

Caractérisation de détecteurs diamants polycristallins pour le contrôle en ligne de l'hadronthérapie.

Anissa BOUKHEMIRI
Université Paul Sabatier, Toulouse
Master 2 SIA, parcours Radiophysique médicale



Maître de stage :

Marie-Laure GALLIN-MARTEL (Chargée de recherches au CNRS)

Bibliographie

Anissa Boukhémiri

18 mars 2016

Table des matières

I	Introduction.....	1
I.1	Hadronthérapie	1
I.2	Intérêts dans le traitement du cancer.....	1
I.3	Interaction des ions avec la matière	2
II	Contrôle en ligne de l'hadronthérapie	2
II.1	Systèmes de monitoring actuellement utilisés en hadronthérapie.....	2
II.2	Détection des gammas-prompts.....	2
II.2.1	Principe de la camera gamma Anger (système d'imagerie collimaté).....	3
II.2.2	Principe de la camera Compton	3
II.3	Hodoscope à fibres scintillantes	3
III	Propriétés et applications du diamant.....	4
III.1	Cristallographie du diamant	4
III.2	Classification des diamants	4
III.3	Synthèse de diamants et procédés de croissance	4
III.4	Application en physique des détecteurs	5
IV	Réalisation d'un détecteur hodoscope diamant au LPSC.....	5
IV.1	Conception de l'hodoscope diamant	5
IV.1.1	Cahier des charges.....	5
IV.1.2	Géométrie du futur détecteur hodoscope diamant.....	6
IV.2	Banc de test développé au laboratoire.....	6
IV.3	Développement d'une électronique dédiée	6
IV.4	Organisation et enjeux du projet	7
V	Conclusion.....	7
	Bibliographie.....	8

Mot clés : Hadronthérapie, contrôle en ligne, gamma prompts, caméra Compton, caméra gamma Anger, détecteur, hodoscope, diamant, monocristallin, polycristallin., instrumentation.

I Introduction

I.1 Hadronthérapie [Reithinger et al., 2013], [Blanchard, 2010], [Badano et al., 2007], [Ferrand, 2015]

Actuellement, il existe trois processus thérapeutiques pour traiter un cancer : la chirurgie, la chimiothérapie (médicaments), et la radiothérapie (rayonnements ionisants). L'hadronthérapie représente en nombre de patient traités 1/1000 de la radiothérapie. Elle consiste à irradier des cellules cancéreuses par un faisceau de particules lourdes telles que les neutrons, les protons ou les ions (ex : ions carbonés). Cette technique s'est développée dans les années 1950 et a pris son essor dans les années 2000 avec la création de 30 centres de protonthérapie dans le monde avec seulement deux centres de protonthérapie en France (Nice et Orsay) et aucun centre d'hadronthérapie. En 2015, près de 150 000 patients ont bénéficié de cette technique innovante.

I.2 Intérêts dans le traitement du cancer [Foulher, 2010], [Knopf and Lomax, 2013]

La radiothérapie conventionnelle utilise des faisceaux de photons X, jusqu'à 25 MeV pour irradier en profondeur les tissus cancéreux. La radiothérapie par modulation d'intensité qui utilise des collimateurs mutilâmes pour s'adapter à la forme des tumeurs et l'irradier suivant différents axes présentent un net progrès. Néanmoins, l'hadronthérapie qui est à la pointe de la recherche possède deux principaux avantages par rapport à la radiothérapie conventionnelle :

- **Une balistique plus précise** pour le dépôt en énergie. Cela permet une meilleure irradiation des cellules cancéreuses. De plus, le dépôt d'énergie des particules incidentes est maximal en fin de parcours, c'est proprement une localisation au niveau de la tumeur (Figure 1 extraite de [Ferrand, 2015] : pic de Bragg). On peut ainsi éviter d'irradier les organes à risque et les tissus sains.

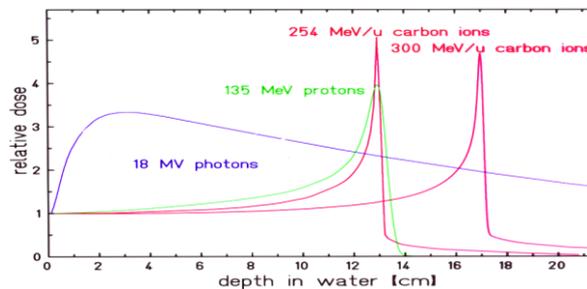


Figure 1 : Dépôt d'énergie de différentes particules en fonction de la profondeur

- **Une efficacité biologique relative (EBR)** au niveau du pic de Bragg supérieure à celle des photons pour des protons et des ions carbone. L'EBR [ICRU, 1986] est défini comme le rapport entre la dose du rayonnement de référence (généralement un rayonnement de photon X pour un Transfert d'Énergie Linéique (TEL) de $3\text{keV}/\mu\text{m}$) et de la dose du rayonnement étudié qui induit le même effet. Les ions utilisés en hadronthérapie sont plus efficaces pour tuer des cellules cancéreuses que les photons (EBR=1). Les protons ont une EBR de 1,1 tandis que pour les ions carbonés elle est de 3 à 4 (Figure 2 extraite de [Ferrand, 2015]).

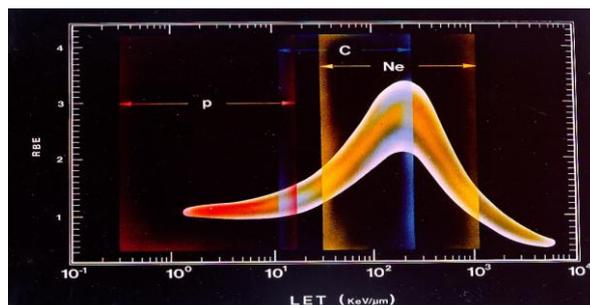


Figure 2 : Efficacité biologique relative pour les protons et les ions carbonés en fonction du TEL

En plus de ces deux avantages il faut tenir compte de l'effet de l'oxygène (OER) sur les cellules. Ainsi plus les particules sont lourdes plus l'OER est faible et plus l'irradiation est efficace. C'est pourquoi il est préférable à ce point d'utiliser des ions carbonés par rapport à des protons. Cela contribue à diminuer le nombre de séances de traitement.

I.3 Interactions des ions avec la matière

Afin de contrôler que le dépôt de dose prévu par le radiothérapeute soit identique à celui délivré pendant la séance d'hadronthérapie, il est nécessaire de vérifier en temps réel le parcours des ions dans l'organisme. Or sur ce parcours dans les tissus, il se produit plusieurs types d'interactions :

- des collisions élastiques avec les électrons- (protons < 1,5 keV),
- des collisions élastiques avec les noyaux (diffusion multiple coulombienne),
- des réactions nucléaires (activation, production de neutrons et de gamma),
- des collisions inélastiques électroniques (interaction majoritaire),

Ce contrôle en ligne sera effectué à partir des particules secondaires émises lors des réactions nucléaires.

II Contrôle en ligne de l'hadronthérapie

Comme expliqué précédemment, l'hadronthérapie permet d'irradier des tumeurs de façon très précises (localisation spatiale du dépôt de dose), ainsi il est important de faire un contrôle qualité de la dose via les particules secondaires émises notamment lors des réactions nucléaires, les β^+ et les gammas prompts, [Biegun et al., 2012]

II.1 Systèmes de monitoring actuellement utilisés en hadronthérapie

A ce jour afin de faire un contrôle en ligne en hadronthérapie des caméras TEP (Tomographie par Emission de Positons) sont employées notamment au GSI-Darmstadt en Allemagne [ICRU, 1986]. Ce système repose sur la détection en coïncidence de deux γ issus des désintégrations β^+ . En effet, lorsqu'un hadron pénètre dans les tissus humains il entre en collision avec les noyaux et produit des particules émettrices β^+ qui peuvent être suivies par TEP comme l' O^{15} et le C^{11} . On peut alors évaluer la distribution spatiale et dosimétrique du faisceau d'hadrons incidents. Le problème majeur de cette technique est que l'on n'obtient pas une image en temps réel. En effet cela est dû au libre parcours moyen des hadrons. C'est pour quoi d'autres dispositifs vont être mis en place afin de détecter les gammas prompts produits au même instant (à l'échelle de la picoseconde) que les réactions nucléaires.

II.2 Détection des gammas-prompts [Testa, 2014], [Ley, 2015]

Les gammas prompts ayant un profil d'émission semblable et en lien avec le parcours des ions il est très utile de les caractériser pour remonter aux parcours des ions et à la dose déposée. Il existe de multiples techniques de détection. Dans notre cas pour détecter les gammas prompts on a la possibilité d'utiliser un système de détection comprenant soit une camera gamma Anger (Figure 3) soit une camera Compton (Figure 4), [Reithinger et al, 2013], [Deng, 2012], [Foulher, 2010].

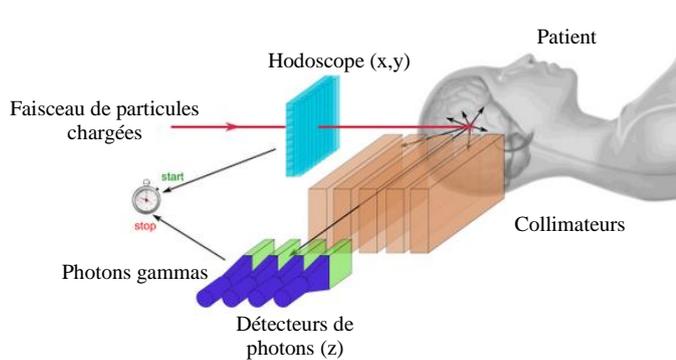


Figure 3 : Schéma d'une caméra gamma Anger

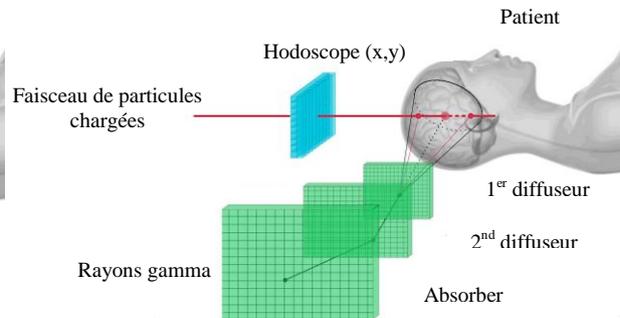


Figure 4 : Schéma d'une camera Compton

II.2.1 Principe de la camera gamma Anger (système d'imagerie collimaté)

Ce système d'imagerie collimatée a été proposé par le groupe CAS-PhaBIO de l'IPNL (Institut de Physique Nucléaire de Lyon) afin de surveiller en temps réel le parcours des photons gamma. Cet appareillage (Figure 3) repose sur deux outils de détection combinés :

- un détecteur appelé hodoscope que l'on décrira plus bas permet de faire une mesure de temps de vol,
- un système de détection des gammas prompts avec la présence de collimateurs. Ces derniers permettent d'obtenir des renseignements sur la localisation de la source de photons gamma et sur la position du pic de Bragg. De plus, le nombre et la position des fentes de collimation déterminent la longueur du parcours observé.

II.2.2 Principe de la camera Compton [Perali, 2015]

Afin de contrôler en 3D in vivo et en temps réel la position du pic de Bragg ce dispositif a été mis en place par la collaboration CLaRyS qui regroupe 6 laboratoires du quart sud-est : l'IPNL CREATI et LIRIS de Lyon, le LPC de Clermont-Ferrand, le CPPM de Marseille et LPSC de Grenoble le lieu où j'effectue mon stage ainsi que le centre de protonthérapie Antoine Lacassagne de Nice. L'avantage de ce système est que la collimation passive a été remplacée par une collimation électronique.

La caméra Compton est pourvue de trois détecteurs distincts (Figure 4) : un hodoscope, un empilement de diffuseurs et un absorber. Le photon incident interagit sur le premier détecteur (diffuseurs) par diffusion Compton et dépose de l'énergie. Ensuite un second photon est émis dans une direction avec une énergie plus faible et sera absorbé par un second détecteur (absorber). Connaissant l'énergie déposée à chaque interaction et la trajectoire de chaque particule on pourra obtenir des informations sur la position de l'interaction et la trajectoire du photon incident. Ce détecteur donne également une mesure de temps que l'on pourra comparer avec celle obtenue avec l'hodoscope.

II.3 Hodoscope à fibres scintillantes [Deng, 2012], [Pomorski et al., 2012], [Létang et al., 2014], [Krimmer et al., 2013]

L'hodoscope à fibres scintillantes est un outil fondamental dans la détection des gammas prompts. C'est un instrument qui localise les particules chargées incidentes temporellement et spatialement (donne la trajectoire). Il est constitué de deux couches croisées de 128 fibres scintillantes. Chacune des fibres scintillantes entrecroisées reçoit de l'énergie lumineuse qui sera convertie en signal électrique par des photomultiplicateurs multivoies.

Caractéristiques physiques de l'hodoscope à fibre scintillantes : une résolution spatiale de 1 mm, une résolution temporelle de 1 ns et un taux de comptage max de 10^8 p/s.

De nos jours, l'hodoscope à fibres scintillantes est le seul outil utilisé. Cependant en terme de taux de comptage et de résistance aux irradiations il n'est pas très performant. Ainsi, la perspective envisagée serait de remplacer ses fibres scintillantes par des diamants polycristallins de grande surface avec une électronique de lecture intégrée (faible bruit, grande capacité de comptage, résolution temporelle inférieure à la nanoseconde).

III Propriétés et applications du diamant

III.1 Cristallographie du diamant

Le diamant est un minéral composé uniquement d'atomes de carbone liés entre eux par des liaisons covalentes. Dans les conditions standards, il est la forme métastable du carbone. Il a une structure cristallographique Cubique Face Centré (CFC) [Chapitre de Cristallographie, 2013] dont la moitié des sites tétraédriques est occupé par des atomes de carbone.

Selon l'échelle de Mohs, il est considéré comme le matériau naturel le plus dur.

A l'état pur le diamant est considéré comme un isolant. Néanmoins afin de pleinement utiliser ses capacités qui se révèlent meilleur que le silicium (composé actuellement le plus utilisé en terme de semi-conducteur) on peut utiliser des techniques de dopage afin de le rendre semi-conducteur et de l'utiliser comme détecteur.

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

Tableau 1 : Comparatif de quelques propriétés physico-chimiques et électroniques du diamant et du silicium à 300 K

III.2 Classification des diamants

Les diamants sont classés suivant les critères suivants : la couleur, la pureté, la forme (i.e. la taille, le finish, le poli et la symétrie), le poids. Dans notre cas l'élément qui nous intéresse est le niveau de pureté. Selon sa teneur en impureté (présence d'atomes d'azote) l'application faite avec le diamant n'est pas la même. Sachant qu'on souhaite exploiter pleinement les propriétés du diamant et palier aux deux problèmes économiques liés à ce matériau qui sont sa rareté et son prix on utilise des diamants synthétiques.

III.3 Synthèse de diamants et procédés de croissance [Vaissière, 2014], [Ruffinatto, 2010], [Pomorski, 2015]

Le fournisseur principal de diamants synthétiques est la société Element 6 (E6) qui détient ce marché.

On peut obtenir des diamants synthétiques de plusieurs façons. Il existe deux méthodes principales qui sont la méthode HPHT (High Pressure High Temperature) et la méthode CVD (Chemical Vapor Deposition). On privilégie la méthode CVD [Tapper, 2000], [Tranchant, 2008], [Kölbl and Griesmayer, 2004], [Berdermann et al.,1999], car celle-ci nous permet d'obtenir des diamants intrinsèques ayant très peu d'impuretés sur les différentes couches lors de leur croissance mais aussi de contrôler la concentration (idéal : obtenir une concentration d'azote résiduelle inférieur à 5 ppm¹) et la nature des impuretés.

Ainsi la croissance du diamant synthétique s'effectue à partir d'un substrat (diamant naturel, silicium, métaux, polymère...) dans des conditions de température inférieure à 1000 K et des pressions de l'ordre de du dixième d'une atmosphère. Cette technique de croissance consiste à mettre le substrat dans une chambre soumise à un flux de gaz d'hydrogène et de méthane. On va ensuite activer ce mélange gazeux par décharge électrique micro onde. Le plasma ainsi créé permettra d'initier des réactions produisant des espèces qui seront captées par le substrat. En résumé, la croissance du diamant commence à cet instant par diffusion, absorption puis découpe de la couche élaborée.

Les diamants polycristallins et monocristallins sont créés à partir de ce procédé. Néanmoins, le polycristallin qui est le premier diamant synthétique à avoir été testé en dosimétrie croît sur des substrats type silicium ou métaux tandis que le monocristallin est créé à partir de diamant naturelle ou de diamant synthétique issu de la méthode HPHT. Il faut ajouter que le diamant monocristallin a une faible densité de défauts par rapport au polycristallin.

Le diamant est un matériau très intéressant et très utilisé dans de nombreux domaines (optique, mécanique, télécommunications, biologie,...) notamment pour sa capacité à résister aux radiations mais aussi pour son excellente conductivité thermique, son temps de réponse très bas (< 1 picoseconde), son excellente résolution spatiale et le faible bruit qu'il peut engendrer. Ses multiples propriétés physico-chimiques font du diamant un atout considérable en physique des détecteurs.

III.4 Applications en physique des détecteurs

Il y a 3 principales applications en physique des détecteurs qui sont : les détecteurs de rayonnements UV, α , neutron, RX, γ ..., les détecteurs de position de faisceau et les dosimètres.

Concernant les deux dernières applications, dans l'équipe ATLAS du LPSC, un projet (MONODIAM-HE) utilisant des diamants monocristallins a été mis en place en 2012. Le but est d'utiliser des monocristaux de diamants CVD de grande surface pour les trajectographes du LHC à haute luminosité [Ilgner et al., 2009]. Ce projet encore d'actualité a obtenu de bon résultat d'une part par rapport au détecteur actuellement utilisé et d'autre part sur la qualité des diamants qui ne cesse pas de s'améliorer.

On a également la possibilité d'utiliser des détecteurs diamants en dosimétrie, (détecteur PTW, thermo luminescent...). Néanmoins, une des limites de ce type de détecteur est la dimension de leur volume sensible car il est proche des dimensions du champ d'irradiation et définit la résolution. De plus on rencontre des variations de mesure d'un détecteur à l'autre suite à la différence intrinsèque des diamants.

IV **Réalisation d'un détecteur hodoscope diamant au LPSC** [Gallin-Martel, 2016]

IV.1 Conception de l'hodoscope diamant

IV.1.1 Cahier des charges

Afin de mener à bien la réalisation de notre projet des règles ont été fixé pour l'utilisation de l'hodoscope en protonthérapie et carbonothérapie :

- protonthérapie (Cyclotron IBA/C230):
 - durée du bunch²: 2 ns
 - durée entre les bunchs: 10 ns
 - 200 protons/bunch

¹ppm=partie par million

- carbonothérapie (HIT/CNAO):
 - durée du bunch: 20-40 ns
 - durée entre les bunchs: 200 ns
 - 10 ions/bunch
- **taux de comptage:**
 - 100 MHz pour l'ensemble du détecteur
 - ~10 Mhz par voie
- **résolution temporelle:** idéalement quelques centaines de ps
- **résolution spatiale:** 1mm
- **résistant aux radiations:** 10^{11} protons/cm²/traitement, si on estime que le nombre de séances par jour est de l'ordre de 20 cela conduit à 10^{14} protons/cm²/an

IV.1.2 Géométrie du futur détecteur hodoscope diamant

On souhaiterait développer un hodoscope sur le même modèle que représenté sur la figure 5 [Kolbl et al., 2007] avec les caractéristiques suivantes :

- taille de la mosaïque: 15x15cm²
- taille des détecteurs : 2x2cm² (pour un diamant polycristallin, en stock chez E6)
 - 56 détecteurs
- nombre de strips par détecteur: 32 de 20 à 30 mm²
 - ≈1800 voies de lecture

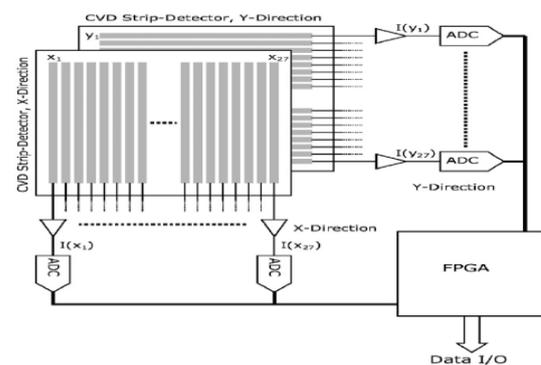


Figure 5 : Concept d'un détecteur diamant

IV.2 Banc de test développé au laboratoire

Le détecteur diamant polycristallin reçoit un rayonnement incident provenant d'une source externe en contact avec la surface du diamant. Les particules interagissent avec celui-ci et produisent des paires électron-trou ($e^- - h^+$). Les faces opposées du diamant sont métallisées (par le CRPMN du LPSC) afin d'appliquer un champ électrique uniforme à travers le matériau. Actuellement on mesure la formation du signal créée par le déplacement des charges suivant le montage de la figure 6. Les porteurs de charge sont entraînés séparément vers une électrode où ils seront amplifiés via des préamplificateurs. Les détecteurs diamants utilisés pour nos expérimentations ont pour dimensions : 2×2 cm², 1×1 cm², 5×5 mm².

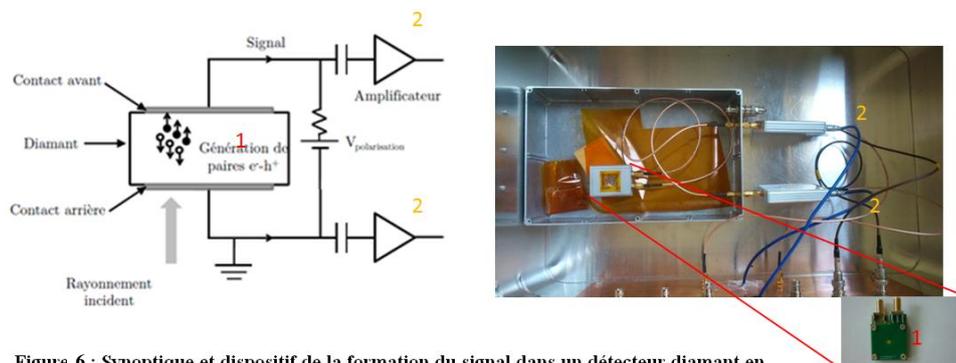


Figure 6 : Synoptique et dispositif de la formation du signal dans un détecteur diamant en configuration sandwich

² un bunch ↔ une particule

IV.3 Développement d'une électronique dédiée

En aval du détecteur diamant, il y a toute une électronique associée qui joue un rôle dans l'obtention des signaux. Ainsi des préamplificateurs sont disposés juste après le détecteur afin d'amplifier les signaux puis un oscilloscope numérique rapide appelé WaveCatcher créé par le LAL (laboratoire de l'Accélérateur linéaire à Paris) est utilisé. L'avantage par rapport à un oscilloscope classique est qu'il apporte une meilleure précision dans l'analyse et le traitement de données. De plus, l'interface liée à cet outil permet d'obtenir de multiples informations sur les signaux acquis. Notamment grâce aux différents paramètres proposés par ce logiciel comme : la fréquence d'échantillonnage, les différents modes de déclenchement (Firmware et Software), les amplitudes des différentes voies, la charge... Tout le montage mis en place est fait dans l'optique de minimiser le plus possible les paramètres d'acquisitions (le bruit RMS, la dynamique, la bande passante...) car ce sont des limites à la création d'un détecteur diamant et à une utilisation clinique.

Dans le cadre du projet MONIDIAM proposé par le LPSC de Grenoble des expériences on déjà été réalisées à partir de ce banc de tests notamment au GANIL de Caen à partir d'un faisceau d'ions carbone de 95MeV/u.

IV.4 Organisation et enjeux du projet

L'objectif de mon stage est de tester des détecteurs diamants polycristallins soumis à des sources radioactives ou des faisceaux de particules. Dans un premier temps, on souhaite mesurer l'efficacité de collection des charges en déterminant le temps de transit des charges dans le diamant à partir d'une source d'Américium 241 (^{241}Am) qui produit des particules α de 5.4 MeV. On souhaite déterminer si l'amplitude de nos signaux ainsi que le nombre de coups de notre source radioactive détecté par l'hodoscope diamant est constant au cours du temps comme l'a réalisé [Souw and Meilunas, 1997] dans son article. Puis avec le même système mais sous un faisceau de protons de 64 MeV au Centre Lacassagne à Nice. Et pour finir réaliser des mesures de l'homogénéité de l'efficacité de collection de charge sur la surface avec un faisceau focalisé de photons de 12.4 keV à l'ESRF de Grenoble. Le but final de ce projet est donc la construction d'un hodoscope diamant intégré dans un système de détection pour le contrôle en ligne de l'hadronthérapie.

V Conclusion

L'hadronthérapie donne ainsi la possibilité de traiter des tumeurs radiorésistantes situés à proximité de tissus sains ou radiosensibles (ex : vessie, rectum... dans le cas de cancer de la prostate). Cependant un suivi est indispensable pour contrôler l'efficacité du dépôt de dose pendant la séance de traitement par des particules lourdes. En effet pour effectuer ce monitoring un hodoscope est essentiel afin de détecter les particules incidentes (identification temporelle et spatiale). Or les hodoscopes utilisés pour l'instant sont fabriqués à partir de fibres scintillantes. Les principaux inconvénients de ces dernières sont leur faible taux de comptage et leur résistance aux irradiations. C'est pourquoi le LPSC de Grenoble a mis au point un détecteur diamant polycristallin qui fera partie d'un système de détection développé par la collaboration nationale CLaRyS, et dans le cadre des programmes scientifiques du LabEx PRIMES et de France Hadron.

Bibliographie

- [Badano et al., 2007], L.Badano , O.Ferrando , Fondazione TERA, Milano, Italy M.Caccia, C.Cappellini, V.Chmill, M.Jastrzab, A real-time beam monitor for hadrontherapy applications based on thin foil secondary electron emission and a back-thinned monolithic pixel sensor, Conf.on 8th European Workshop on Beam Diagnostics and Instrumentation for Particule accelerators, 20-23 May 2007, Venice (Italy), 2007, p 352-354.
- [Berdermann et al.,1999], E. Berdermann, K. Blasche, P. Moritz, H. Stelzer*, B. Voss, F. Zeytouni, First Applications of CVD-Diamond Detectors in Heavy-ion Experiments, Nuclear Physics B Volume 78, August 1999, pp.533–39.
- [Biegun et al., 2012], Aleksandra K Biegun, Enrica Seravalli, Patricia Cambraia Lopes, Ilaria Rinaldi, Marco Pinto, David C Oxley, Peter Dendooven, Frank Verhaegen, Katia Parodi, Paulo Crespo and Dennis R Schaart, Time-of-flight neutron rejection to improve prompt gamma imaging for proton range verification: A simulation study, Phys. Med. Biol 57, Septembre 2012, pp 6429-44
- [Blanchard, 2010] S Blanchard. Hadronthérapie par ions carbone – annexes, Saint-Denis La Plaine : Haute Autorité de Santé, Février 2010, 77p, Disponible sur :< www.has-sante.fr >. 2.
- [Chapitre de Cristallographie, 2013], Chapitre de Cristallographie - MPSI 1 Lycée Chaptal – 2013. 17.
- [Deng, 2012], Shi-Ming Deng. Etude de conception d'ASICs de lecture et d'étiquetage en temps associés _a des photomultiplicateurs pour un hodoscope de faisceau en hadronthérapie. Autre. Université Claude Bernard - Lyon I, 2012. Français. <NNT : 2012LYO10246>. <tel-00993733>.
- [Ferrand, 2015], R. Ferrand, Hadronthérapie, Cours dispensé en Master Radiophysique médicale, Toulouse : Université Paul Sabatier, 2015, p.116
- [Foulher, 2010], Fabrice Le Foulher. Simulations Monte Carlo et mesures de l'émission de gamma prompts appliquées au contrôle en ligne en hadronthérapie. Physique Nucléaire Théorique [nucl-th]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2010. Français. <tel-00573263>.
- [Gallin.Martel, 2016], Marie-Laure Andrieux Gallin-Martel, Développement de détecteurs, caractérisations, analyse de données et modélisation, du domaine de la physique des hautes énergies à celui de la physique médicale, HDR, 2016, p.237
- [ICRU, 1986], ICRU, The quality factor in radiation protection, ICRU Report 40, Bethesda, Maryland (E.U.), 1986
- [Knopf and A.Lomax, 2013], Antje-Christin Knopf and Antony Lomax. In vivo proton range verification : a review, Phys. Med. Biol. 58 (2013), pp.131-60. Disponible sur :< stacks.iop.org/PMB/58/R131>.
- [Kolbl et al., 2007], Helmut Frais-Kolbl,, Erich Griesmayer, Thomas Schreiner, Dietmar Georg, Heinz Pernegger, Medical beam monitor—Pre-clinical evaluation and future applications, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 581, 2007, p.103–106
- [Kölbl and E. Griesmayer, 2004], H. Frais-Kölbl, E. Griesmayer, Member, IEEE, H. Kagan, and H. Pernegger, A Fast Low-Noise Charged-Particle CVD Diamond Detector, IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 51, NO. 6, December 2004, pp 3833-37.
- [Krimmer et al., 2013], J.Krimmer, L.Balleyguier, J.Baudot, S.Brons, L.Caponetto, M.Chabot, X.Chen, M.Dahoumane, D.Dauvergne et al. Real-Time Online Monitoring of the Ion Range by Means of Prompt Secondary Radiations, "3rd International Conference On Advancements In Nuclear Instrumentation Measurement Methods And Their Applications (ANIMMA 2013), Marseille : France 2013" <hal-00873701>

- [Ilgner et al., 2009], Ch. Ilgner (Senior Member, IEEE), M. Domke M. Lieng, M. Nedos, J. Sauerbrey, S. Schleich, B. Spaan, K. Warda, and J. Wishahi, The Beam Conditions Monitor of the LHCb Experiment, TNS-00807-2009, submitted to the IEEE Transactions on Nuclear Science, p.7
- [Létang et al., 2014], Jm Létang, Cédric Ray, Frederic Stichelbaut et al. Real-time proton beam range monitoring by means of prompt-gamma detection with a collimated camera, Phys. Med. Biol 59, March 2014, pp. 1327-38.
- [Ley, 2015], Jean-Luc Ley, Mise en œuvre d'un démonstrateur de caméra Compton pour l'imagerie en médecine nucléaire et pour le contrôle en temps réel de l'hadronthérapie à l'aide des rayonnements gamma prompts, Physique Médicale, Lyon : Université de Lyon, 2015, p. 221.
- [Marsolat, 2014], Fanny Marsolat, Développement d'un Dosimètre Diamant pour une Mesure de la Dose absorbée dans les Mini-Faisceaux utilisés en Radiothérapie Stéréotaxique, Physique médicale, Paris : Université Pierre et Marie Curie, 2014, p. 297.
- [Perali, 2015], Irene Perali, A prompt gamma camera for real-time range control in Proton Therapy, POLITECNICO DI MILANO Dipartimento di Elettronica e Informazione, Dottorato di ricerca in ingegneria dell'informazione, 2015, p. 181.
- [Pomorski, 2015], Michal Pomorski, Large Area pcCVD diamond detectors and 3D Diamond Detectors, Journée d'étude sur les détecteurs diamant, , LPSC Grenoble, 09 June 2015.
- [Pomorski et al., 2012], Michal Pomorski, Benoit Caylar, Philippe Bergonzo, Diamond Sensors Laboratory, , Diamond hodoscope for hadron therapy, The French Atomic Energy Commission (CEA), LIST Institute, France, 1st ADAMAS workshop, December 16-18th 2012, Darmstadt, Germany.
- [Reithinger et al., 2013], V. Reithinger, L. Balleyguier, J. Baudot, M. Dahoumane, D. Dauvergne, et al. Instrumentation pour le suivi en ligne des traitements par hadronthérapie, 2013, 6_eme Colloque Interdisciplinaire en Instrumentation. Lyon: MRCT CNRS, in press. <hal-00838591>.
- [Ruffinatto, 2010], Sébastien Ruffinatto. Le diamant pour la bioélectronique : de la fonctionnalisation chimique à la modification physique par des nanotubes de carbone. Autre. Université de Grenoble, 2012. Français. <NNT : 2012GRENI004>. <tel-00721756>.
- [Souw and R.J. Meilunas, 1997], E.-K. Souw, R.J. Meilunas, Response of CVD diamond detectors to alpha radiation Nucl. Inst. And Meth. In Phys. Res A 400 (1997) 69-86, USA, Received 17 October 1996; received in revised form 30 June 1997.
- [Tapper, 2000], R J Tapper , Diamond detectors in particle physics , Rep. Prog. Phys. 63, January 2000, pp 1273–1316
- [Testa, 2014], É. Testa, Contrôle de l'hadronthérapie par détection de rayons prompts, Projet ProtoBeamLine au CAL” 3 décembre 2014.
- [Tranchant, 2008], Nicolas TRANCHANT, Synthèse et caractérisation de diamants monocristallins pour applications de détecteur de rayonnements, Physique et optoélectronique, Rennes : Institut National des Sciences Appliquées, 2008, p. 292.
- [Vaissière, 2014], Nicolas Vaissière. Synthèse de films de diamant de haute qualité cristalline pour la réalisation de dosimètres pour la radiothérapie. Chimie-Physique [physics.chem-ph]. École normale supérieure de Cachan - ENS Cachan, 2014. Français. <NNT : 2014DENS0008>