

9.310.04.83.9  
CET-CONF-11689  
FR940/17K

## MODELISATION NUMERIQUE DU FONCTIONNEMENT D'UN COMPTEUR PROPORTIONNEL MULTICELLULAIRE DESTINE A LA DOSIMETRIE INDIVIDUELLE DES NEUTRONS

P.Séguir\*\*

J.M.Bordy\*, J. Barthe\* et B. Boutruche\*

\*\*Centre de Physique Atomique, Université P. Sabatier 118 route de Narbonne 31062 Toulouse

\* Commissariat à l'Energie Atomique IPSN DPHD SDOS / BP 6 92265 Fontenay-aux-Roses

### Introduction

Il n'existe pas de dosimètre électronique individuel commercialisé permettant d'évaluer, en temps réel, la dose et de l'équivalent de dose dus aux neutrons dans les champs mixtes. La raison de cette lacune provient principalement de ce que l'utilisation d'un compteur de faible dimension, nécessaire pour une utilisation en dosimétrie individuelle, se traduit généralement par une faible sensibilité.

Pour accroître cette sensibilité, il est nécessaire d'augmenter la surface d'échange entre le gaz et le matériau équivalent tissu dans lequel s'effectuent la conversion neutron-proton. Dans le prototype que nous avons réalisé, l'augmentation de cette surface est obtenue par le forage d'un ensemble de canaux cylindriques creusés dans le matériau équivalent tissu perpendiculairement au plan de la nappe de fil anodique (cf figure 1). Selon le diamètre des canaux et l'épaisseur de la paroi, l'accroissement de surface peut atteindre un facteur dix par rapport à un compteur orthocylindrique de même volume.

L'optimisation du fonctionnement de ce type de compteur revêt une très grande importance car l'utilisation en tant que dosimètre individuel impose des contraintes sévères tout particulièrement pour les tensions de polarisation et les dimensions maximales tolérables.

Dans ces conditions, une modélisation numérique du fonctionnement de ce détecteur constitue une aide capitale à la conception. Elle permet, en particulier, de déterminer rapidement l'influence de la modification des différentes grandeurs caractéristiques (nature et pression du gaz, taille des électrodes, dimensions des canaux, tensions de polarisation, etc..) sans avoir à construire de nouveaux prototypes.

L'objectif de cet exposé est de donner quelques-uns des résultats numériques obtenus avec un compteur multicellulaire à géométrie cylindrique (cf figure 2).

### Principe de la modélisation

La modélisation est basée, en premier lieu, sur la résolution numérique de l'équation de Laplace afin de déterminer la répartition spatiale du potentiel et des champs électriques longitudinaux et radiaux à l'intérieur du compteur. Cette première phase de la modélisation du détecteur permet

déjà de définir les configurations électriquement les plus favorables conduisant, pour une tension appliquée identique, au champ électrique le plus élevé dans la zone de multiplication ainsi que le plus régulier dans la zone de dérive. Le calcul effectué, tient compte de la géométrie réelle du détecteur. En particulier il tient compte non seulement de la présence de canaux à l'intérieur du plastique équivalent tissu, mais aussi de la présence des anneaux de garde (cf figure 2 et 3).

Au cours de la deuxième phase, on s'intéresse au mouvement des électrons à l'intérieur du détecteur depuis l'instant de leur création jusqu'à leur collection à l'anode. Pour cela, on résout numériquement les équations de continuité pour les électrons en tenant compte des conditions aux limites spécifiques à la géométrie considérée. Il est ainsi possible d'obtenir la variation spatio-temporelle des densités électroniques en tout point à l'intérieur du détecteur.

Il est également possible de déterminer avec précision la valeur de l'amplification du compteur. Celle-ci est ainsi définie comme le rapport du nombre d'électrons collectés à l'anode au nombre d'électrons thermalisés initialement créés à l'intérieur du compteur par le rayonnement ionisant.

La résolution des équations de continuité nécessite la connaissance d'un certain nombre de grandeurs macroscopiques. Celles-ci sont la vitesse de dérive, les coefficients de diffusion ainsi que le coefficient d'ionisation. Ces grandeurs sont calculées au préalable par résolution numérique de l'équation de Boltzmann. Si les sections efficaces de collision électron-molécule sont connues pour un gaz donné, il est possible de calculer les grandeurs macroscopiques pour ce gaz ou pour différents mélanges contenant ce gaz. Les résultats présentés par la suite correspondent au méthane pur.

## Résultats obtenus

Nous ne présentons ici que les principaux enseignements fournis par les calculs ; pour cela les paramètres géométriques et électriques ont été choisis de telle sorte qu'ils correspondent le plus possible à la réalité expérimentale. Le potentiel appliqué à l'anneau de garde est identique à celui de l'anode soit, 600 V. Le rayon de l'anode est de 25  $\mu\text{m}$ . La distance entre les diffuseurs et l'anode est de 3 mm, la longueur des canaux de 10 mm, leur diamètre de 4 mm. La variation du potentiel dans le diffuseur selon une génératrice du cylindre est linéaire. Nous avons fait ce choix par analogie avec le compteur plan de la figure 1, les résultats seront représentatifs de ce dernier car le champ électrique autour du fil anodique présente une symétrie cylindrique.

La visualisation en trois dimensions du champ électrique (cf figure 4) a mis en évidence sa variation le long de l'anode. Ce phénomène, lié à la présence des canaux, augmente à mesure que la distance qui sépare l'anode des diffuseurs diminue.

Après avoir calculé la distribution du champ électrique, nous avons injecté les électrons thermalisés à différents endroits du compteur.

Nous avons, dans un premier temps, comparé l'amplification dans les différents canaux. L'amplification est normalisée par rapport à la valeur la plus élevée rencontrée. Les canaux sont numérotés dans l'ordre croissant en partant du plus proche de l'anneau de garde.

Position des électrons dans le canal	0,5 à 0,6 cm	0,6 à 0,7 cm
Numéro du canal		
1	0,08	0,02
2	0,94	0,94
3	0,99	0,99
4	1,00	1,00

Le premier canal est inopérant car les électrons sont principalement collectés sur l'anneau de garde avant d'atteindre l'anode, par contre la différence entre les trois autres canaux est acceptable compte tenu de l'utilisation du capteur en radioprotection et de la précision du calcul. En effet cette dernière est liée, entre autre, au nombre de points utilisés pour la discrétisation du domaine de calcul ; dans notre cas, elle est voisine de 2%.

Lors de la seconde étape, nous avons injecté les électrons à différentes positions dans le canal numéro 3. Dans le plan du domaine de calcul, les électrons "sources" sont compris dans un parallélépipède de 0,02 cm de long sur 0,01 cm de large. Leur point de départ varie de 0,1 cm à 0,8 cm de distance par rapport à l'anode. L'amplification est normalisée par rapport à la valeur la plus élevée qui a été obtenue.

Position départ (cm)	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8
Amplification	0,91	1,00	0,91	0,62	0,69	0,71	0,71	0,71

La différence entre les positions 0,1 et 0,2 cm est due au fait que la zone de multiplication s'étend au delà de 0,1 cm. La diminution à 0,4 cm est imputable à une variation localisée du champ électrique à la sortie du canal faisant dériver les électrons vers ses parois où ils sont absorbés.

Enfin nous avons visualisé le déplacement des électrons vers l'anode entre  $10^{-9}$  et  $5 \cdot 10^{-8}$  seconde après leur injection (cf figure 5) Au début les électrons sont placés dans un parallélépipède identique à celui décrit au paragraphe précédent. Ils sont positionnés dans le troisième canal à 0,7 cm de l'anode. Nous observons que le nuage d'électrons se scinde en deux à la sortie du canal. Ce phénomène est lié à la variation du champ électrique le long de l'anode, celui-ci étant plus intense à l'aplomb des diffuseurs, les électrons quittent l'axe du canal.

## Conclusion

Un prototype du CPET multicellulaire de dimensions réduites ( $10 \times 3 \times 5 \text{ cm}^3$ ) ne comportant pas d'anneau de garde fonctionne. L'obtention de spectres microdosimétriques (cf figure 6) à partir de faisceaux de neutrons a permis de valider expérimentalement les principes de conception et de fonctionnement de l'appareil.

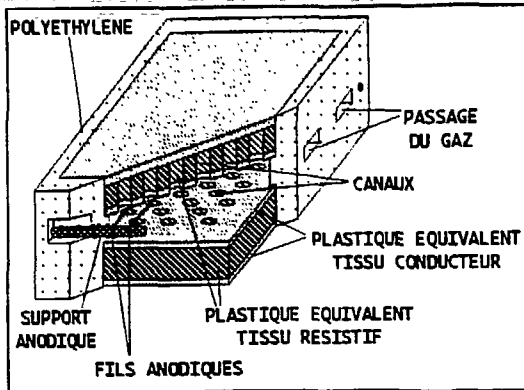


Figure 1 : Compteur proportionnel équivalent tissu multicellulaire à géométrie plane.

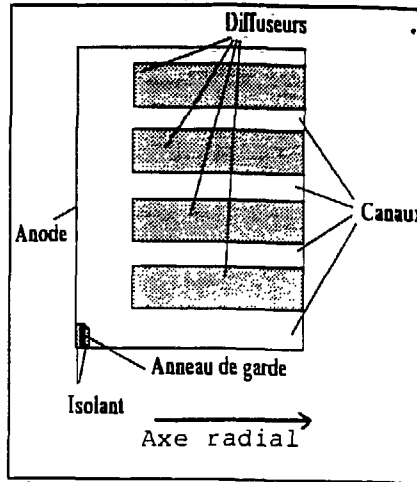


Figure 3 : Domaine de calcul (quart de plan transversal passant par l'axe de l'anode)

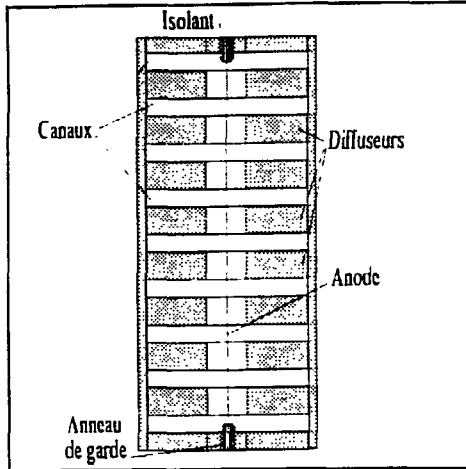


Figure 2 : Coupe transversale du compteur cylindrique.

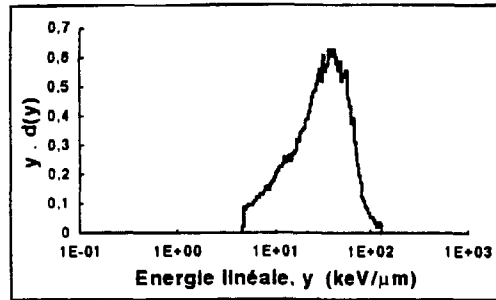


Figure 6 : Spectre microdosimétrique obtenu dans un faisceau de neutrons de 1,2 Mev.

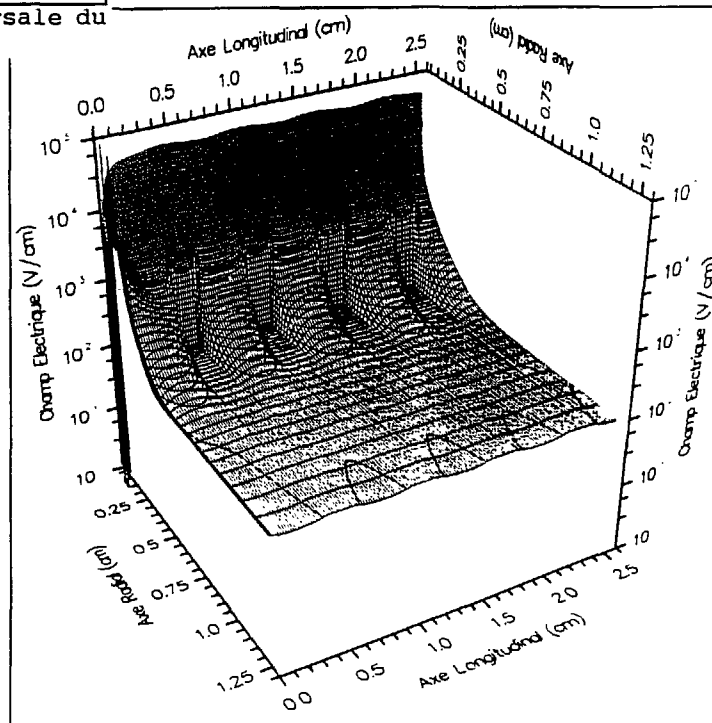


Figure 4 : Représentation du champ électrique (domaine de calcul de la figure 3).

Figure 5

Evolution de la densité électronique après  $10^{-9}$ s (A),  
 $3,5 \cdot 10^{-8}$ s (B),  $5 \cdot 10^{-8}$ s (C).

