

LE DIAMANT POUR LA DOSIMÉTRIE EN RADIOTHÉRAPIE

Dominique TROMSON – DRT-LIST/DM2I/LCAE

list

LE DIAMANT POUR LA DÉTECTION : RAPPEL....

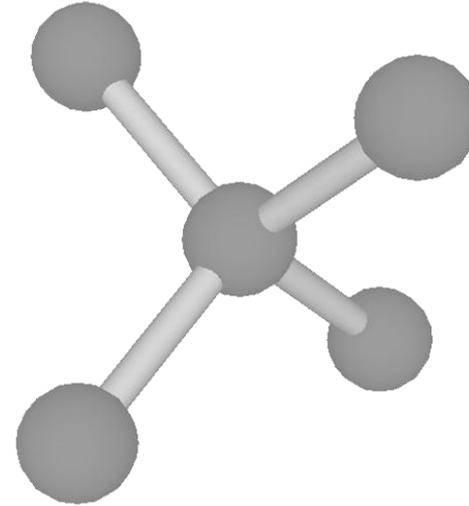
Propriétés

$Z=6$

10^{23} at.cm^3

Large bande interdite

Tenue, mécanique, chimique, aux radiations etc..



Applications en détection de rayonnement

Tenue aux rayonnements
Mobilité des porteurs élevée
Large bande interdite



Mesure à température ambiante,
Fonctionnement sur le mode chambre d'ionisation solide

Tenue aux acide
Tenue aux rayonnements



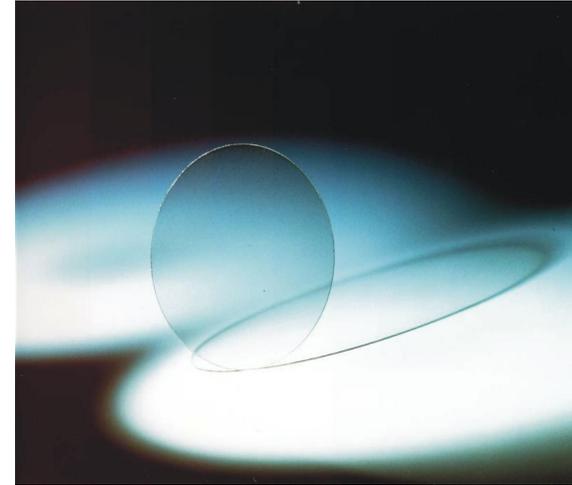
Application de détection en milieu hostile

Z faible
Z équivalent tissu



Monitoring de faisceaux synchrotrons
Application en radiothérapie

QUEL TYPE DE DIAMANT?



From Electro-Optics, July 2004

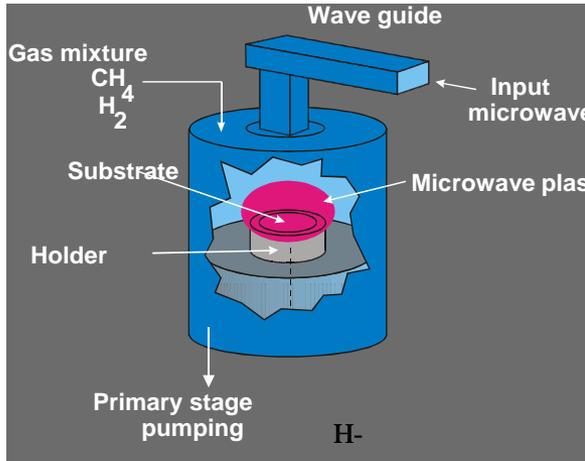
- **Diamant naturel**

- Grande variété de pierre
- Très peu de matériau de « qualité détecteur »
- Sélection nécessaire

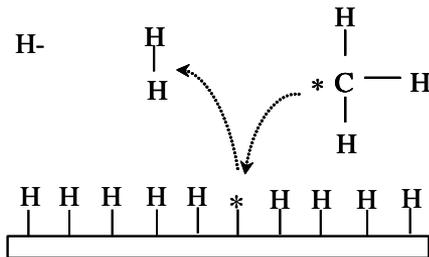
- **Diamant synthétique**

- Reproductibilité dans les procédés de croissance
- Modification des conditions de croissance
- Optimisation à l'application visée

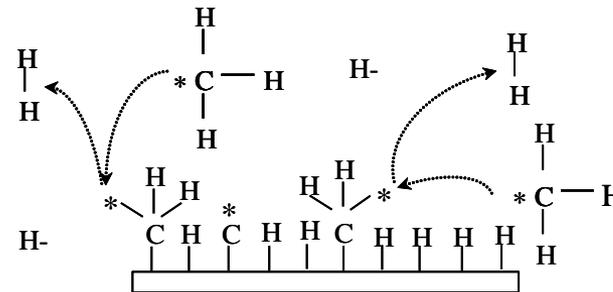
CROISSANCE PAR CVD MICRO-ONDE



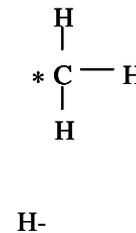
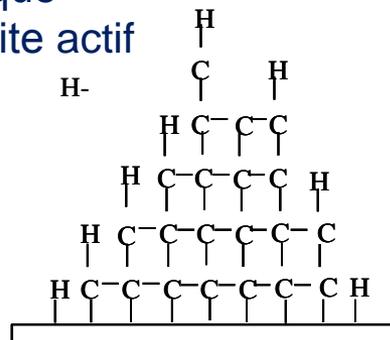
- Mélange de gaz : CH_4 , H_2 , O_2
- Adaptation de la puissance micro-onde
- Pression et température spécifiques



Réaction de l'hydrogène atomique avec la surface, création d'un site actif

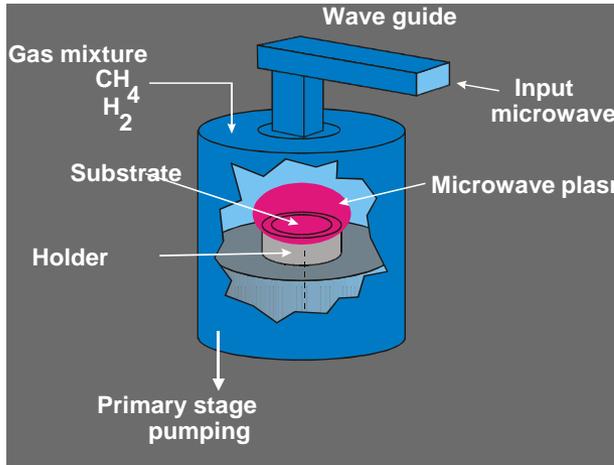


Extraction de l'hydrogène atomique



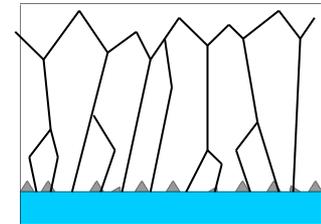
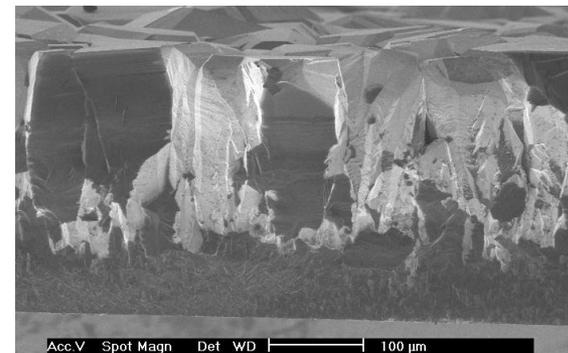
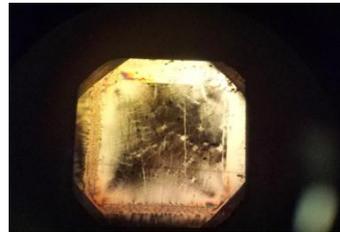
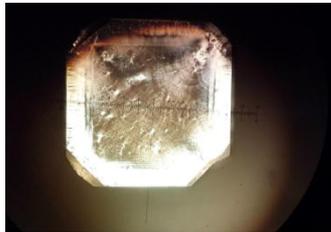
Liaison des atomes de carbone avec leur proches voisins : formation du cristal de diamant

CROISSANCE PAR CVD MICRO-ONDE

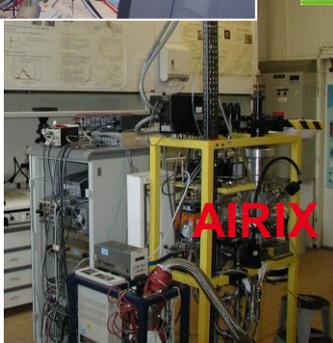
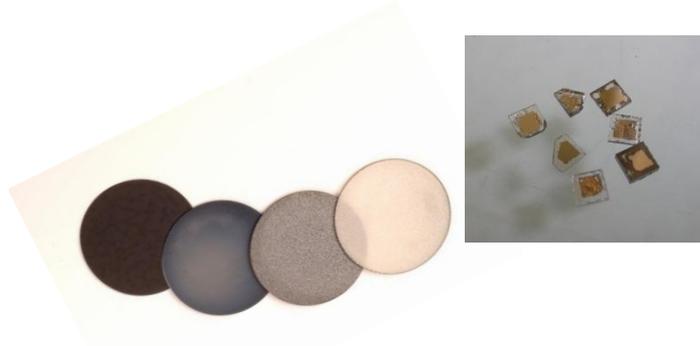


- Mélange de gaz : CH₄, H₂, O₂
- Adaptation de la puissance micro-onde
- Pression et température spécifiques

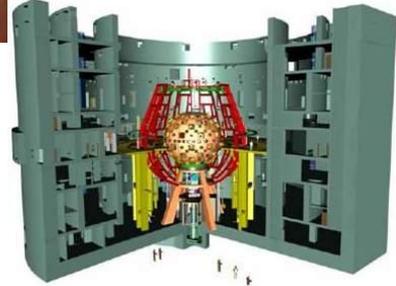
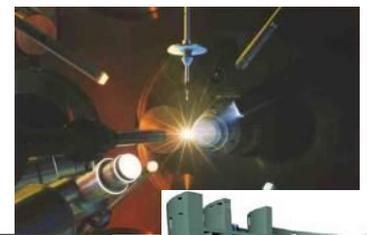
- Croissance sur hétéro-substrat
- ..ou croissance sur diamant



- **Génération possible de défauts dans les échantillons**
 - Impuretés
 - Défauts structuraux (joints de grains, dislocations...)

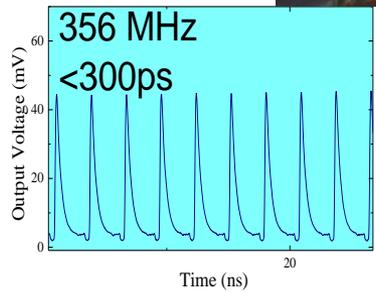


A
COGEMA
SGN



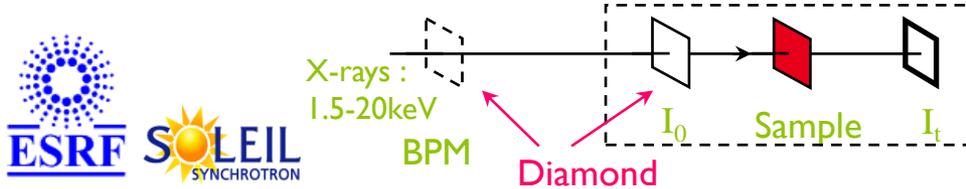

ESRF

SOLEIL
SYNCHROTRON

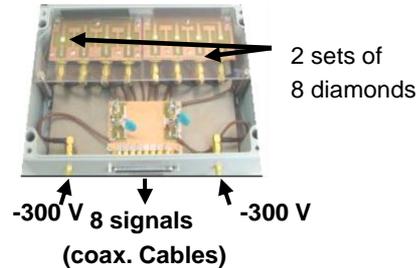


- **Détection alpha, proton, neutron, γ et X basse énergie**
 - Développement depuis 15 ans sur divers projets, industriels, ANR, Européens

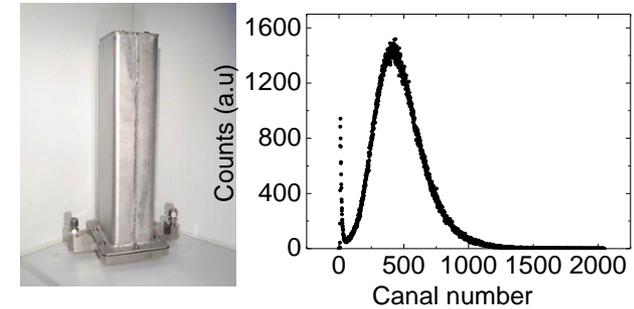
Moniteur de faisceaux synchrotron



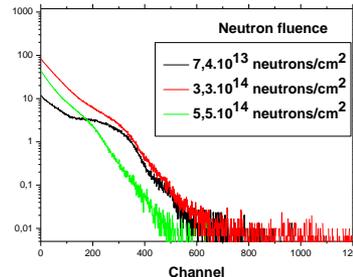
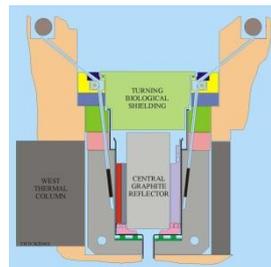
Temps de vol neutron



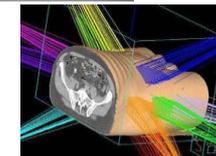
Comptage de particules alpha en usine de retraitement de déchets



Monitoring des neutrons en réacteur nucléaire

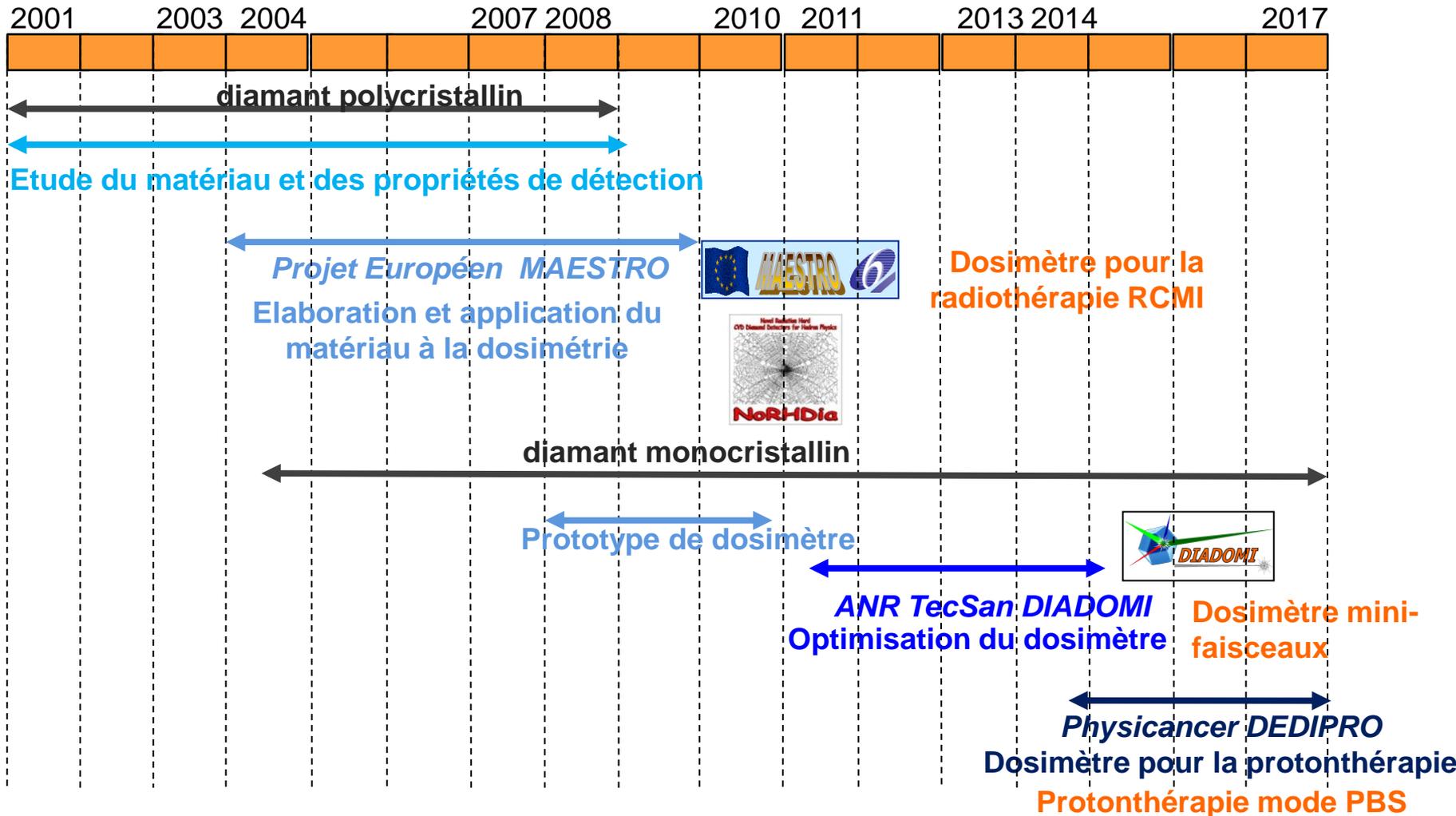


Dosimètre pour la radiothérapie



Et d'autres développements..

- Application à la dosimétrie



MESURE DE DOSE EN RADIOTHÉRAPIE

OBJECTIF DE LA RADIOTHÉRAPIE

Détruire les cellules cancéreuses, en délivrant la dose prescrite dans la totalité du volume-cible à +/- 5% tout en épargnant au mieux les tissus sains avoisinants

DÉROULEMENT D'UN TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

- **Imagerie**



OBJECTIF DE LA RADIOTHÉRAPIE

Détruire les cellules cancéreuses, en délivrant la dose prescrite dans la totalité du volume-cible à +/- 5% tout en épargnant au mieux les tissus sains avoisinants

DÉROULEMENT D'UN TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

- **Imagerie**



- **Dosimétrie**

- Détermination de la dose



Calcul de dose (TPS)
Algorithmes basés sur des données dosimétriques de l'accélérateur



Mesure de dose



OBJECTIF DE LA RADIOTHÉRAPIE

Détruire les cellules cancéreuses, en délivrant la dose prescrite dans la totalité du volume-cible à +/- 5% tout en épargnant au mieux les tissus sains avoisinants

DÉROULEMENT D'UN TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

- **Imagerie**



- **Dosimétrie**

- Détermination de la dose



Calcul de dose (TPS)

Algorithmes basés sur des données dosimétriques de l'accélérateur



Mesure de dose

- **Traitement**

- Choix du fractionnement
- Choix des faisceaux

Augmentation de la dose délivrée à la tumeur en respectant les tissus sains



Complexification des faisceaux



Difficulté pour trouver un dosimètre adapté

- Que doit faire un dosimètre?
- Comment mesurer la dose?
- Pourquoi le diamant?

QUE DOIT FAIRE UN DOSIMÈTRE ?

- **Dosimétrie absolue**
 - Détermination de la dose de référence avec un détecteur étalonné au LNHB

Laboratoire National
Henri Becquerel
LNE-LNHB

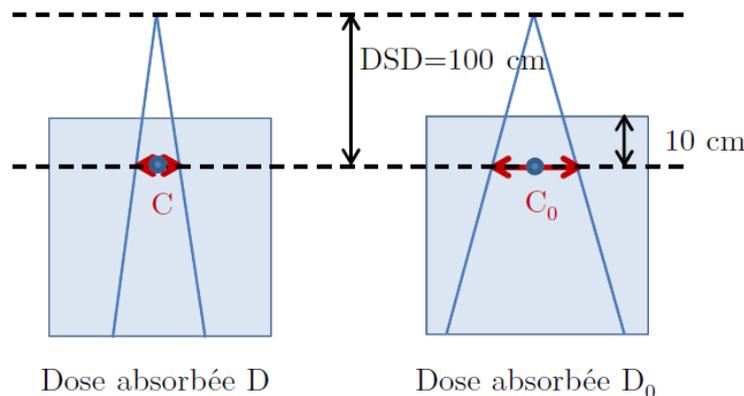


- **Dosimétrie relative**

Mesure des différents paramètres de l'accélérateur

- Mesure des facteurs d'ouverture collimateur FOC

→ Détermination de la dose sur l'axe pour toutes les tailles de champs



$$FOC(C) = \frac{D(C)}{D(C_0)}$$

QUE DOIT FAIRE UN DOSIMÈTRE ?

- **Dosimétrie absolue**

- Détermination de la dose de référence avec un détecteur étalonné au LNHB

Laboratoire National
Henri Becquerel
LNE-LNHB

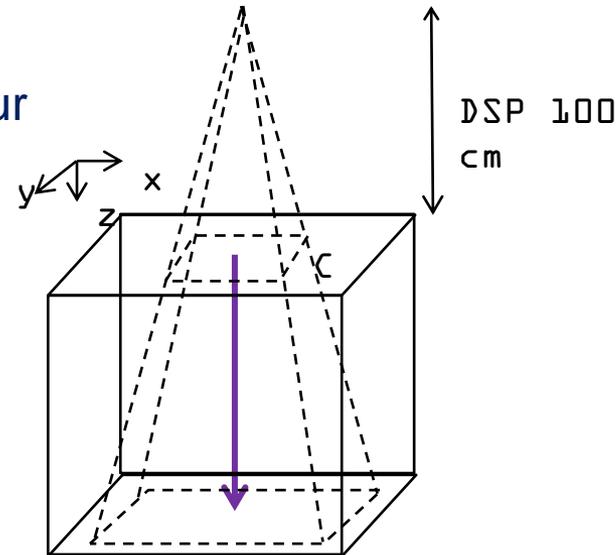


- **Dosimétrie relative**

Mesure des différents paramètres de l'accélérateur

- Mesure des FOC $FOC(C) = \frac{D(C)}{D(C_0)}$
- Mesure des rendements en profondeur
→ Détermination de la dose selon z

$$PDD(z) = \frac{D(z)}{D(z_0)}$$



QUE DOIT FAIRE UN DOSIMÈTRE ?

- **Dosimétrie absolue**

- Détermination de la dose de référence avec un détecteur étalonné au LNHB

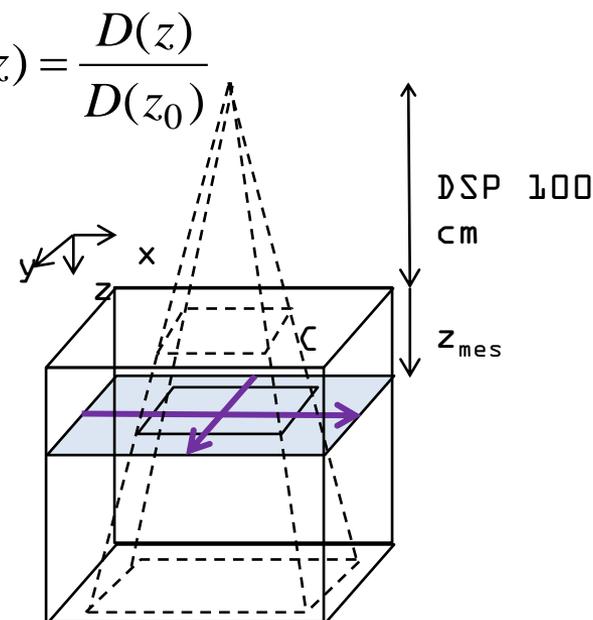
Laboratoire National
Henri Becquerel
LNE-LNHB



- **Dosimétrie relative**

Mesure des différents paramètres de l'accélérateur

- Mesure des FOC $FOC(C) = \frac{D(C)}{D(C_0)}$
- Mesure des rendements en profondeur $PDD(z) = \frac{D(z)}{D(z_0)}$
- Mesure des profils de dose
→ Détermination de la dose selon x et y



QUE DOIT FAIRE UN DOSIMÈTRE ?

- **Dosimétrie absolue**
 - Détermination de la dose de référence avec un détecteur étalonné au LNHB
- **Dosimétrie relative**

Laboratoire National
Henri Becquerel
LNE-LNHB



Mesure des différents paramètres de l'accélérateur

- Mesure des FOC $FOC(C) = \frac{D(C)}{D(C_0)}$
- Mesure des rendements en profondeur $PDD(z) = \frac{D(z)}{D(z_0)}$
- Mesure des profils de dose

Vérification du traitement

- Mesure de dose dans un fantôme



CONDITIONS POUR ÊTRE UN DOSIMÈTRE, LE CAHIER DES CHARGES

Paramètre	Critère de validité
Efficacité de collecte de charge	100%
Rapport S/B	> 1000
Répétabilité	<0,5% sur 10 mesures consécutives minimum
Reproductibilité	< 1%
Sensibilité	> 1nC.Gy ⁻¹
Stabilité à moyen terme (15h)	< 0,1%
Stabilité à court terme	< 0,5%
Dépendance avec la dose	Écart à la linéarité < 1%
Dépendance avec le débit de dose	< 1%
Dépendance avec l'énergie	< 1%
Dépendance angulaire	< 1% jusqu'à un angle de 20° minimum
Dépendance avec la température	< 1% de 15 à 25°C

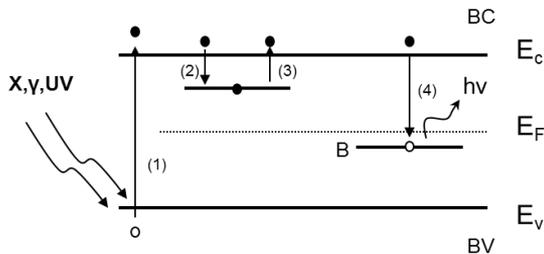
COMMENT MESURER LA DOSE : DOSIMÉTRIE PASSIVE

- **Passive**

- Lecture différée de la dose à la fin de l'irradiation



- Thermoluminescence



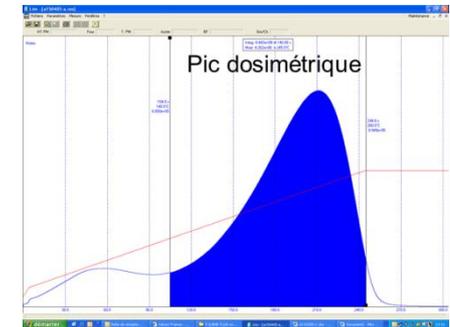
- (1) Excitation des électrons
- (2) Piégeage sur des niveaux d'énergie de la bande interdite
- (3) Chauffage : Dépiégeage des électrons
- (4) Recombinaison radiative avec un trou → Emission d'un photon

- Technique de caractérisation des défauts

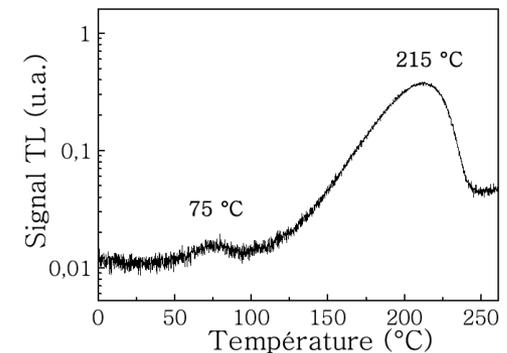
- **Intérêt du diamant pour la TL?**

- Présence d'un pic de TL haute température

D. Tromson et al, JAP, 2000 - D. Tromson et al, JAP, 2000

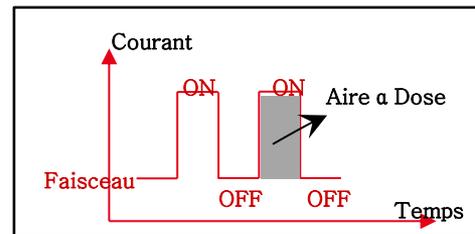
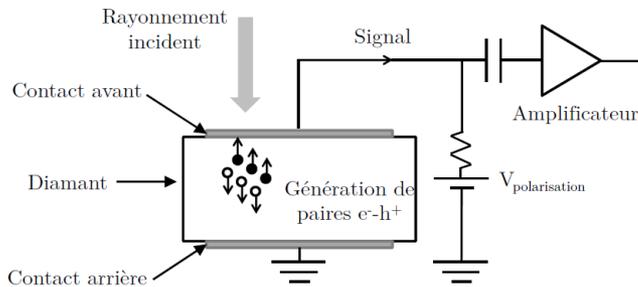


$$D = f \times \int TL$$



COMMENT MESURER LA DOSE : DOSIMÉTRIE ACTIVE

- Lecture directe de la dose pendant l'irradiation
- Intérêt du diamant pour la dosimétrie active?
 - Détecteur diamant : chambre d'ionisation solide



La charge mesurée par l'électromètre est proportionnelle à la dose

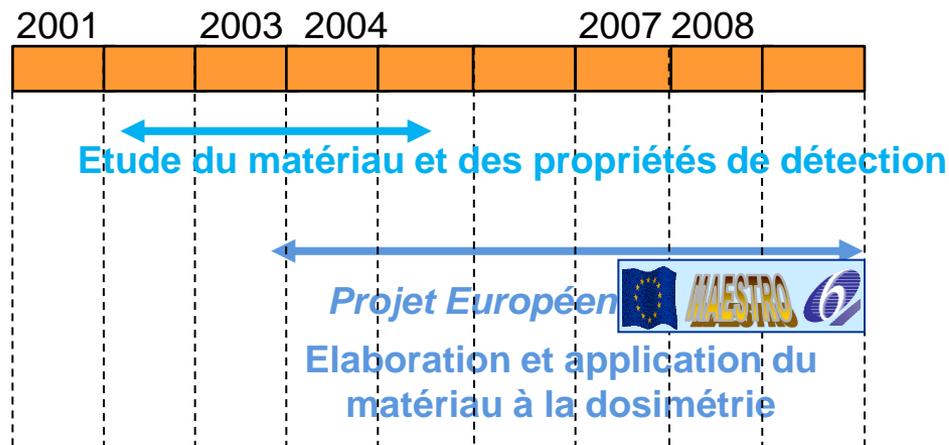
AVANTAGES SPÉCIFIQUES DU DIAMANT POUR LA RADIOTHÉRAPIE

- Numéro atomique proche de celui des tissus humains,
 - Proche du milieu de référence pour la mesure de dose
- Densité élevée
 - Petit volume de détection
- Croissance par CVD : diamant synthétique



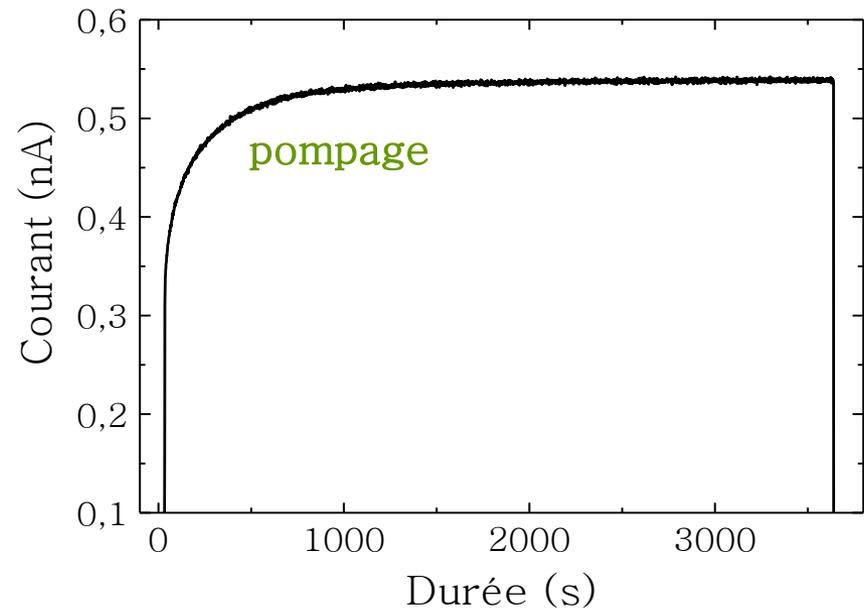
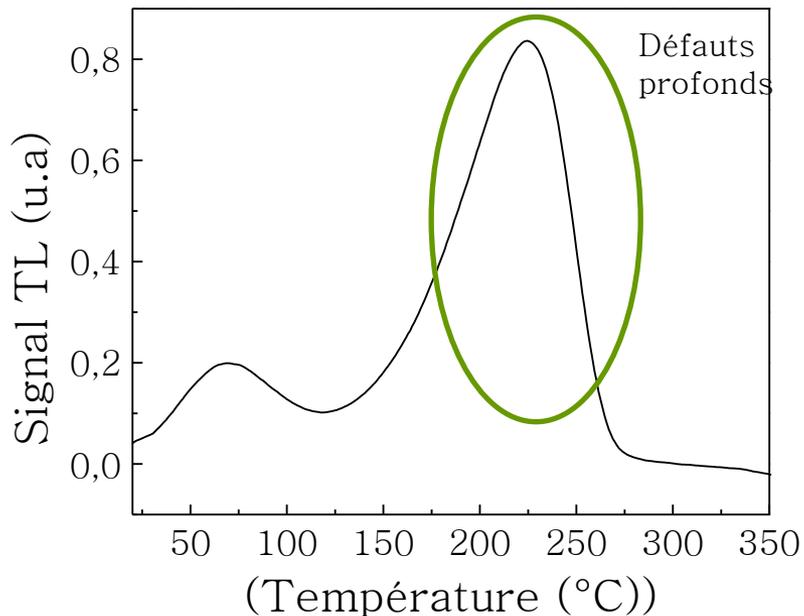
- **Génération possible de défauts dans les échantillons :**
- **Influence sur les propriétés de détection?**

LE DIAMANT EN TANT QUE DOSIMÈTRE INFLUENCE DES DÉFAUTS ET TENTATIVE D'AMÉLIORATION



RELATION ENTRE DÉFAUTS ET RÉPONSE SOUS RAYONNEMENT, LE DIAMANT POLYCRISTALLIN INTRINSÈQUE

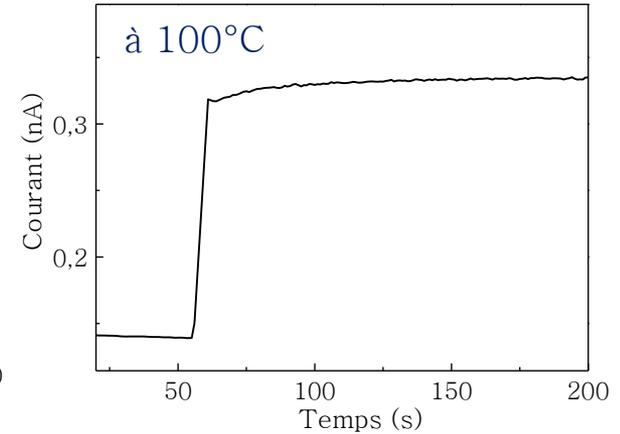
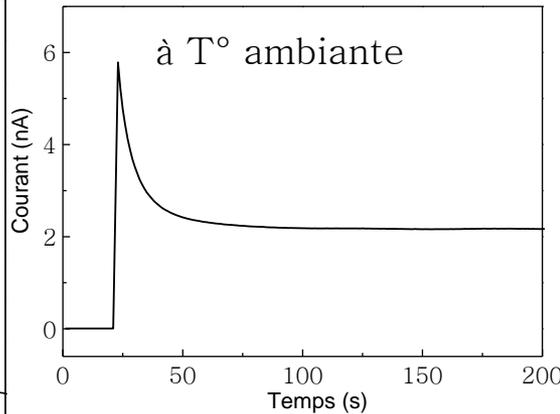
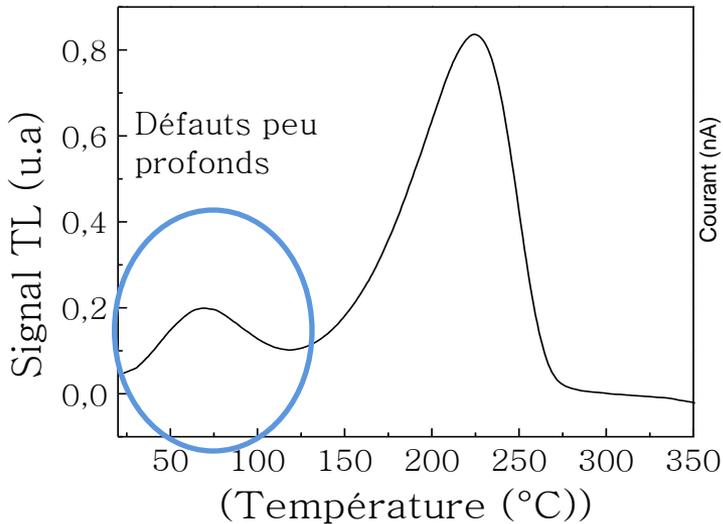
- **Présence de défauts**
 - Influence des défauts profonds en détection active



- Les défauts profonds : utilisation possible en radiothérapie si la température d'utilisation est loin de celle de dépiégeage

LES LIMITATIONS DU DIAMANT POLYCRISTALLIN INTRINSÈQUE

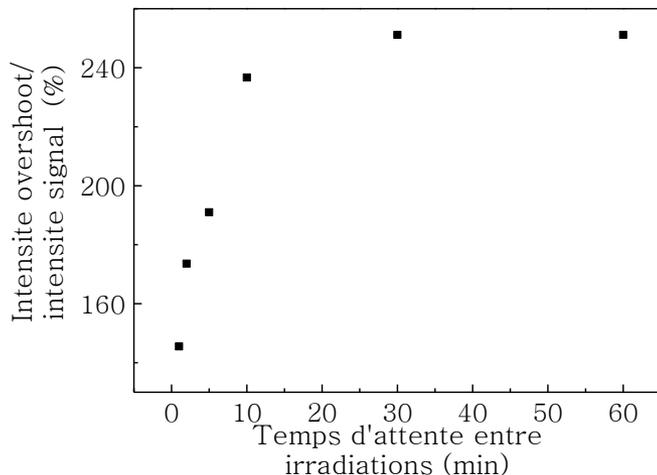
- **Présence de défauts**
 - Influence des défauts peu profonds en détection active



- La réponse du détecteur dépend de la température d'utilisation
- Instabilité temporelle : la réponse du détecteur dépend de son histoire

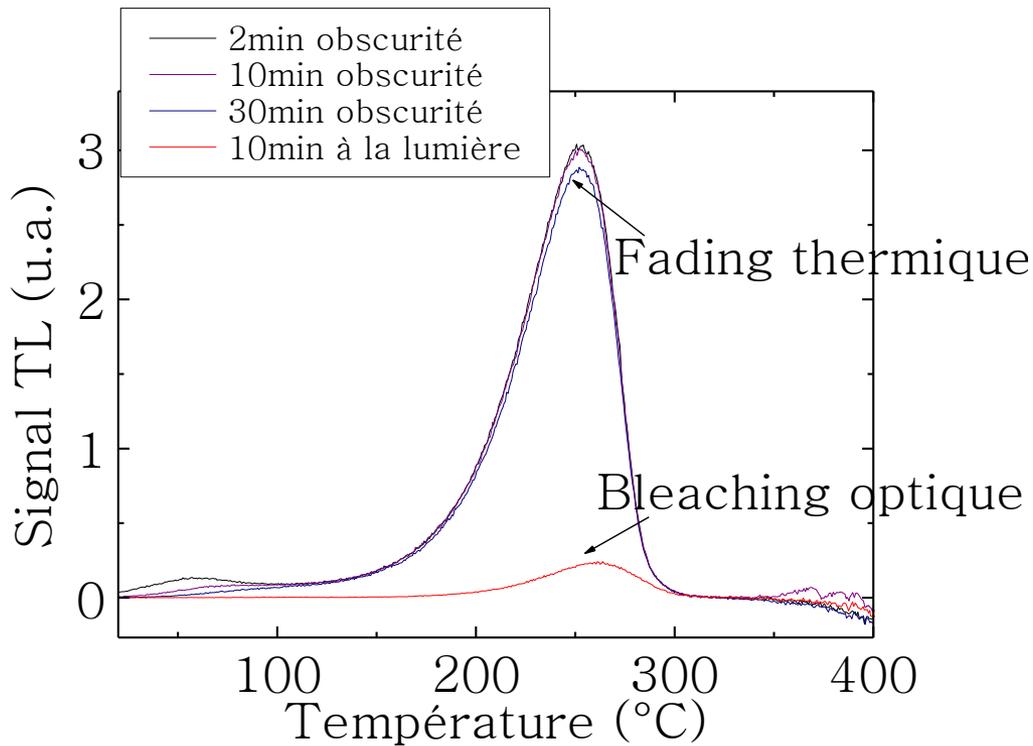


- Les défauts peu profonds induisent des phénomènes d'instabilité



LES LIMITATIONS DU DIAMANT POLYCRISTALLIN INTRINSÈQUE

- Présence de défauts
 - Limitation en thermoluminescence



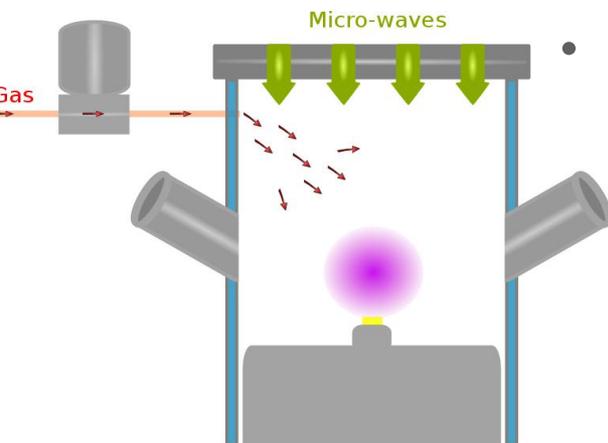
- Influence des paramètres extérieurs
- Température : fading thermique
- Lumière : bleaching optique

La présence de défauts et l'influence des paramètres extérieurs font que le diamant polycristallin intrinsèque n'est pas utilisable en milieu hospitalier



Tentative d'amélioration, contrôle des défauts

ÉLABORATION DES DIAMANTS POLYCRISTALLINS AZOTÉS



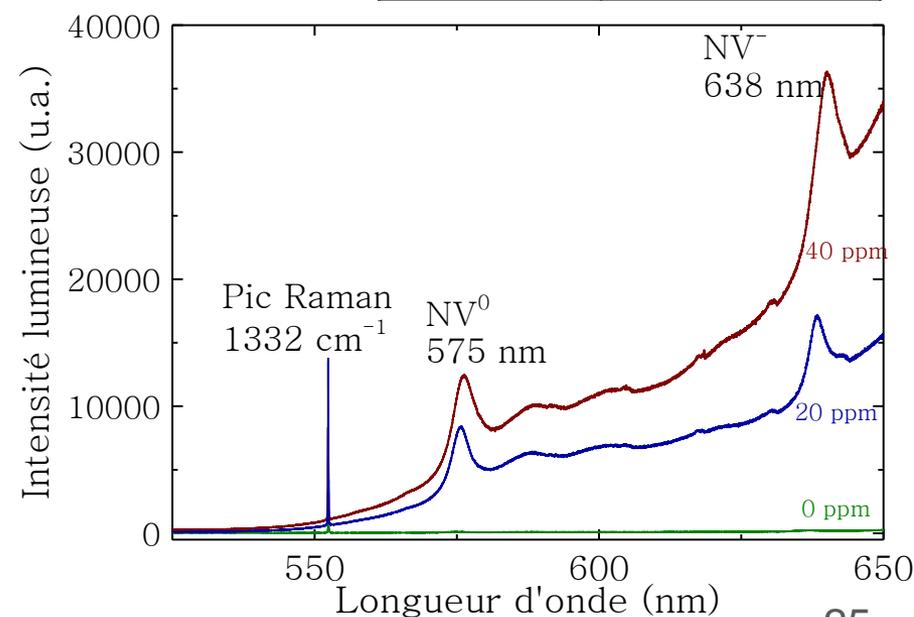
• Croissance par CVD assistée par plasma micro-onde

- Plasma $H_2 - CH_4$ (4%) - N_2/H_2
- Pression 105 Torr
- Puissance 3000W

Echantillon	Concentration d'azote (ppm)
A ₀	0
A ₂₀	20
A ₄₀	40

• Caractérisation par spectrométrie Raman

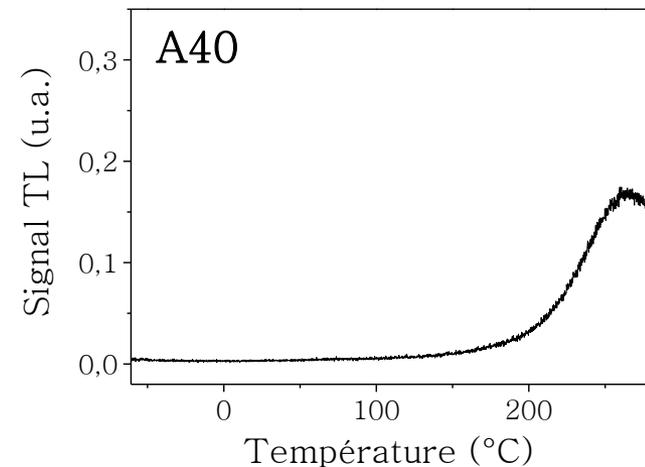
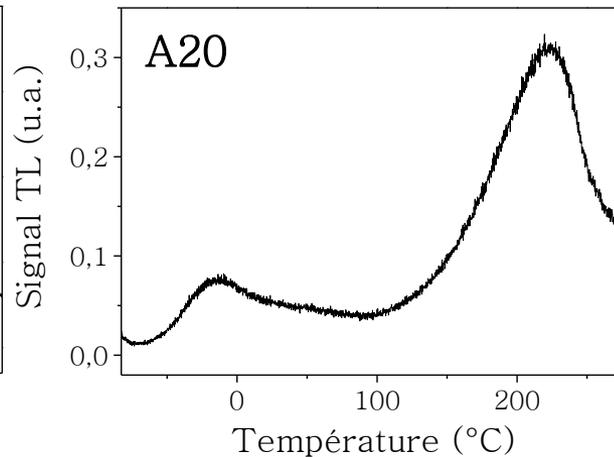
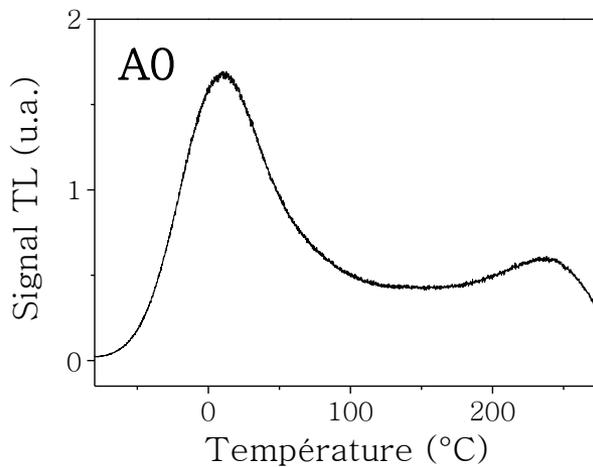
- LabRAM HR de Jobin Yvon
- GEMac, Versailles
- Laser vert 514 nm



ÉLABORATION DES DIAMANTS POLYCRISTALLINS AZOTÉS

Echantillon	Concentration d'azote (ppm)
A ₀	0
A ₂₀	20
A ₄₀	40

- **Caractérisation par thermoluminescence**
 - Disparition du pic TL proche de la T° ambiante
 - Isolation du pic TL à haute température
 - Diminution de la sensibilité avec l'augmentation de la concentration d'azote



L'incorporation d'azote modifie la signature TL des échantillons



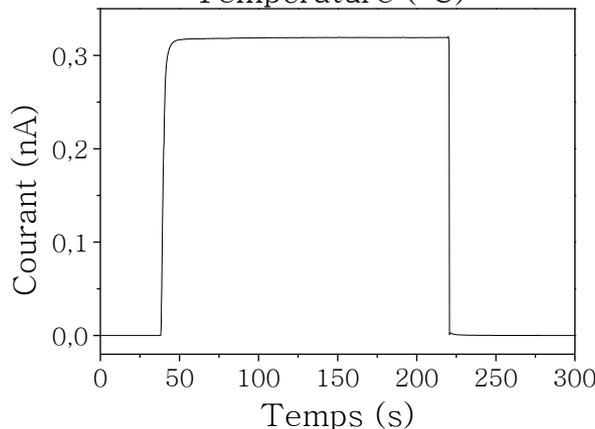
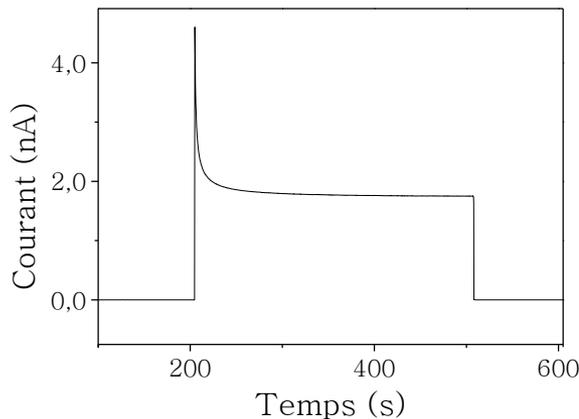
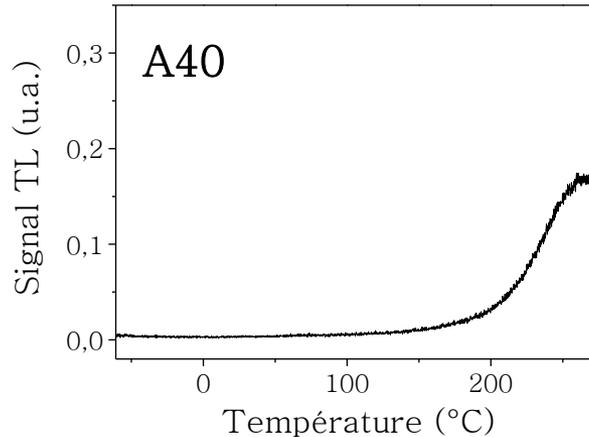
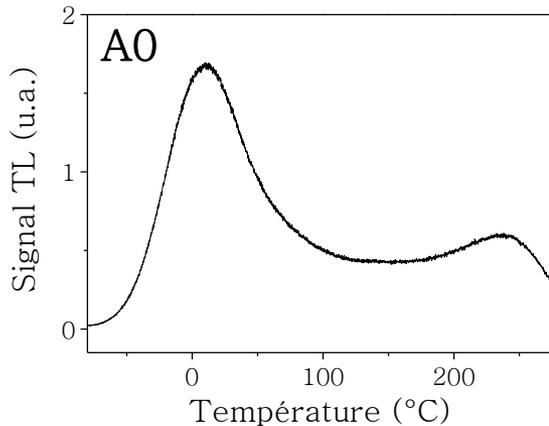
Modification de la réponse en détection

INFLUENCE DE LA PRÉSENCE D'AZOTE SUR LA DÉTECTION ACTIVE

Influence de l'azote

- Disparition de l'overshoot
- Stabilisation du signal en détection active
- Détérioration de la sensibilité

Echantillon	Concentration d'azote (ppm)
A ₀	0
A ₂₀	20
A ₄₀	40



Stabilisation du signal de A40



mesure de détection en milieu hospitalier sur un échantillon avec 40 ppm d'azote incorporé en phase gazeuse

C. Descamps et al, DRM 2006
C. Descamps et al, PSS 2006

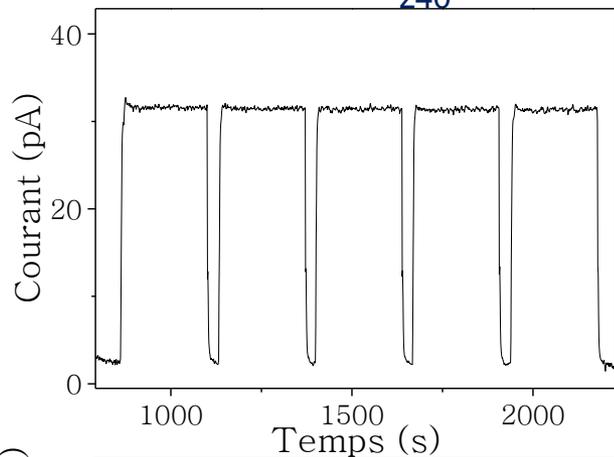
EVALUATION EN ENVIRONNEMENT CLINIQUE



Irradiations

- IGR, Varian Clinac 2300D
- 6MV, débit 200 UM/min
- Détecteur A_{z40}

- Evaluation des paramètres dosimétriques



Linéarité avec la dose

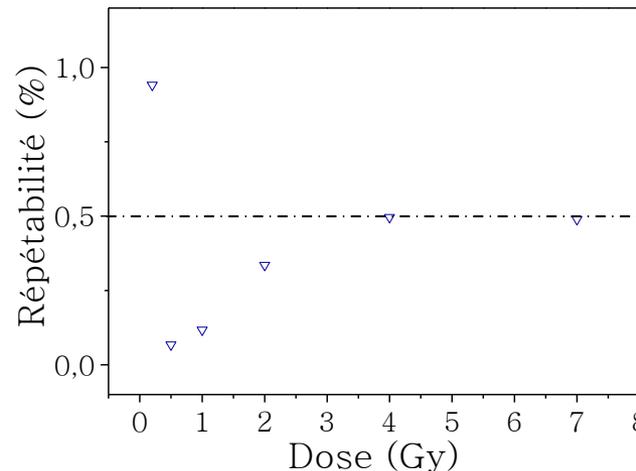
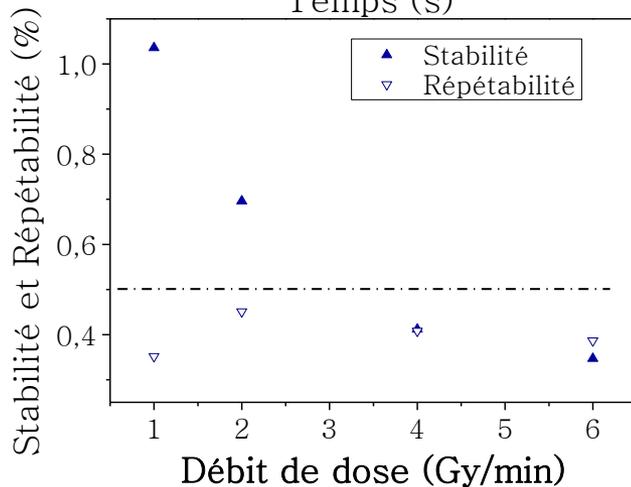
Sensibilité : 2 nC.Gy⁻¹ (1 nC.Gy⁻¹)

Répétabilité: < 0.5% (0,5%)

Stabilité: 0.3 et 1 % (0,5%)

Signal sur bruit: 15 (1000)

C. Descamps et al, Rad Meas 2008



- La stabilité est détériorée pour les bas débits
- La répétabilité est détériorée pour les faibles doses

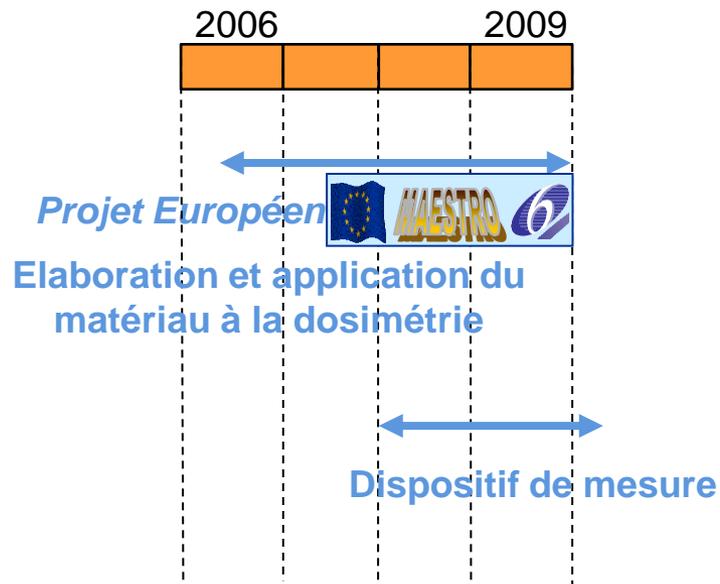
BILAN

- **Sur le polycristallin intrinsèque**
 - Instabilité du signal sous irradiation
 - Limitations en dosimétrie passive et active
 - **Sur le polycristallin azoté**
 - Amélioration du temps de réponse
 - Rapport signal sur bruit trop faible
- *Diamond and related materials* 15 (4), 833 (2006)
 - *Physica status solidi (a)* 203 (12), 3161 (2006)
 - *Physica status solidi (a)* 204 (9), 3036 (2007)
 - *Radiation Measurements* 43(2), 933 (2008)

ACTUELLEMENT EN RADIOTHÉRAPIE

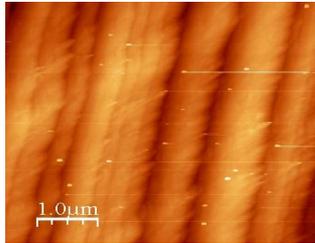
- **Détecteur diamant polycristallin intrinsèque**
 - Sensibilité proche du diamant naturel
 - Réalisation de contact Schottky sur diamant
 - Réduction de l'influence des pièges sur la stabilité et le temps de réponse
 - Application à la RCMI *M. Bruzzi et al, Diamond and Related Materials, vol. 20, pp. 84-92, Feb. 2011.*
- **Sur le dispositif**
 - Dispositif équivalent tissus, blindage opaque *N. Ade et al, Rad. Physics and Chem. vol 81, 232 (2012)*
 - Élimination de la pré-irradiation des détecteurs *N. Ade et al, Rad. Physics and Chem, vol. 86, 42 2013.*
 - Dépendance en débit de dose négligeable

LE DIAMANT MONOCRISTALLIN POUR LA DOSIMÉTRIE ACTIVE APPLICATION À LA RCM1

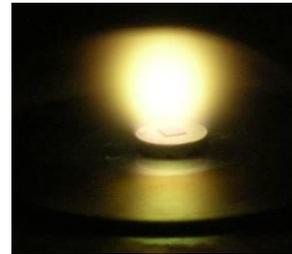


ÉLABORATION DES DÉTECTEURS EN DIAMANTS MONOCRISTALLINS

- **Croissance**
 - Optimisation des paramètres de traitement de surface et de croissance



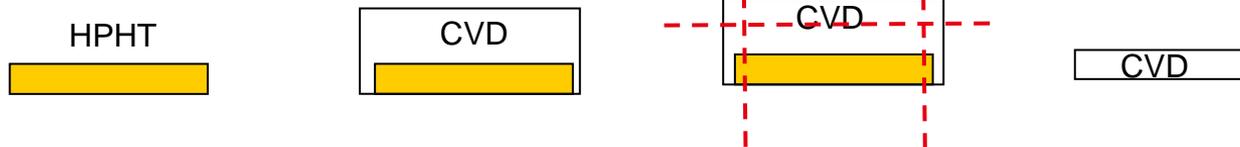
Traitement de surface par plasma:
MW Power = 1kW
P = 90 mBar
O₂ = 4,2 %



- High pressure (240 - 340 mBar)
- Low power (500 – 700 W)
- Average temperature (880 - 940°C)



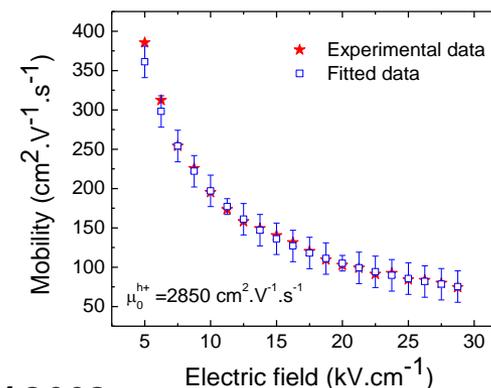
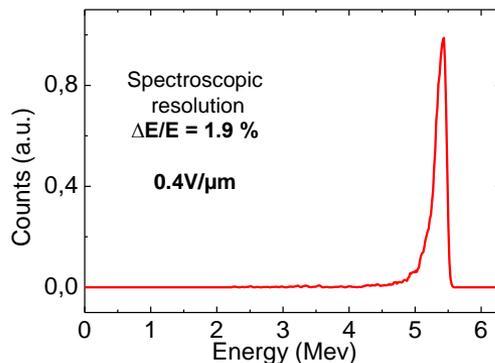
- **Découpe laser**



- **Caractérisation des échantillons**

- Mobilité des porteurs, CCE, stabilité sous rayonnements

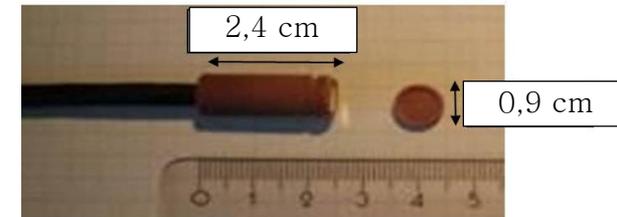
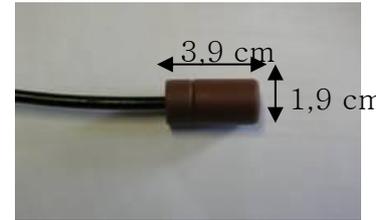
$$CCE = \frac{Q_{\text{Collected}}}{Q_0}$$



$$\mu_{(\vec{E})} = \frac{\mu_0}{1 + \frac{\mu_0 E}{v_s}}$$

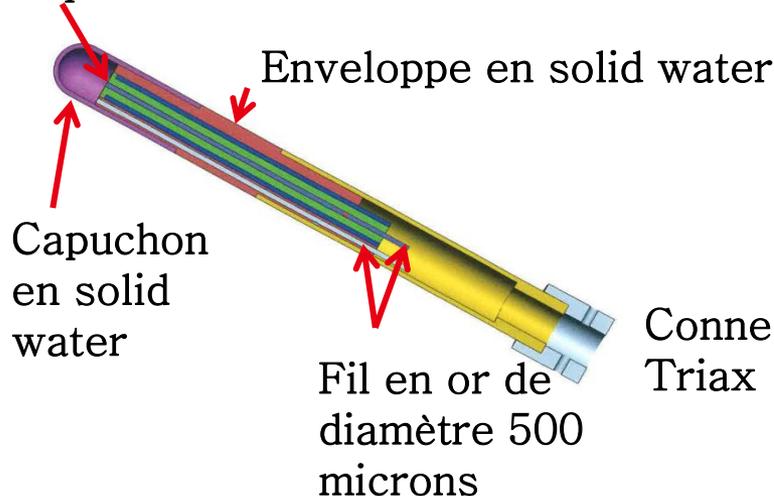
ÉLABORATION DES DÉTECTEURS EN DIAMANTS MONOCRISTALLINS

- Croissance
- Découpe laser
- Caractérisation
- Montage en détecteur
 - Dépôt d'électrodes
 - Définition du support
 - Encapsulation, connectique etc..

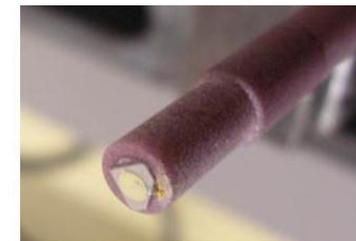


- Définition d'un prototype pour des mesure en RCMI

Emplacement du diamant



Connecteur Triax



SCDD-CEA
0.534 mm³

EVALUATION DES PARAMÈTRES DOSIMÉTRIQUES EN CONDITIONS STANDARD

- **Conditions expérimentales**
 - Varian, 6MV photons
 - Champ : 10 cm × 10 cm
 - SSD=100 cm, 5 cm de profondeur dans un fantôme solide
 - Détecteur : SCDD-CEA, 0.534 mm³



GUSTAVE
ROUSSY
CANCER CAMPUS
GRAND PARIS

Sensibilité : 240 nC.Gy⁻¹.mm⁻³ (128 nC.Gy⁻¹ >1 nC.Gy⁻¹)

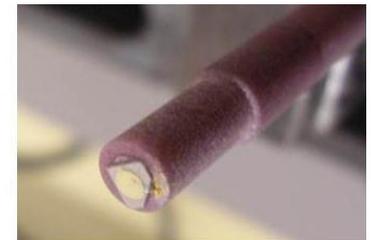
Répétabilité: 0.2% (0.5%)

Stabilité: 0.08% (0.5%)

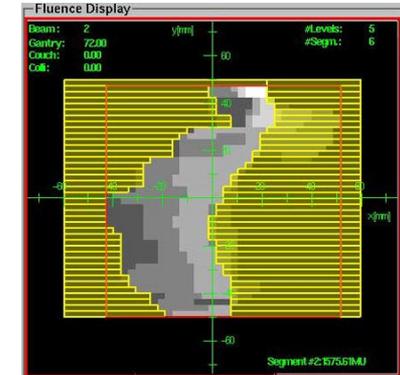
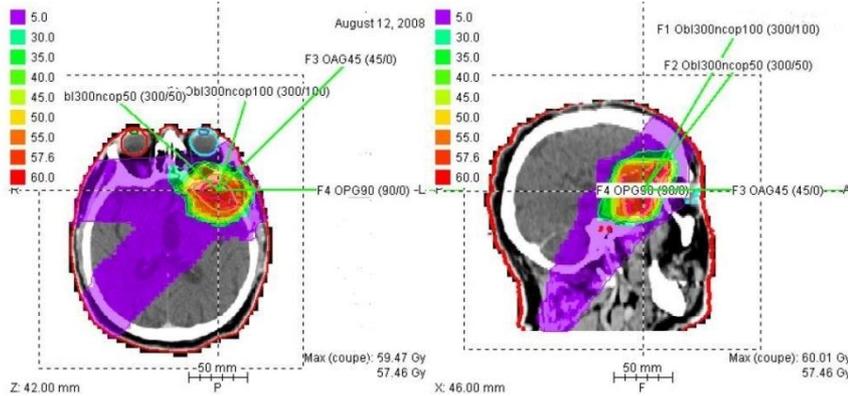
Signal sur bruit: 1200 à 2.89 Gy.min⁻¹ (1000)

Linéarité avec la dose vérifiée

Variation avec le débit de dose < 1%



LA RADIOTHÉRAPIE CONFORMATIONNELLE AVEC MODULATION D'INTENSITÉ



One segment

- **RCMI : faisceau modulé**

- Accélérateur muni d'un collimateur multi lame MLC
- Traitement : plusieurs faisceaux chacun composé de plusieurs segments
- Une position de lame correspond à un segment
- Enchaînement des segments constitue la modulation du faisceau



MESURE EN RADIOTHÉRAPIE CONFORMATIONNELLE AVEC MODULATION D'INTENSITÉ

- **Conditions expérimentales**

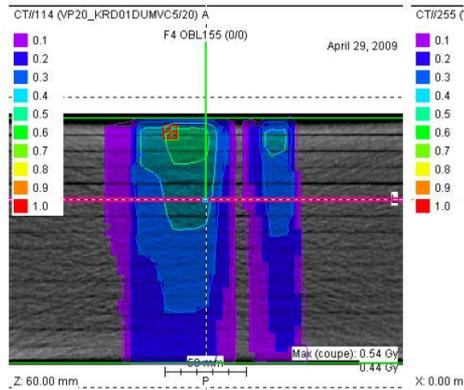
- ONCOR, Siemens 6MV photons
- SSD=100 cm, 7 cm de profondeur dans un fantôme solide
- RCMI « step and shoot »
- Faisceaux RCMI issus d'un traitement d'un carcinome nasopharyngé
- Sept faisceaux calculés à partir du TPS (Konrad Siemens)

- **Mesures**

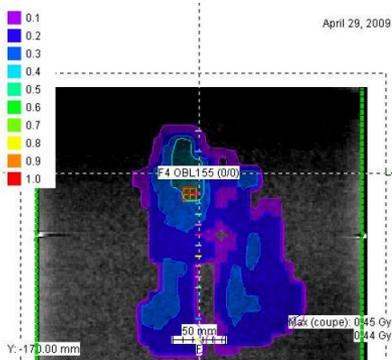
- Chambre d'ionisation semiflex 0.125 cm³, PTW type 31002
- SCDD-CEA 0.534 mm³
- Trois faisceaux
- F4, F5 et F7 composés de 10, 8 et 12 segments



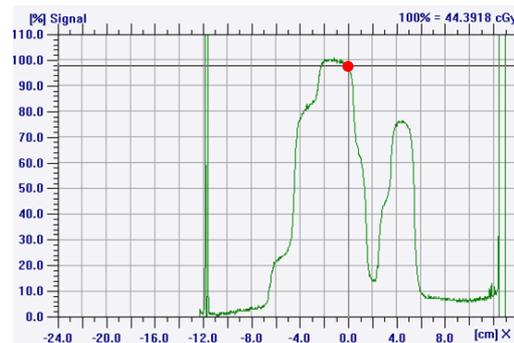
- Faisceaux RCMI d'un carcinome nasopharyngé
 - Distribution de dose calculée par le TPS dans un fantôme plat
 - Mesure avec des films passifs radiochromiques



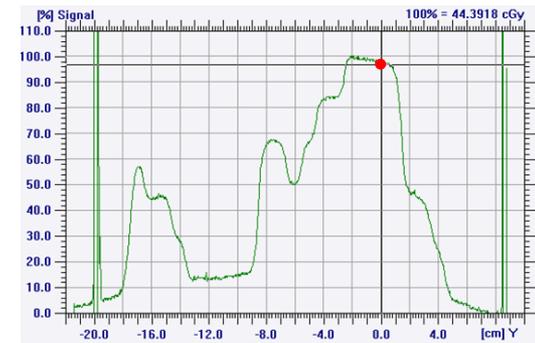
En profondeur, selon z



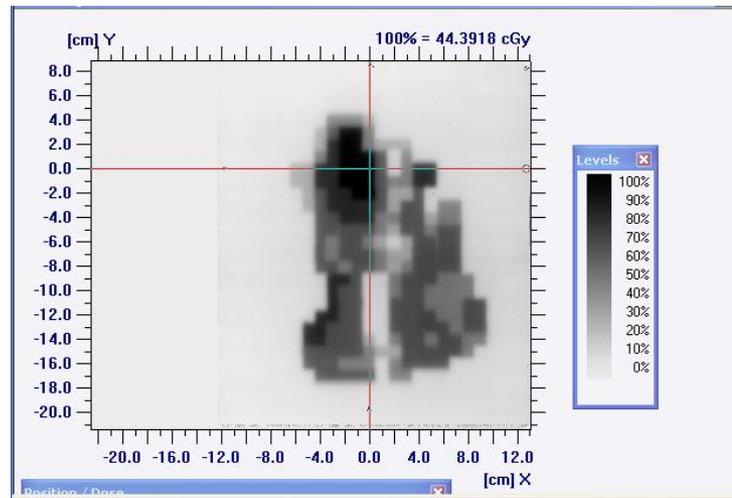
Selon une surface xy
perpendiculaire au
faisceau



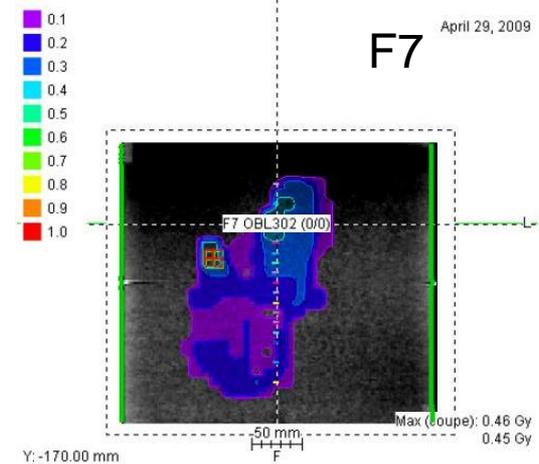
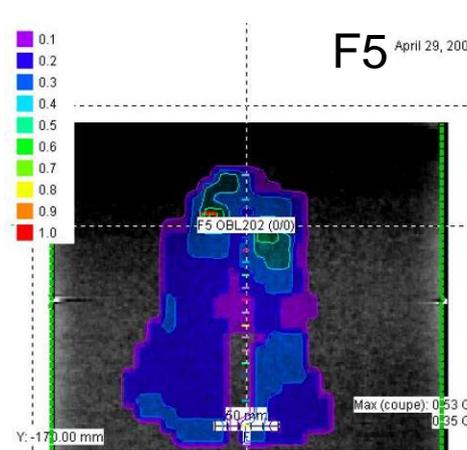
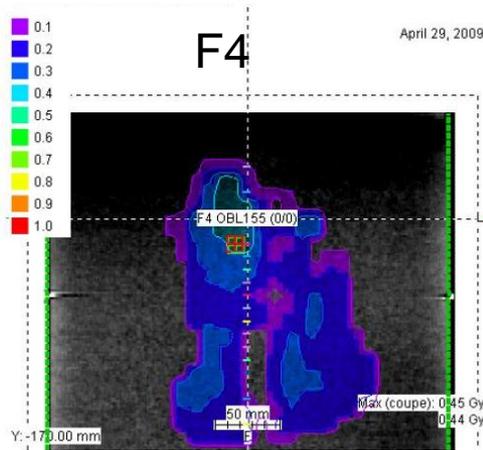
Profil de dose selon l'axe x



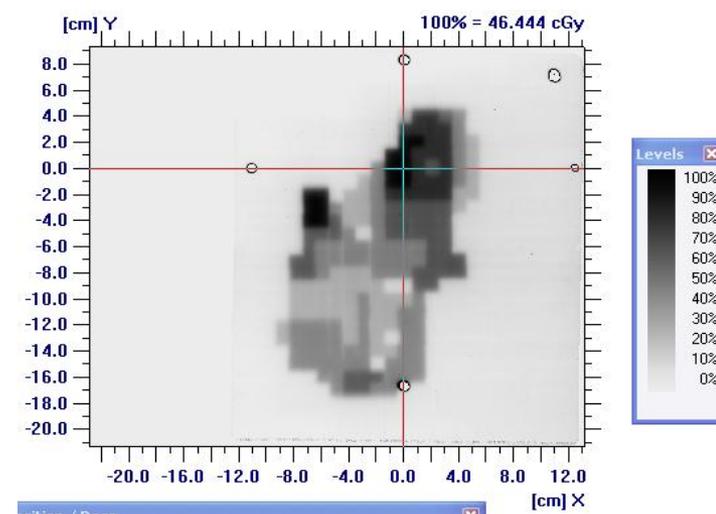
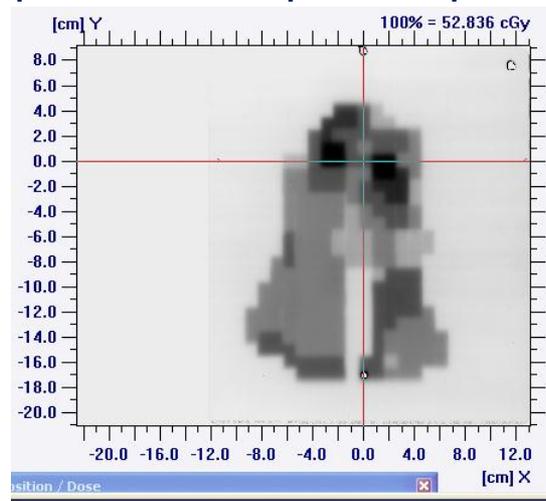
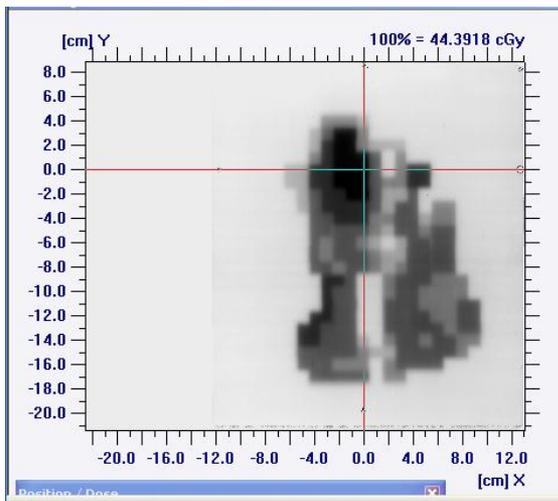
Profil de dose selon l'axe y



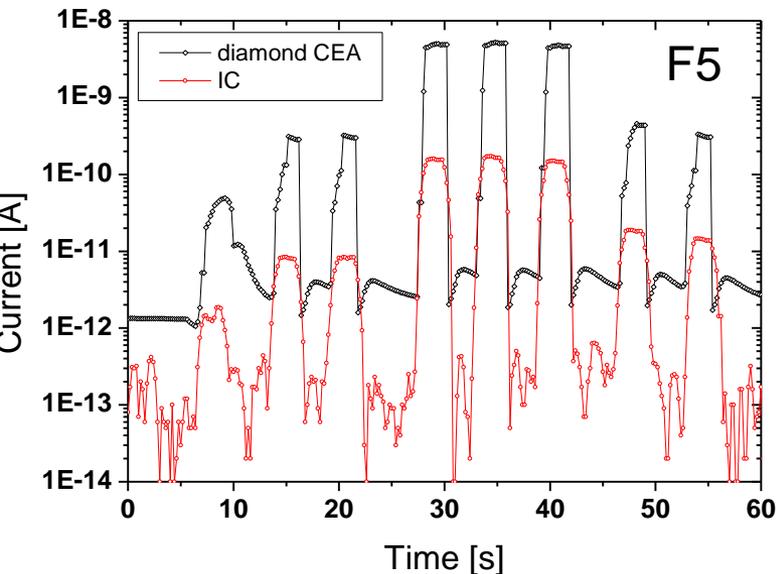
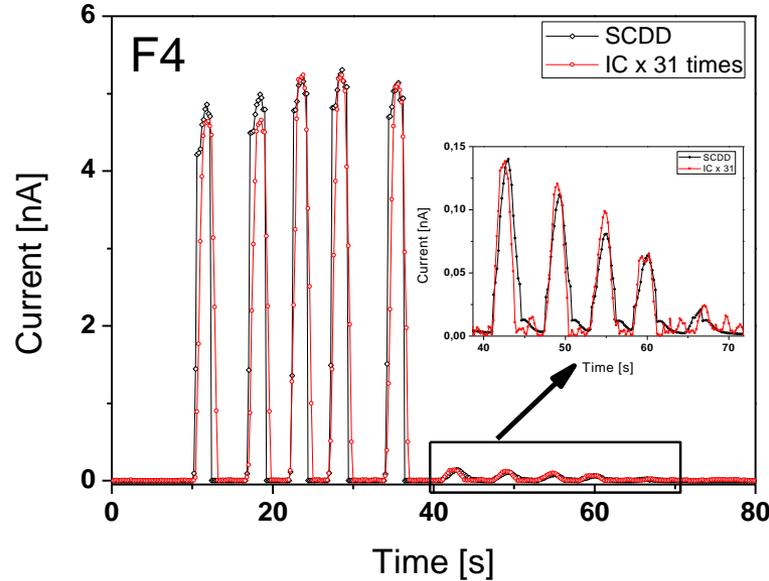
- Faisceaux RCMI d'un carcinome nasopharyngé
 - Distribution de dose calculé par le TPS dans un fantôme plat



- Mesure de dose par les films passifs pour les faisceaux F4, F5 et F7



- Mesure avec le SCDD-CEA



Faisceaux	Dose calculée par le TPS	Dose mesurée par le SCDD-CEA	Dose mesurée par la chambre Semiflex
F4	0,465	0,444	0,439
Déviations	–	2%	0,9%
F5	0,351	0,346	0,354
Déviations	–	1,4%	0,8%
F7	0,454	0,465	0,475
Déviations	–	2,5%	4,7%

- Résultats obtenus avec le SCDD-CEA en accord avec le TPS à 2,5 % près
- Avantage du petit volume de détection

BILAN

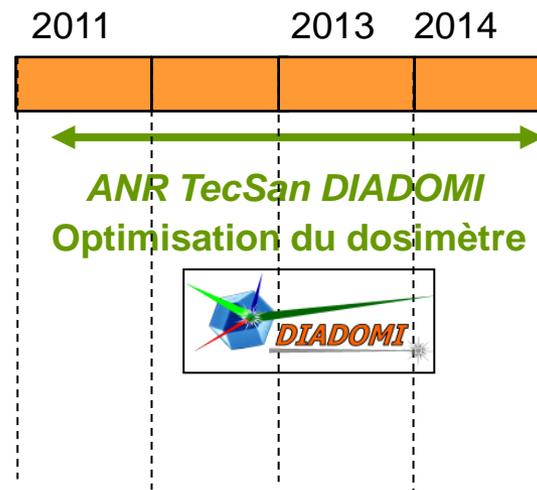
- **Evolution du dosimètre de 2004-2009**
 - Développement d'un premier prototype de dosimètre diamant issu du laboratoire
 - Supériorité par rapport au polycristallin, en conditions standards
 - Première mesure en RCMI

Journal of Applied Physics 103(5), p.054512 (2008)
Journal of Applied Physics, 106(8), 084509 (2009)
Diamond and Related Materials 19(7), 1012 (2010)

ETAT DE L'ART ET PERSPECTIVES POUR LA RADIOTHÉRAPIE

- **Différents types de dispositifs en diamant monocristallins**
 - A partir de diamant industriels (E6) ou de laboratoire (Tor Vergata ou autre..)
 - Variation de la sensibilité entre $150 \text{ nC.Gy}^{-1}.\text{mm}^{-3}$ et $520 \text{ nC.Gy}^{-1}.\text{mm}^{-3}$
 - Pré-irradiation nécessaire
 - Linéarité avec la dose toujours vérifiée, Variation avec le débit de dose
- **Actuellement**
 - Dispositif de laboratoire avec contact Schottky
S. Spadaro et al, Radiation Measurements, vol. 48, 1 (2013)
 - Dosimètre commercialisé par PTW, microDiamond 60019
W.U.Laub et al, Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol 15 (6), 92 (2014)

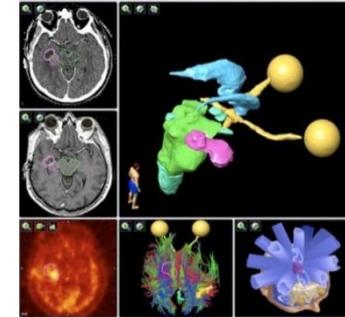
DISPOSITIF POUR LES MINI-FAISCEAUX



POURQUOI DÉVELOPPER UN DOSIMÈTRE POUR LES MINI-FAISCEAUX

- **Radiothérapie stéréotaxique**

- Complexification du traitement
- Faisceaux de petites dimensions (<3x3 cm²)
- Dose élevée (90Gy/séance; en RC 2Gy/séance)



- **Difficulté dans la mesure des données dosimétriques de l'accélérateur**

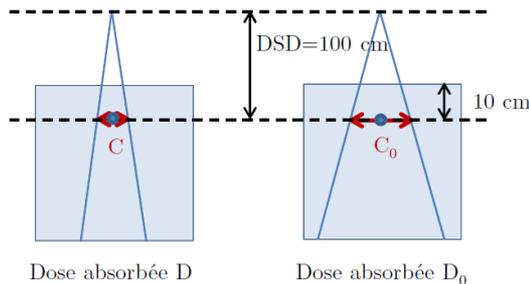
- Pour les mesures de FOC
- Pour les rendements
- Pour les profils



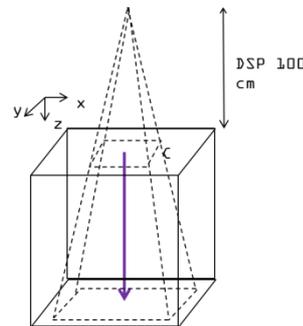
erreurs



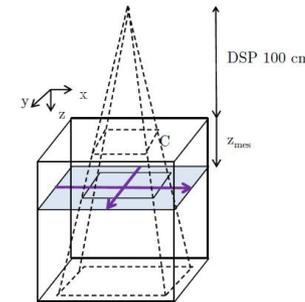
- Large volume de détection
- Non équivalence à l'eau



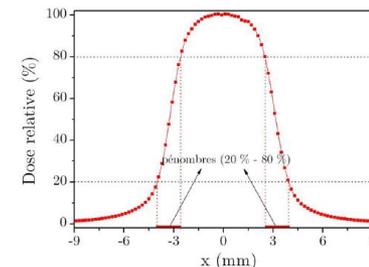
FOC



Rendement



Profil



POURQUOI DÉVELOPPER UN DOSIMÈTRE MINI-FAISCEAUX

- Les dosimètres utilisés

	Petit volume de détection	Equivalent-eau	Type de détecteur	Choix du détecteur de référence
Chambre d'ionisation (CI)	---	---	Actif	
Diode (60017 PTW)	+++	---	Actif	Mesure rendement et profil
TLD μLiF	+++	+++	Passif	Mesure de FOC
Film Gafchromic	+++	+++	Passif	

- Intérêt du diamant pour la réalisation d'un dosimètre mini-faisceaux

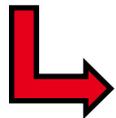
	Petit volume de détection	Equivalent-eau	Type de détecteur
Diamant	+++ Densité élevée : 10^{23} atomes/cm ³	+++ Z=6	Actif

COMMENT DÉVELOPPER UN DOSIMÈTRE MINI-FAISCEAUX

- **Cahier des charges du dosimètre**
 - Volume sensible : dimensions ≤ 1 mm dans toutes les directions
 - Diamant entouré de matériaux équivalent-eau
 - Câble parallèle à l'axe du faisceaux

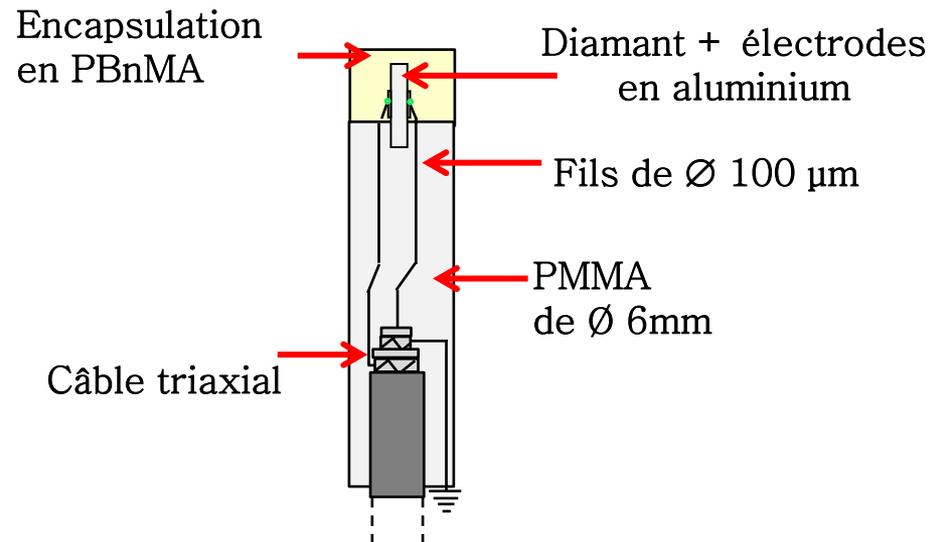
- **Design du prototype**

- Simulations MC
- Matériaux d'encapsulation
- Matériaux d'électrodes



Optimisation

- **Simulations et mesures**



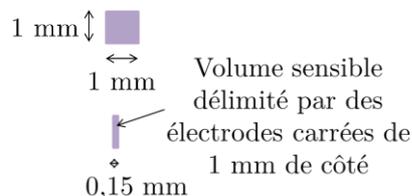
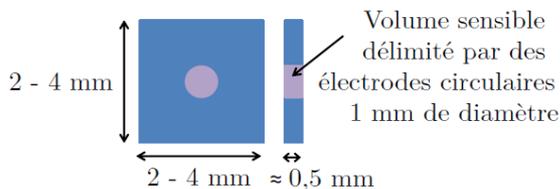
- Influence des dimensions du diamant
- Influence de la géométrie des électrodes
- Influence des dimensions de l'encapsulation

OPTIMISATION DU DOSIMÈTRE : DIMENSION DU DIAMANT

- Simulations MC, code PENELOPE

LM2S-CEA

- Différentes dimensions de diamant
- Contacts de 1 mm de diamètre ou côté



Densité élevée du diamant de 3,51

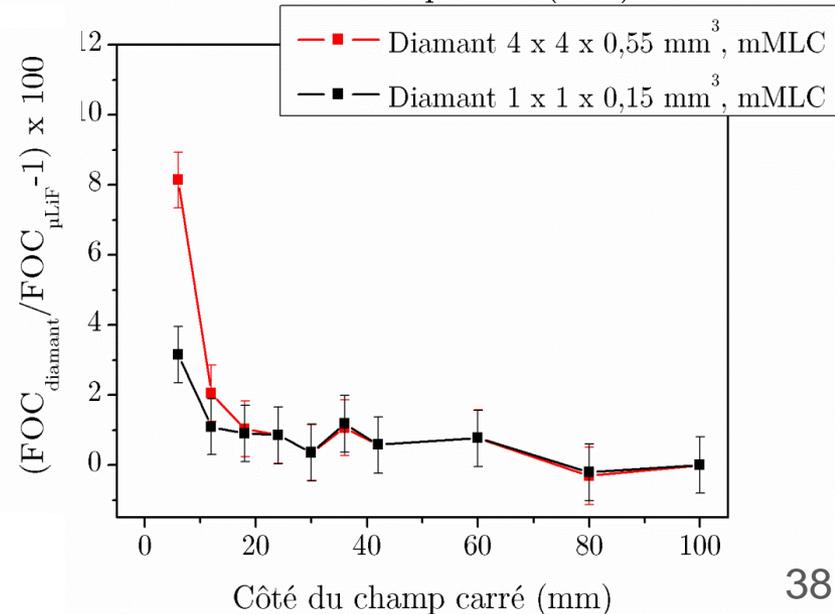
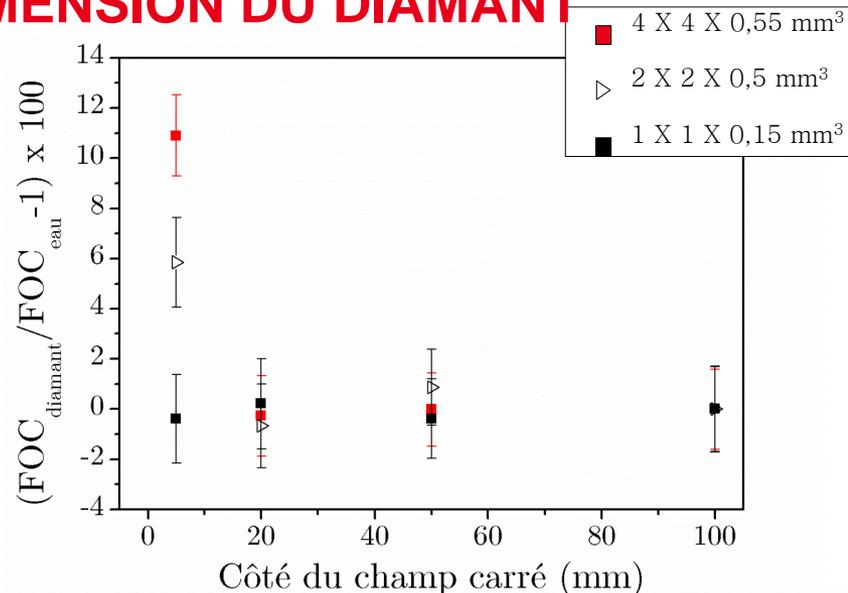


Surestimation du FOC mini-faisceaux

- Mesures

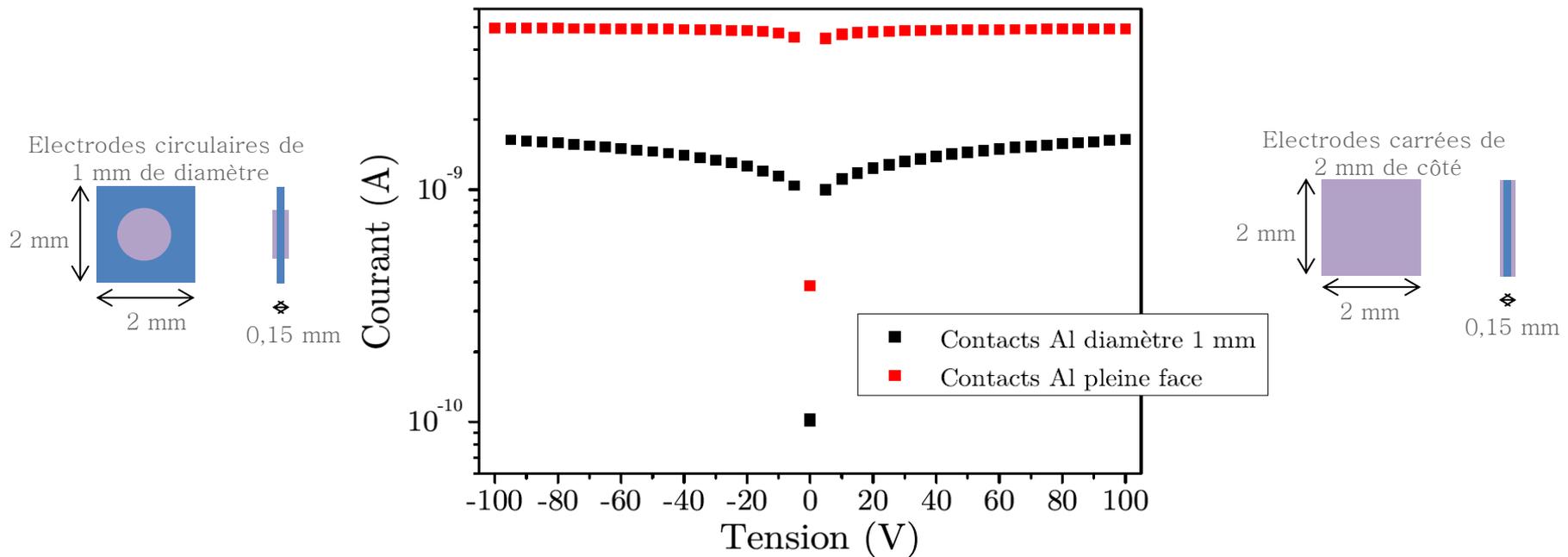


- Réduction des dimensions du diamant : réduction de l'erreur sur le FOC mesuré



OPTIMISATION DU DOSIMÈTRE : LES CONTACTS ÉLECTRIQUES

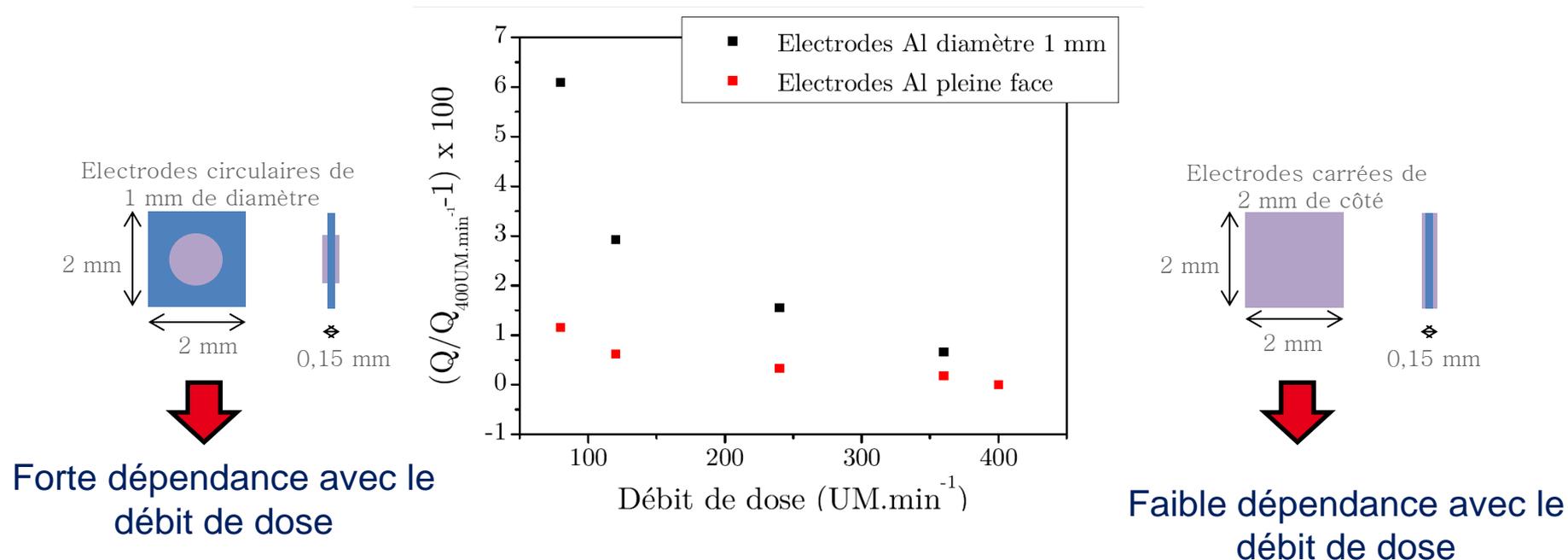
- Géométrie des électrodes



- Les électrodes pleine face permettent 100% de collecte de charge
- Polarisation du détecteur au-dessus de 20V

OPTIMISATION DU DOSIMÈTRE : LES CONTACTS ÉLECTRIQUES

- Influence sur le débit de dose

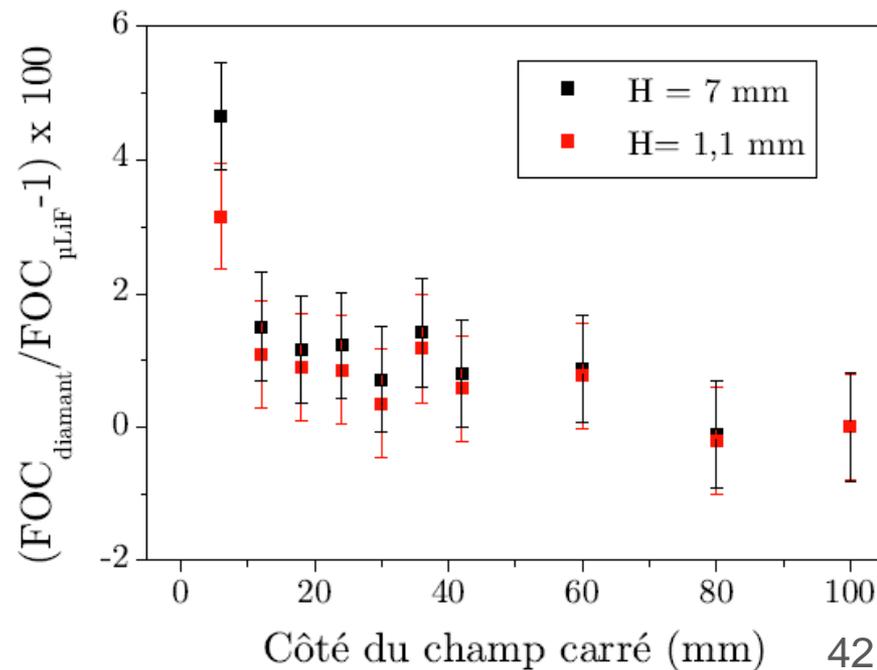
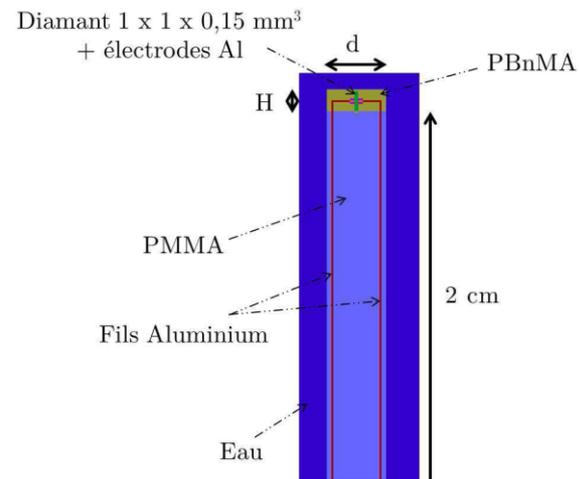
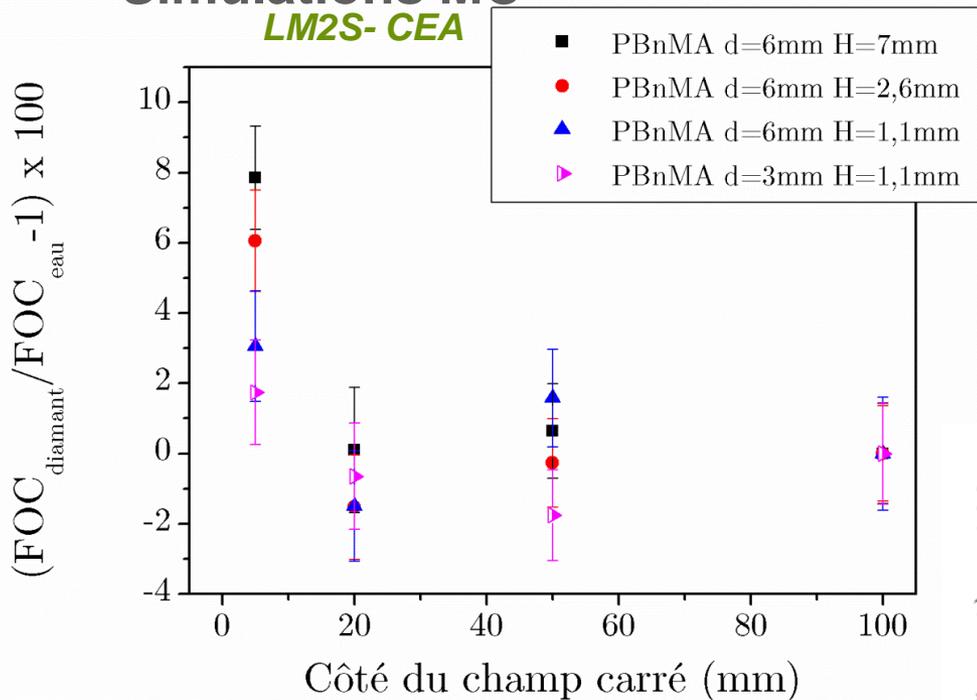


- Les électrodes pleines faces permettent de réduire la dépendance en débit de dose

OPTIMISATION DU DOSIMÈTRE : GÉOMÉTRIE COMPLÈTE

• Simulations MC

LM2S-CEA



• Mesures



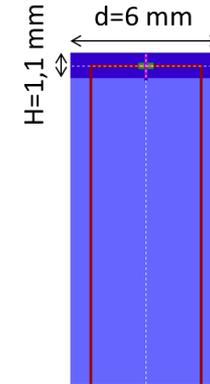
Réduction des dimensions de l'encapsulation



Réduction sur l'erreur des mesures de FOC

OPTIMISATION DU DOSIMÈTRE : RÉALISATION DU DISPOSITIF

- **Géométrie des électrodes**
 - Contact pleine face
- **Dimension du diamant**
 - Optimisée dans cette étude à $1 \times 1 \times 0,15 \text{ mm}^3$
- **Dimension de l'encapsulation**
 - Réduction au plus près du diamant



- Deux prototypes réalisés

- SCDDo-K : électrodes aluminium
- SCDDo-W : électrodes DLC



- Validés en conditions standards
- Tests en conditions stéréotaxiques



Sensibilité : 42.3 nC.Gy^{-1} ($>1 \text{ nC.Gy}^{-1}$)

Signal sur bruit : 1940 (1000)

Répétabilité : 0.06 % (0.5%)

Stabilité à moyen terme : 0.1% à 0.3%

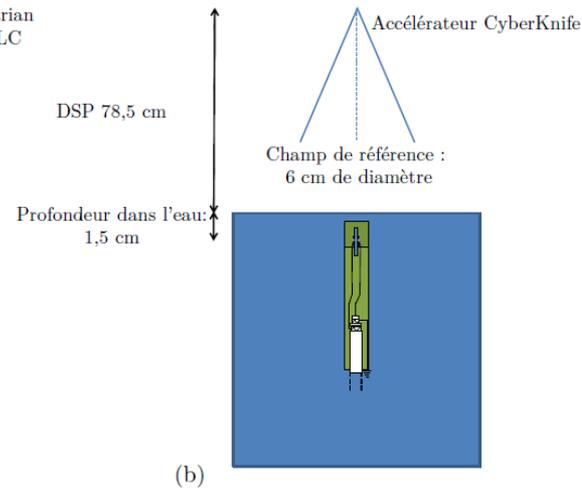
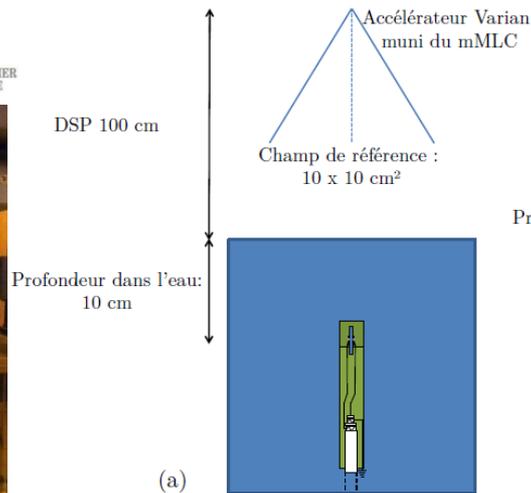
Linéarité avec la dose vérifiée

Dépendance avec le débit de dose $<1\%$

Dépendance avec l'énergie $\sim 1\%$

VALIDATION DU PROTOTYPE EN CONDITIONS STÉRÉOTAXIQUES

• Conditions expérimentales



- Varian 2100 C muni d'un mMLC, 6MV photons
- DSP=100 cm, 10 cm de profondeur
- Débit de dose $400 \text{ UM} \cdot \text{min}^{-1}$
- Plus petit champ $6 \times 6 \text{ mm}^2$

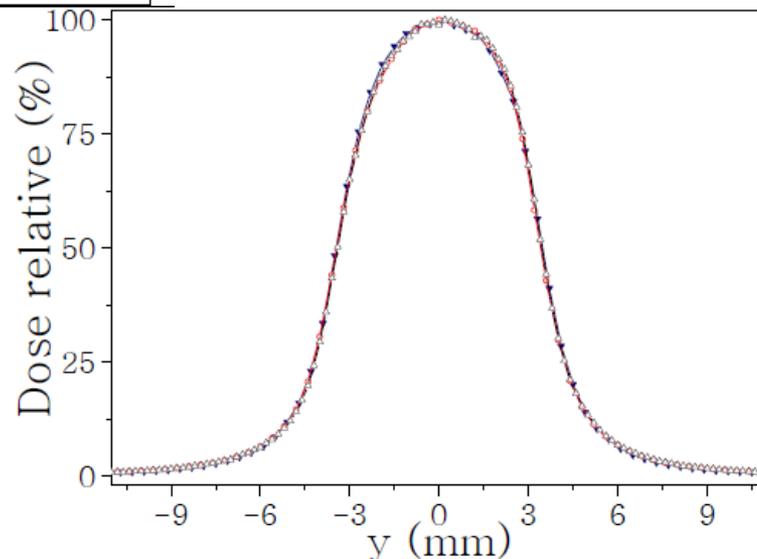
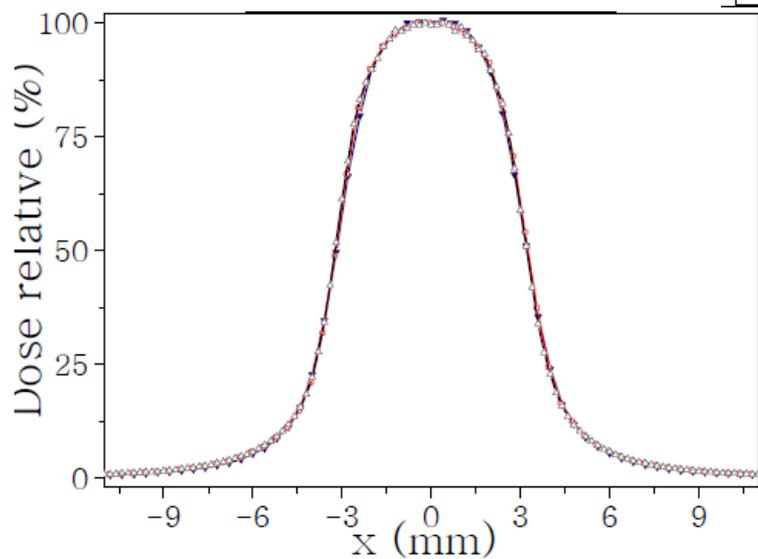
- Cyberknife, 6MV photons
- DSP=78.5 cm, 1.5 cm de profondeur
- Débit de dose $600 \text{ UM} \cdot \text{min}^{-1}$
- Plus petit champ 5 mm de diamètre

VALIDATION DU PROTOTYPE EN CONDITIONS STÉRÉOTAXIQUES

- Profils de dose



—●— Diode PTW 60017
—○— SCDDo-K
—◇— SCDDo-W

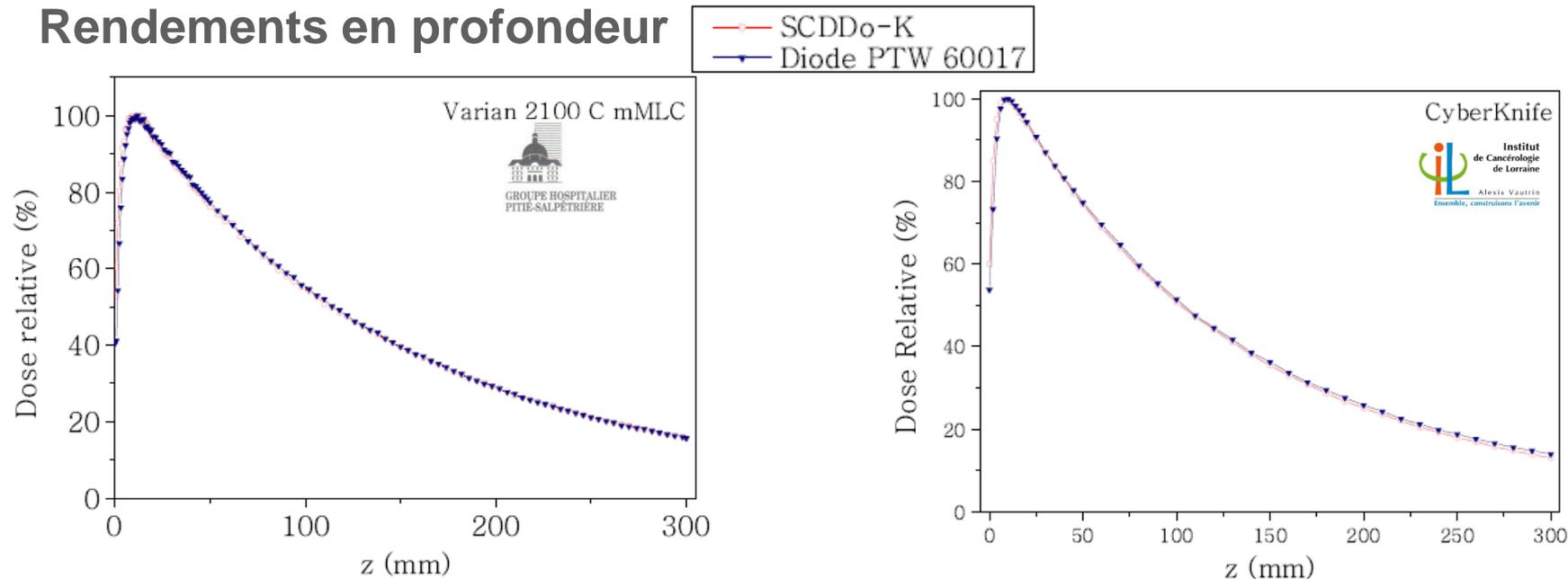


Pénombre 20 % - 80 % (mm)			
Profil x		Profil y	
Diode PTW 60017	SCDDo-K	Diode PTW 60017	SCDDo-K
1,79	1,69	1,96	1,96

→ Les profils mesurés avec les SCDDo et la diode de référence sont en accord

VALIDATION DU PROTOTYPE EN CONDITIONS STÉRÉOTAXIQUES

- Rendements en profondeur



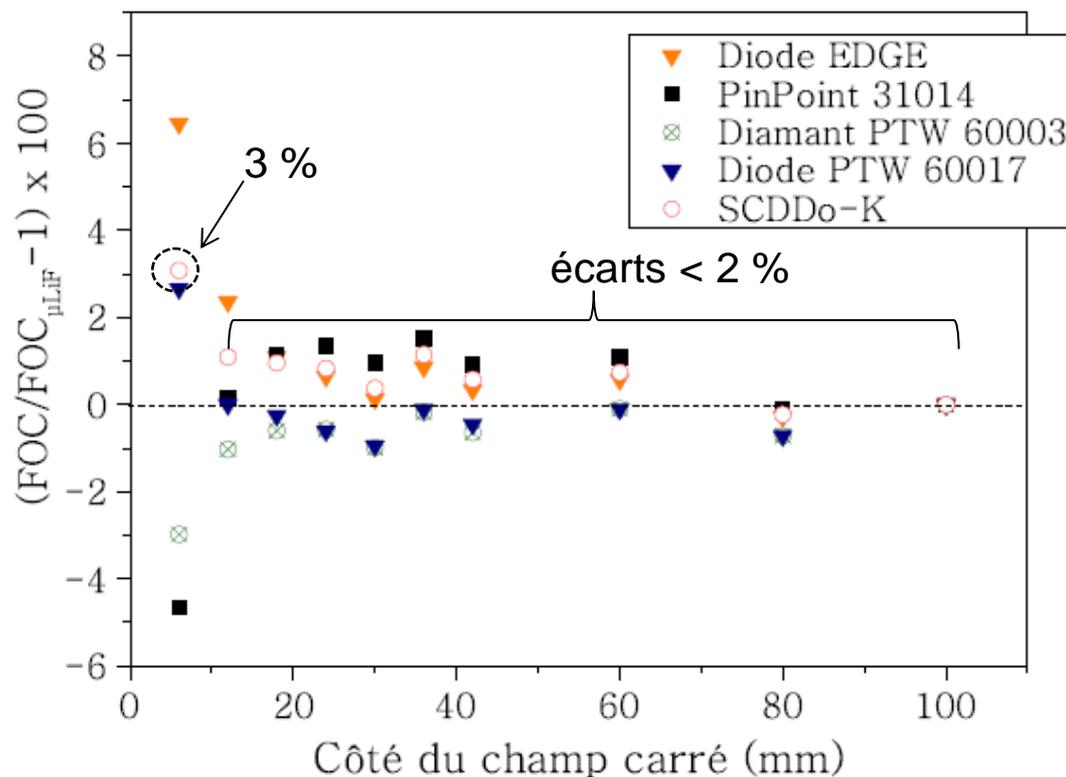
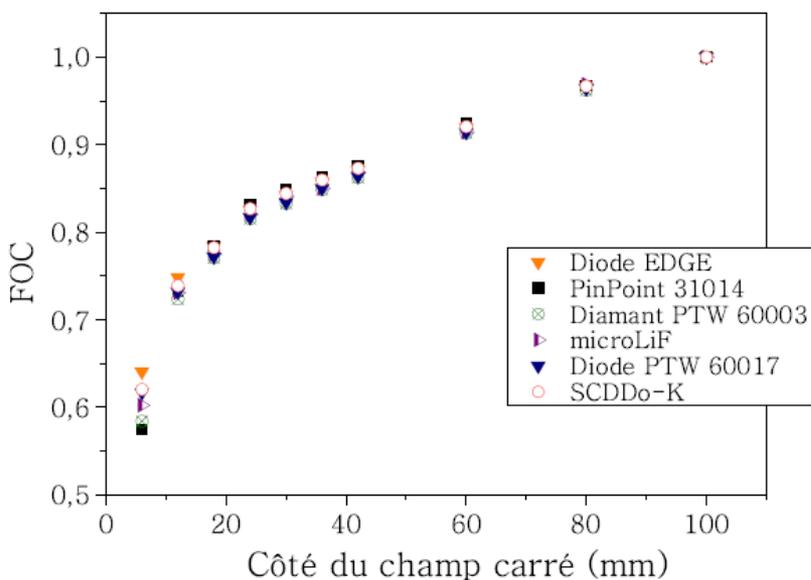
Dosimètre	mMLC		Cyberknife	
	D_e (%)	D_{20} (%)	D_e (%)	D_{20} (%)
Diode PTW 60017	40,5	29,1	53,8	25,8
SCDDo-K	52,8	29,5	60	25,3

→ SCDDo et la diode de référence en accord à 20 cm de profondeur.

→ Ecart de dose à l'entrée

VALIDATION DU PROTOTYPE EN CONDITIONS STÉRÉOTAXIQUES

Mesure de FOC



→ Pour toutes les tailles de champ écarts entre SCDDo et μLiF < 2 %

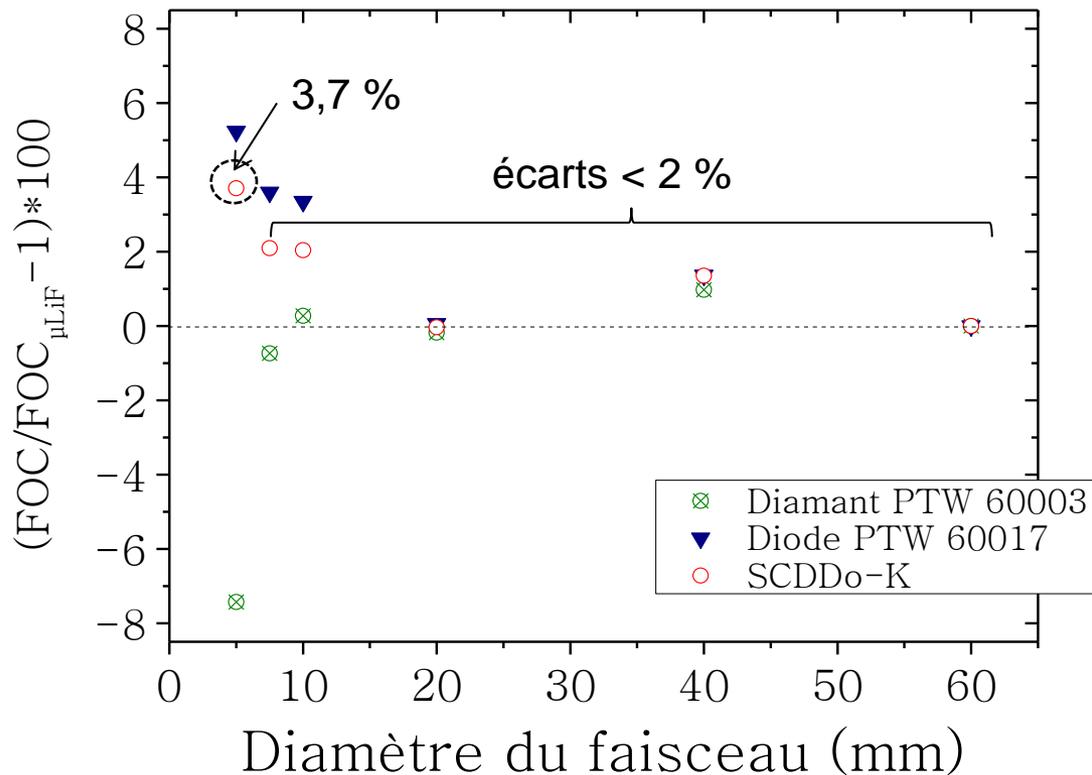
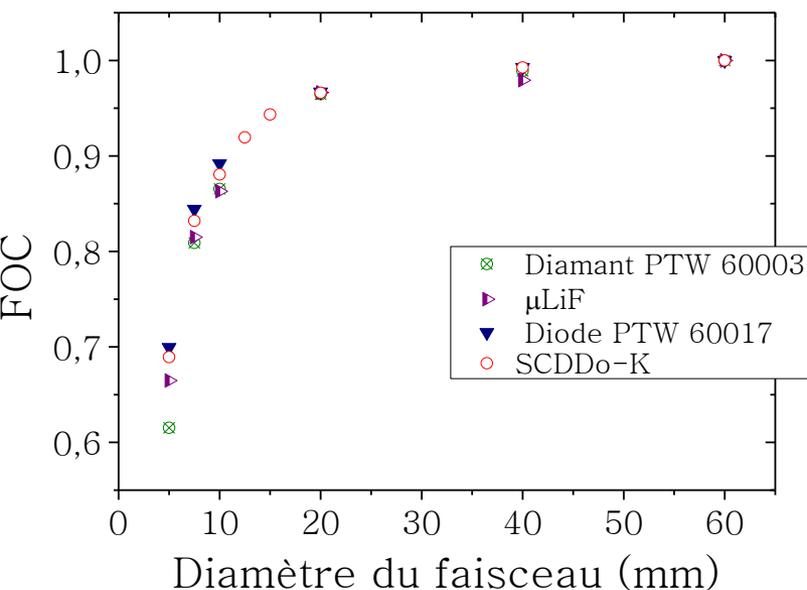
→ Pour le plus petit champ, écart entre SCDDo et μLiF : 3 %

→ SCDDo : résultats meilleurs que la diode EDGE et la PinPoint 31014.

→ Résultats équivalents à la diode PTW 60017

VALIDATION DU PROTOTYPE EN CLINIQUE : CONDITIONS STÉRÉOTAXIQUE

Mesure de FOC



→ Pour toutes les tailles de champ écarts entre SCDDo et μLiF < 2 %

→ Pour le plus petit champ, écart entre SCDDo et μLiF : 3,7 %

→ SCDDo : résultats meilleurs que la diode PTW 60017

surestimation du FOC, variation avec la profondeur de mesures : C. Bassinet et al., Medical Physics, vol. 40, p. 071725, July 2013.

BILAN SUR LE PROTOTYPE DE DOSIMÈTRE POUR LES MINI-FAISCEAUX

- Validation en conditions standards
- Mesures en conditions stéréotaxiques
 - Profils et rendements
 - FOC
 - Pour se rapprocher encore plus des dosimètres de références :
 - Réduction de la dimension du diamant
 - Diminution du diamètre de l'encapsulation et/ou modification des matériaux d'encapsulation
- Mesures à réaliser.. un jour?
 - Tenue dans le temps
 - Comparaison avec le microDiamond PTW 60019



A. Chalkey et al, British Journal of Radiology, vol 87 : 20130768 (2014)

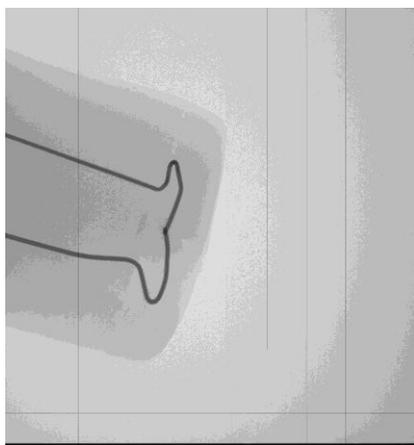
A. Ralston et al, Phys. Med. Biol. Vol 59, 5873 (2014)



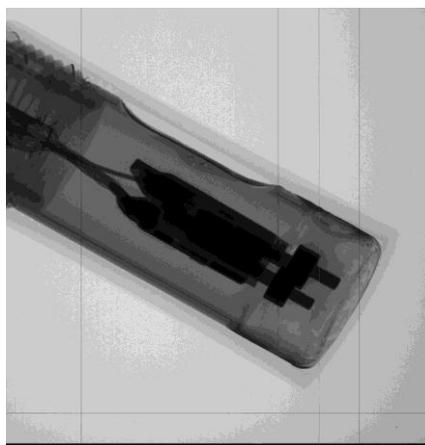
Disparités des résultats selon les auteurs et les machines

BILAN SUR LE PROTOTYPE DE DOSIMÈTRE POUR LES MINI-FAISCEAUX

- Avenir pour le dosimètre
 - Industrialisation du support



Diamant SCDDo



MicroDiamond 60019 PTW

Il faut respecter l'équivalence tissu dans un montage industriel

- Applications possibles pour le SCDDo
 - Mesure d'un faisceau de protons en mode PBS
 - Mesure en mode haut débit



Laboratoire Capteurs Diamants



Laboratoire National Henri Becquerel



Laboratoire de Modélisation et Simulation des Systèmes

Laboratoire Capteurs et Architecture Electronique



Remerciements

A tous mes collègues...

Le diamant pour la dosimétrie en radiothérapie

Séminaire IRFU
Dominique Tromson

17 mars 2015