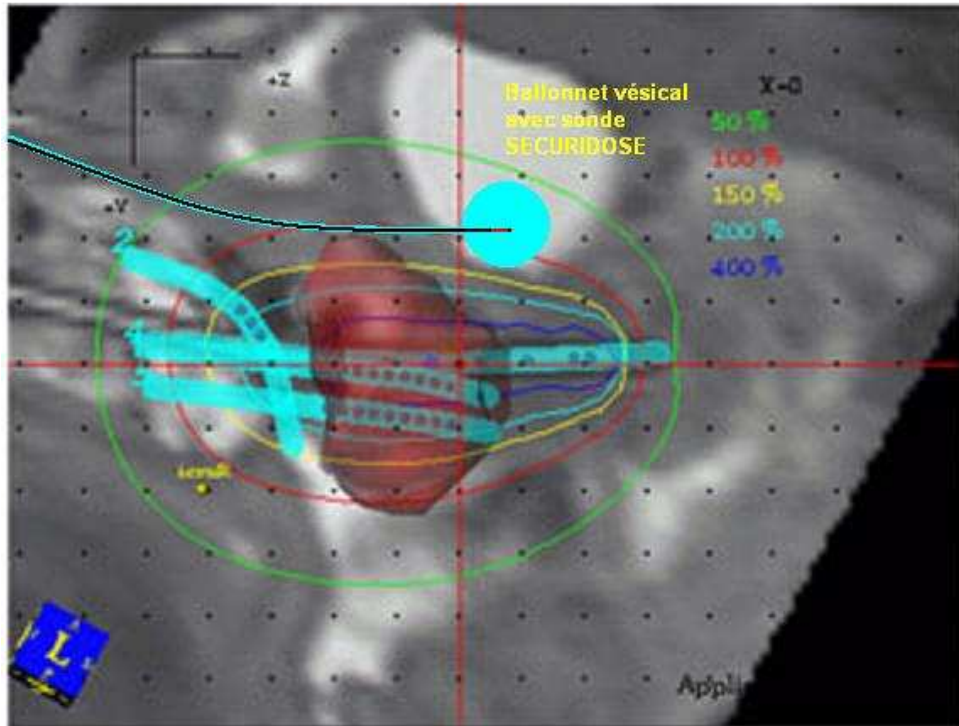


Figure IV-8: Cette figure 3D représente une reconstruction scanner X d'un applicateur en place pour une curiethérapie utéro-vaginale. Le volume tumoral est représenté en rouge. On peut noter les isodoses de l'irradiation et la mise en place dans la sonde vésicale de la sonde SECURIDOSE. On peut ainsi se rendre compte de la position de SECURIDOSE dans une zone à fort gradient de dose, donc particulièrement sensible à un déplacement.

IV.2.2.2 Hadronthérapie (faisceaux de protons)

Quelques expériences préliminaires ont été réalisées au centre Médicyc de Nice pour explorer les possibilités d'utilisation de SECURIDOSE en hadronthérapie.

Pour mettre en évidence le niveau de radioluminescence du GaN dopé au Si sous irradiation par un faisceau de protons, une image d'un échantillon de GaN dopé $1,5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$ a été réalisée sous irradiation avec une camera CCD. Cette image est présentée sur la Figure IV-9. Cette irradiation a été réalisée avec un faisceau de protons de 65 MeV avec une intensité de 350 nA. Le débit de dose utilisé est de $11,3 \times 10^{-3} \text{ Gy} \cdot \text{sec}^{-1} \cdot \text{nA}^{-1}$. Malgré la faible sensibilité de la caméra dans le domaine UV, la radioluminescence de l'échantillon apparaît sur l'image.

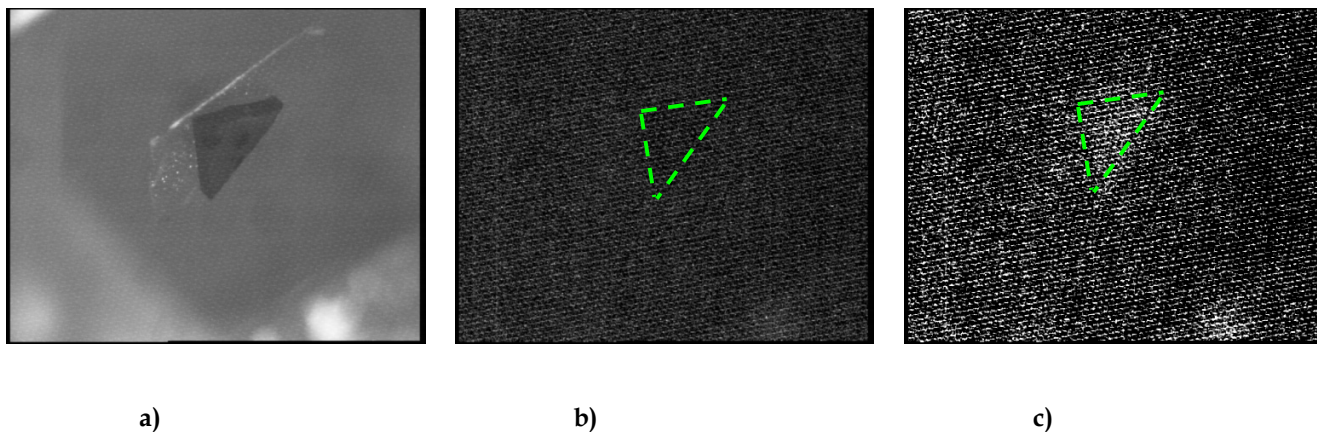


Figure IV-9: Image du GaN irradié de face par un champ de diamètre 34 mm a) en lumière blanche b) dans l'obscurité c) sous irradiation

La Figure IV-10 montre le montage de la sonde à l'isocentre. Le faisceau traverse une épaisseur de Plexiglas de 17 mm (Figure IV-10b) et est modulé (pic de Bragg élargi).

Pour un temps d'intégration $T_i = 2 \text{ ms}$, la mesure en sortie de sonde a été réalisée pour plusieurs champs de diamètre 5mm, 10 mm, 25 mm et 34 mm, pour une dose déposée relativement faible d'environ 0.226 cGy (pour un courant appliqué de 100 nA).

On constate finalement que, quelque soit le champ d'irradiation, la différence entre un signal de référence sans irradiation et un signal sous irradiation sur le canal utile est compris entre 80 u.a. et 100 u.a, alors que le canal de référence donne une différence de l'ordre de 5 u.a. (de 2,5 à 8).

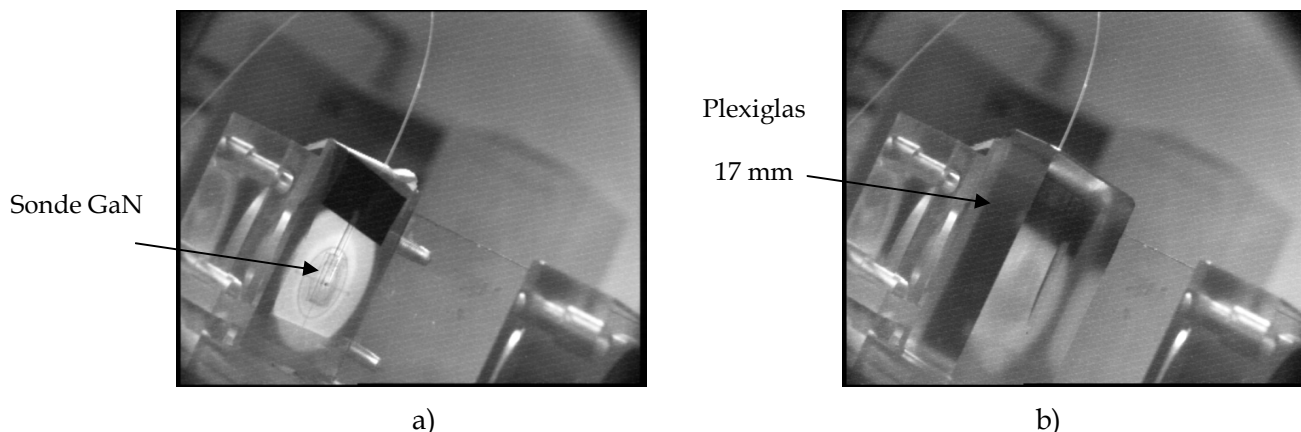


Figure IV-10: Montage de la sonde GaN

Pour un faisceau de protons, la dose à l'isocentre est constante pour les différentes tailles du champ sauf pour le champ 5 mm où il y a une différence de la dose inférieure à 2% (ce qui est la limite de la précision du système de mesure de dose).

La Figure IV-11 montre le signal obtenu avec Aquiflex pour un courant de 100 nA.



Figure IV-11: Capture d'écran pour un courant de 100 nA et un diamètre du champ de 1cm a) sans irradiation b) avec irradiation (la courbe du haut représente l'acquisition issue du GaN, la deuxième courbe représente la mesure de référence)

La Figure IV-12 montre le signal obtenu sur le logiciel Softdose pour un champ de diamètre 5 mm.

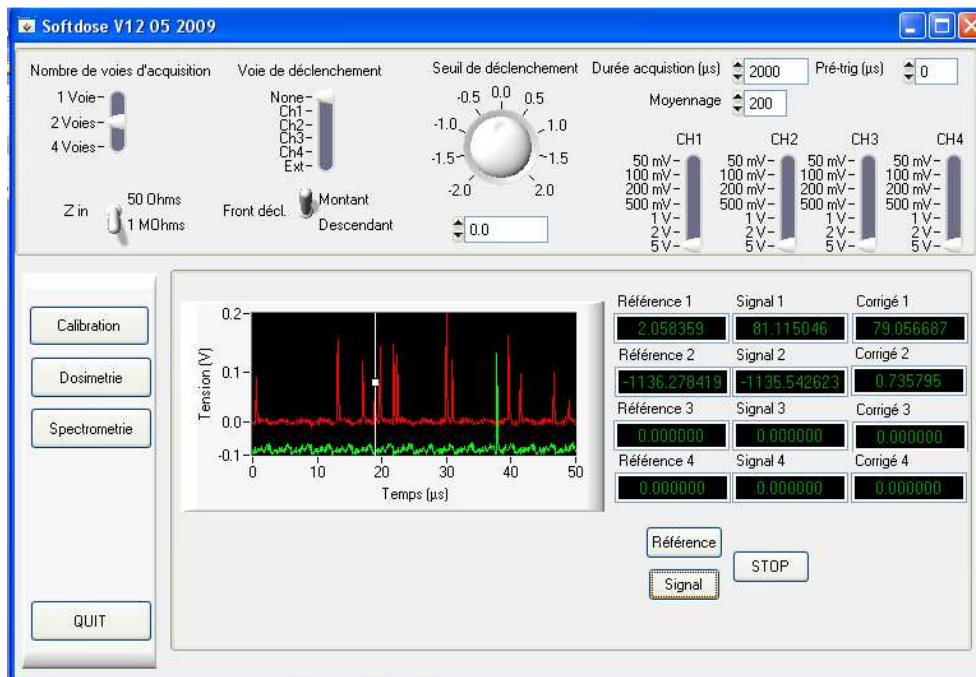


Figure IV-12: Signal obtenu avec la sonde pour un champ de 5 mm en protons

Des mesures, à un temps d’irradiation constant, pour différentes intensités du faisceau de protons ont été faites pour un champ de diamètre 5 mm. Les résultats obtenus sont les suivants :

Intensité (nA)	Signal utile (u.a.)
50	38
100	80
150	118

Tableau IV-1: Réponse du système GaN-fibre en fonction de l'intensité du faisceau de protons appliqué

Les résultats précédents sont présentés dans la Figure IV-13.

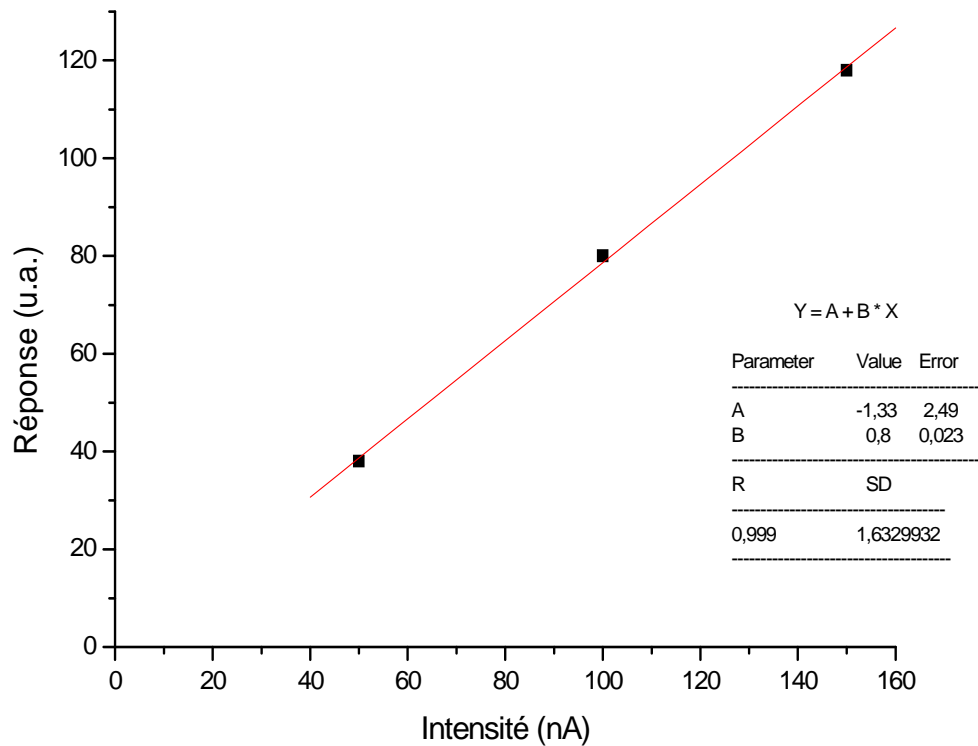


Figure IV-13: Réponse du système GaN-fibre en fonction de l'intensité du faisceau de protons appliqué

La figure précédente montre bien que le signal obtenu sur la sonde est proportionnel à l'intensité du faisceau de protons appliquée et donc au débit de dose.

Ces éléments préliminaires sont prometteurs et l'utilisation du système en hadronthérapie où la problématique du contrôle de qualité reste très aiguë est une voie importante à explorer.

IV.3 Références

- Arnfield MR, Gaballa HE, Zwicker RD, Islam Q, and Schmidt-Ullrich R. «Radiation-induced light in optical fibers and plastic scintillators : Application to brachytherapy dosimetry.» *IEEE tr. nucl. sci.*, 43(3), 1996: 2077-84.
- Beddar AS, Mackie TR, and Attix FH. «Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: I. physical characteristics and theoretical consideration.» *Phys. Med. Biol.*, 37, 1992: 1883-1900.
- Beddar AS, Law S, Suchowerska N, and Mackie TR. «Plastic scintillation dosimetry: optimization of light collection efficiency.» *Phys. Med. Biol.* 48, 2003: 1141-1152.
- Clift MA, Sutton RA, and Webb DV. «Dealing with cerenkov radiation generated in organic scintillator dosimeter by bremsstrahlung beams.» *Phys. Med. Biol.*, 45, 2000: 1165-1182.
- De Boer SF, Beddar AS and Rawlinson JA. «Optical filtering and spectral measurements of radiation-induced light in plastic scintillation dosimetry.» *Phys. Med. Biol.* 38, 1993: 945-958.
- Frelin AM, Fontbonne JM, Ban G, Colin J, and Labalme M. «Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters.» *Med. phys.* 32 (9), 2005: 3000-3006.
- Jordan KJ. «Evaluation of ruby as a fluorescent sensor for optical fiber-based radiation dosimetry.» *Proc. SPIE*, 2079, 1996: 170-178.
- Justus B, Falkenstein P, Huston AL, Plazas MC, Ning h, and Miller RW. «Gated Fiber-Optic-Coupled Detector for In Vivo Real-Time Radiation Dosimetry.» *Applied Optics*, Vol. 43, Issue 8, 2004: pp. 1663-1668.

Conclusion

Ces travaux quoiqu'inachevés, montrent que l'utilisation d'un système de dosimétrie absolu indépendant de la planification du traitement est possible. Le GaN semble une solution viable et très polyvalente, particulièrement intéressante en utilisation implantable. Ces travaux ont en particulier éclairé le choix des canaux optiques appropriés pour une meilleure séparation et une meilleure utilisation des informations données par le GaN et la fibre optique. Une préfiguration du mode d'utilisation, des performances, et de la présentation de l'instrument commence à se dégager de ces travaux.

Cette thèse nous aura permis d'approcher les différents aspects du développement d'une solution technique à un besoin médical. Le passage de la réalisation technique d'un prototype à la caractérisation métrologique et physique puis à l'ouverture sur une possible industrialisation aura été particulièrement intéressant et instructif. La nécessité d'une approche multidisciplinaire pour ce type de recherche est aussi très enrichissante et formatrice. Il n'en reste pas moins que c'est un travail de longue haleine et le format d'une thèse est à peine suffisant pour mener à bien ce type de recherche. Nous espérons pouvoir en poursuivre le développement en post-doc pour l'année à venir.

Annexe : Publications sur ce travail