

Développement d'un détecteur diamant pour la radiothérapie par micro-faisceaux synchrotron (MRT)

Rosuel Nicolas^{1,2} Curtoni Sebastien², Gallin-Martel Laurent²,
Gallin-Martel Marie-Laure², Livingstone Jayde², Marcatili Sara², Ocadiz
Alexandre¹, Tribouilloy Lucas², Dauvergne Denis², Adam Jean-François¹

[1]: Rayonnement Synchrotron pour la recherche biomédicale

[2]: Laboratoire de Physique Subatomique Cosmologie

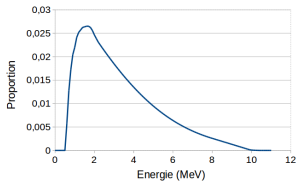
GdR Mi2B, 22 Novembre 2019

- 1 Introduction
- 2 Résultats expérimentaux
- 3 Conclusion et perspectives

Le rayonnement synchrotron

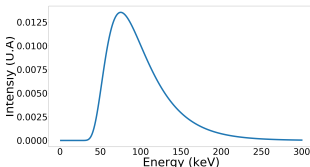
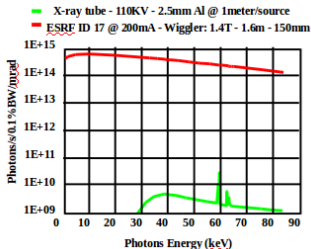
Caractéristiques du rayonnement synchrotron :

- Faisceau de faible divergence ($\simeq 1\text{mrad}$ horizontalement)
- Faisceau de très haut débit (supérieur à 10000Gy/s)
- Faisceau de faible énergie



Spectre en énergie d'un linac

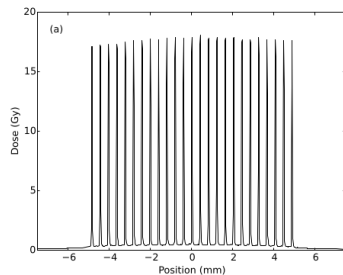
Comparaison de la fluence entre un tube à rayons X et le rayonnement de id17



Spectre en énergie utilisé en MRT

2 types de radiothérapie synchrotron :

- Thérapie Stéréotaxique par Rayonnement Synchrotron (SSRT)
 - Faisceau monochromatique
 - Augmentation de la dose avec des éléments lourds (augmentation de la section efficace d'interaction)
- Thérapie par MicroFaisceaux (MRT)
 - Haut débit de dose utilisé
 - matrice de micro-faisceaux



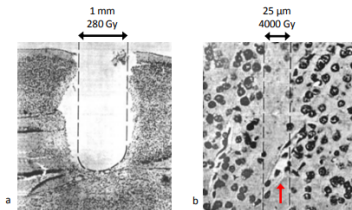
Scan par pas de $10\mu\text{m}$ d'un faisceau $1 \times 1 \text{ cm}^2$ de MRT avec un détecteur diamant de petite taille [Livingstone J et al. 2016]

Effet dose volume :

- Diminution des dégâts sur les tissus sains avec un faisceau fin en comparaison à ceux d'un faisceau large

Haut débit de dose :

- Faible temps d'irradiation (préservation des micro faisceaux en évitant les mouvements du patient)
- Permet d'exploiter l'effet flash [Favaudon et al, 2014, Science Translational Medicine]



Images de cortex de souris après une irradiation avec (a) : un faisceau de 1mm et 280 Gy et (b) un faisceau de $25\mu\text{m}$ et 4000 Gy selon [Zeman W et al. 1961]

Mesure de la dose en temps réelle pendant la radiothérapie pour s'assurer du respect du traitement préalablement prescrit

Mesure de la dose en temps réel pendant la radiothérapie pour s'assurer du respect du traitement préalablement prescrit

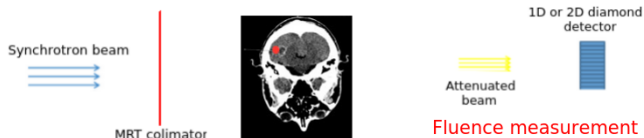
Caractéristiques importantes du détecteur :

- Indépendance en fonction de l'énergie du faisceau incident
- Linéaire avec la dose reçue
- Stable en fonction du débit de dose
- Différents détecteurs : Diode, OSL, TLD et MOSFETs, Film Gafchromic



Dosimétrie in-vivo (IRSN)

Mise en place d'un détecteur en diamant pour le monitoring du rayonnement synchrotron dans le cadre de la MRT



Setup détecteur diamant pour le contrôle en ligne de la MRT

Caractéristiques souhaitées du détecteur :

- Résistant aux radiations
- Temps de réponse rapide

- Caractéristiques importantes :

	Diamant	Silicium	propriété
Résistivité ($\Omega.m$)	$>10^{13}$	2.3×10^7	Faible courant de fuite
Énergie de création de paires (eV)	13.1	3.6	Bon rapport signal sur bruit
Énergie de déplacement (eV)	43	25	Résistant aux radiations
Mobilité des porteurs ($cm^2.V^{-1}.s^{-1}$)	>2000	800-1400	Temps de réponse rapide

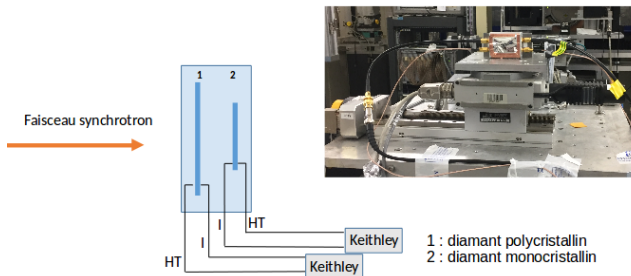
2 types de diamant :

- Mono-cristallin : efficacité de collection de charges proche de 100% mais cher et de petite taille ($0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$)
- Poly-cristallin : Grande taille disponible ($2 \times 2 \text{ cm}^2$) mais faible efficacité de collection de charge, stabilité de la réponse, variabilité de performance

- Comparaison entre les 2 types de diamant
- Influence de la variation de l'épaisseur de la cible d'atténuation PMMA sur la réponse du détecteur
- Influence de la variation du débit de dose sur la réponse du détecteur

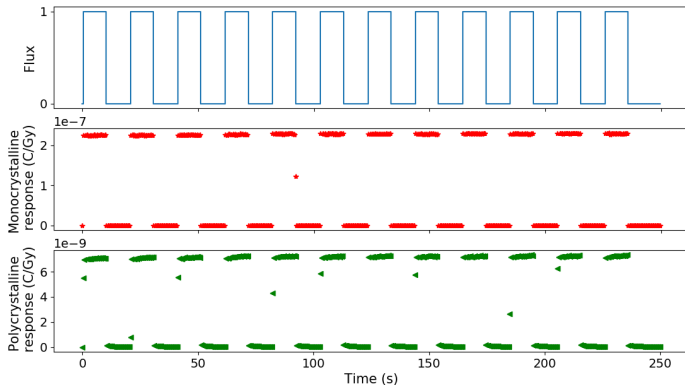
Comparaison des 2 types de diamant : setup

- Faisceau mono-énergétique à 95 keV
- Dimensions du faisceau : $520 \times 520 \mu\text{m}^2$
- Prise en compte de la variation de l'intensité de l'ESRF
- Polarisation des détecteurs diamant : $-0.66 \text{ V}/\mu\text{m}$



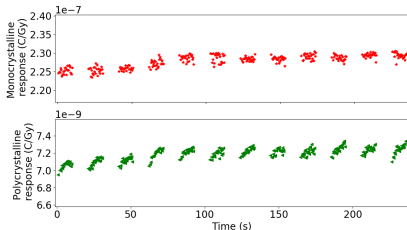
Comparaison des 2 types de diamant : chronogramme

Comparaison de la réponse d'un diamant mono-cristallin et d'un diamant poly-cristallin sous un faisceau monochromatique de 95keV



Comparaison des 2 types de diamant : conclusion

Évolution de la réponse du détecteur :

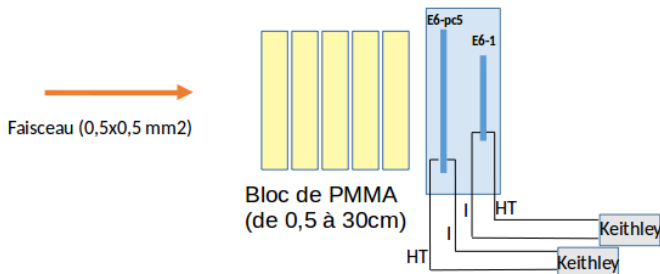


- Réponse 30 fois supérieure du diamant mono-cristallin
- Augmentation de la réponse du poly-cristallin au cours d'une impulsion

Choix du diamant mono-cristallin pour le développement du prototype de moniteur diamant pour la MRT

Étude de la variation de l'épaisseur de l'atténuateur PMMA sur la réponse du détecteur

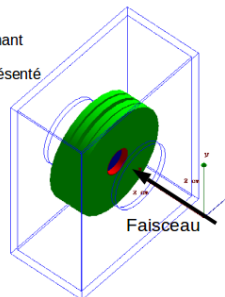
- Variation de l'épaisseur de l'atténuateur PMMA entre 0 et 30 cm
- Faisceau monochromatique de 80 keV
- Distance bloc de PMMA-détecteur de 11 m



Simulation Monte-Carlo : Setup dans le cadre de la variation de PMMA

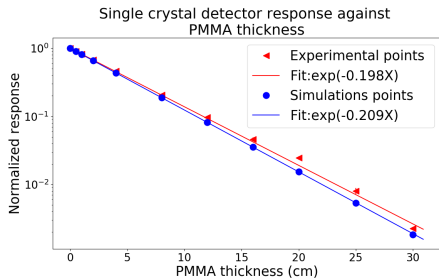
- Utilisation de Geant4
- Utilisation de la physique liste Penelope
- Non prise en compte de la divergence du faisceau
- Taille du faisceau < Surface active du détecteur
- Faisceau monochromatique de 80 keV
- distance PMMA détecteur de 11 m
- 10^8 particules primaires

Vert: FR4
Rouge: Cu
Bleu plein: Diamant
Bleu : Al
Mylar: Non représenté



Setup de la simulation
Monte-Carlo

Variation de l'épaisseur de la couche de PMMA : résultats



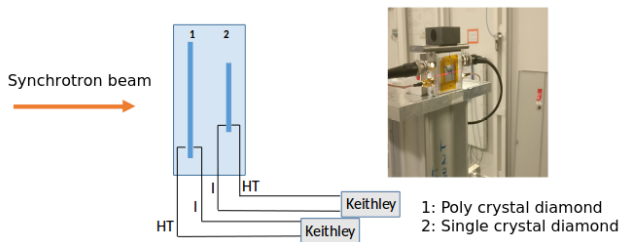
Valeurs du coefficient d'atténuation du PMMA à 80 keV

- Valeur expérimentale :
 $\mu_{exp} = 0.198 \pm 0.002 \text{ cm}^{-1}$
- Valeur simulée
 $\mu_{simu} = 0.209 \pm 0.001 \text{ cm}^{-1}$
- Valeur théorique :
 $\mu_{th} = 0.208 \text{ cm}^{-1}$

- Bon accord entre valeurs théorique et simulée
- écart de 5% entre valeurs simulée et expérimentale

Variation du débit de dose : Setup

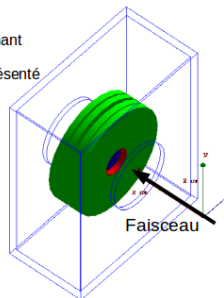
- Utilisation d'un faisceau polychromatique
- Variation du débit de dose entre 1 et 10000 Gy/s
- Taille du faisceau : $50 \times 520 \mu\text{m}^2$



Simulation Monte-Carlo : Setup

- Utilisation de Geant4
- Utilisation de la physique liste Penelope
- Non prise en compte de la divergence du faisceau
- Taille du faisceau < Surface active du détecteur
- Faisceau polychromatique
- 10^8 particules primaires

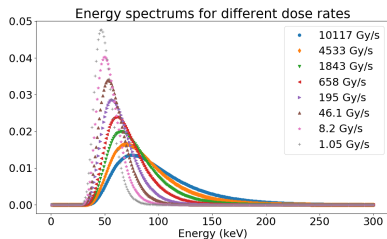
Vert: FR4
Rouge: Cu
Bleu plein: Diamant
Bleu : Al
Mylar: Non représenté



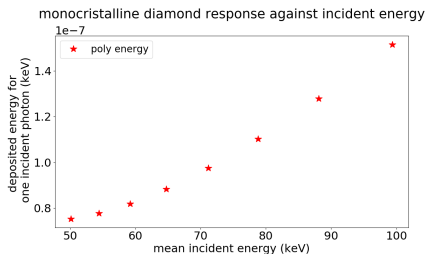
Setup de la simulation
Monte-Carlo

Simulation Monte-Carlo : Influence de la variation du débit de dose

Différents spectres en énergie des faisceaux pour les différents débits de dose déterminés avec le logiciel Oasys



Simulation Monte-Carlo de l'énergie déposée dans un diamant mono-cristallin pour les spectres en énergie précédents

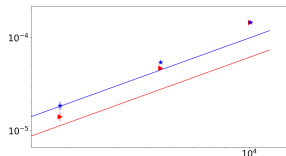
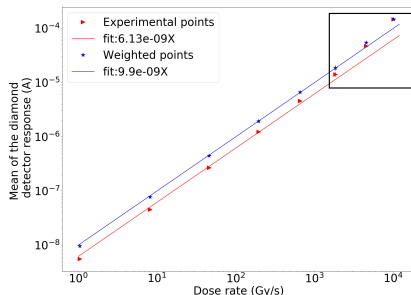


Augmentation de l'énergie moyenne du spectre en énergie et de l'énergie déposée pour un photon incident avec le débit de dose

Variation du débit de dose : résultat

- Sans correction de l'énergie (courbe rouge) : perte de la linéarité de la réponse en fonction du débit de dose ($R^2 = 0.59$)
- Si la variation du spectre en énergie est prise en compte, il y a une augmentation de la linéarité du signal avec un $R^2 = 0.88$ (courbe bleue)

Single crystal response against dose rate



- Choix du diamant mono-cristallin pour la mesure de la fluence en MRT
- Écart entre mesure et simulation dans la détermination d'un coefficient d'atténuation à étudier
 - Non prise en compte de la polychromacité du faisceau
 - Cible de PMMA détérioré
- Perte de linéarité de la réponse pour les plus forts débits de dose
 - Valeur de 10000 Gy/s jamais atteinte en transmission à travers un patient
 - Non prise en compte du phénomène de recombinaison à haut débit sur la mesure de référence

- Refaire l'expérience en fonction du PMMA avec un meilleur contrôle du matériau atténuant
- Refaire l'expérience en fonction du débit de dose en maîtrisant mieux les conditions initiales (meilleur contrôle du débit de dose)
- Test des différents diamants achetés pour la fabrication du prototype
- Simulations MC de différents paramètres (épaisseur du diamant, taille des pixels ...) pour optimiser notre prototype



Merci de votre écoute

PMMA utilisé pour le calcul du coefficient d'atténuation

