

Réalisation d'une chambre à ionisation pour mesure de dose de rayons X mous

J.-M Friedt, 15 février 2005

1 Géométrie du générateur à rayons X et de la chambre à ionisation

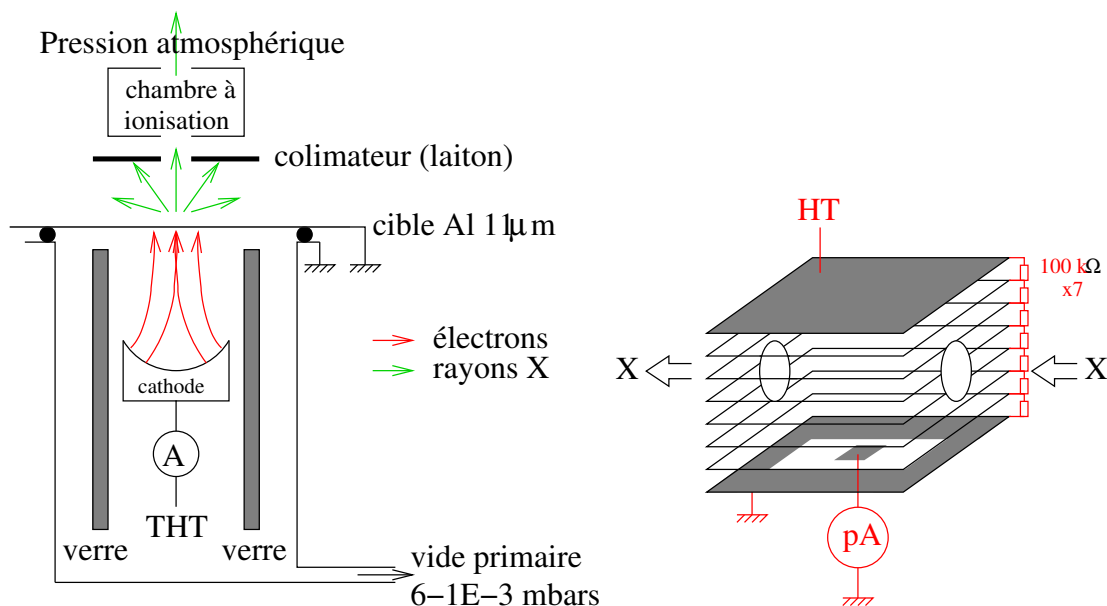


FIG. 1 – Gauche : schéma de principe du générateur à rayons X à cathode froide. Une alimentation THT ($0 - -12.5 \text{ kV}$) polarise une cathode placée dans une enceinte à $1-6.10^{-2}$ mbars pour former un plasma. Les électrons projetés contre une fine feuille d'Al génèrent par rayonnement de freinage des rayons X. Les paramètres mesurés sont la pression, la tension de polarisation de la cathode et le courant circulant dans la cathode (i.e courant débité par l'alimentation THT. Droite : schéma de principe de la chambre à ionisation.

Les dimensions de la chambre sont déterminées par le libre parcours moyen des électrons issus de l'ionisation des molécules de l'air par le rayonnement ionisant incident. Dans notre cas la THT polarisant la cathode est limitée à 10 kV , soit des rayons X d'énergie maximale 10 keV . En supposant que toute l'énergie de ce photon est transférée à l'électron issu de l'ionisation, le libre parcours moyen maximum d'électrons d'énergie maximum 10 keV dans l'air est 1.2 mm ¹. Ainsi une chambre à ionisation avec une électrode collectrice d'au moins $5 \times 5 \text{ mm}^2$ (dimensions minimales réalisables) sera utilisable dans la gamme d'énergies qui nous intéresse ($0-10 \text{ keV}$).

La chambre à ionisation est formée de 6 éléments de circuit imprimé FR4 sur lesquels ont été gravés les motifs définissant le volume de mesure (en bas au milieu, électrode centrale connectée au pico-ampéremètre Keithley 485), l'électrode de polarisation (en haut au milieu, connectée à un générateur haute-tension) et sur les bords les plaques successives permettant de définir un gradient de potentiels constant (ie un champ électrique uniforme) par l'ajout de résistances CMS de $100 \text{ k}\Omega$ entre les lignes successives (circuit en bas à gauche). Ces 6 éléments sont découpés, collés à la colle cyanolite puis les éléments adjacents sont soudés au fer à composants CMS (panne fine et longue).

¹d'après la relation expérimentale $\text{parcours} = 0.412 \times E^n / \rho_0$ avec $n = 1.265 - 0.0954 \times \ln(E)$, E l'énergie de l'électron et ρ la densité de l'air

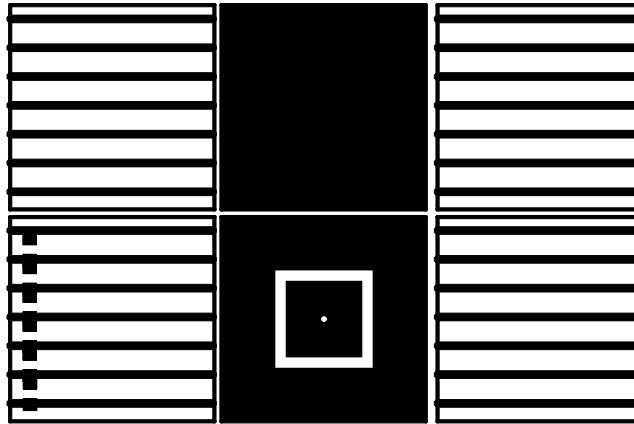
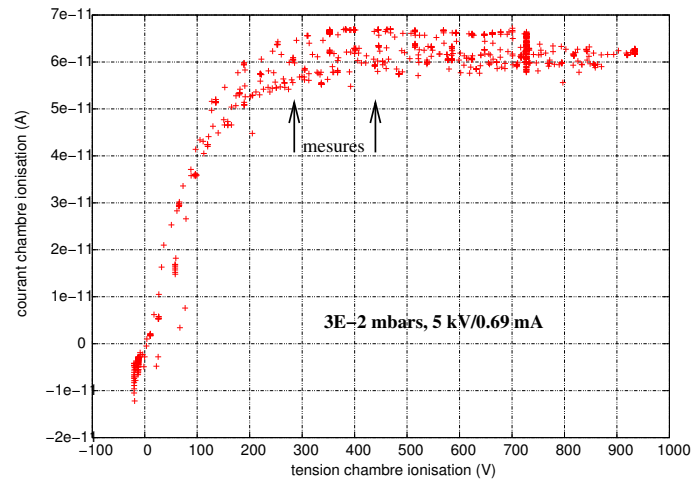


FIG. 2 – Circuit imprimé utilisé pour la réalisation de la chambre à ionisation (FR4 présensibilisé résine positive).

Les cotés de la chambre résultante sont de 27 mm. Deux trous de surface 1 cm² sont finalement percés dans les bords latéraux pour permettre l'entrée et la sortie des rayonnements ionisants.

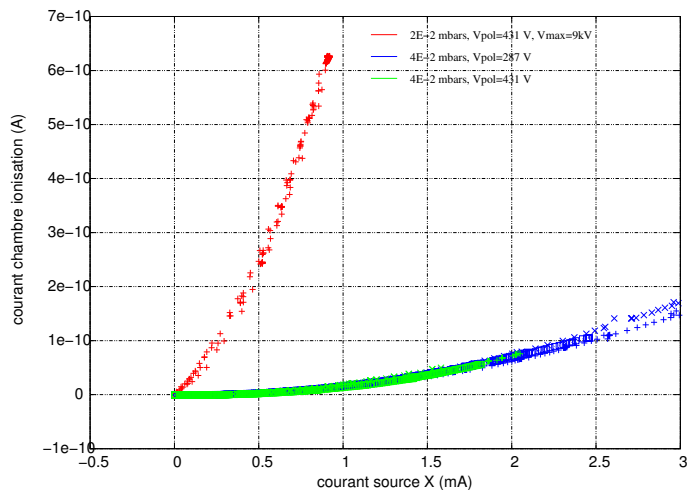
2 Courant issu de la chambre à ionisation en fonction du potentiel appliqué à la chambre



On constate que pour un débit de dose maintenu constant (courant/tension/pression du générateur à rayons X maintenus constants) on a un signal reproductible de la chambre à ionisation qui sature pour une tension de polarisation mesurée autour de 300 V². Nous travaillerons désormais au-delà de ce potentiel de polarisation.

²G.F. Knoll, *Radiation detection and measurement*, John Wiley & Sons (2000) 3rd Ed., p.134

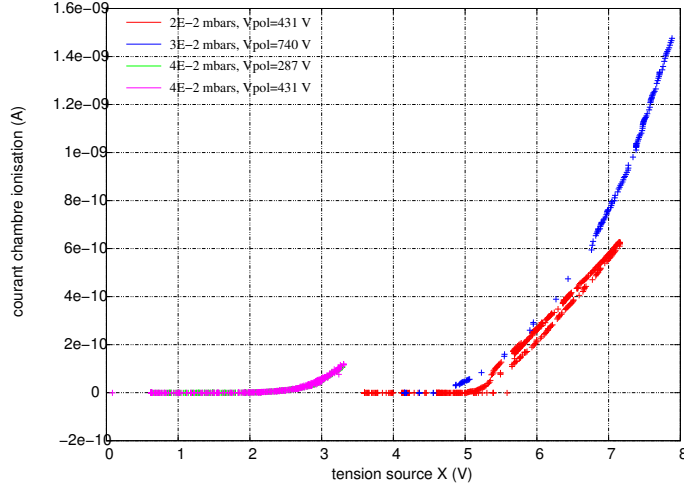
3 Courant issu de la chambre à ionisation en fonction du courant appliqué au générateur de rayons X



En maintenant la pression d'air dans le générateur à rayons X constant (entre 2 et 5.10^{-2} mbars), le courant circulant entre la cathode et la cible varie en faisant varier le potentiel appliqué à la cathode. Plusieurs phénomènes couplés apparaissent :

- le signal issu de la chambre à ionisation est bijectif avec le courant circulant dans le générateur à rayons X. Comme vu précédemment, tout potentiel de polarisation de la chambre à ionisation supérieur à environ 300 V permet d'obtenir une réponse indépendante de cette polarisation.
- à basse pression d'air dans le générateur de rayons X, le potentiel appliqué à la cathode pour atteindre un même courant entre la cathode et la cible du générateur est plus important (impédance du gaz plus élevée). Le courant issu de la chambre à ionisation dans le cas d'une *basse* pression dans le générateur est important car les rayons X, plus énergétiques, sont moins absorbés par l'air.
- il n'est pas clair d'après ce graphique si l'augmentation du courant issu de la chambre d'ionisation avec le courant provient de l'énergie croissante des rayons X (potentiel de la cathode croissant) qui sont donc moins absorbés par l'air, ou s'il s'agit réellement d'une augmentation de la dose générée.

4 Courant issu de la chambre à ionisation en fonction du potentiel appliqué au générateur de rayons X



Mise en évidence de l'effet de la pression sur le potentiel nécessaire à appliquer à la cathode pour atteindre un courant cathode-cible donné. À pression élevée (4.10^{-2} mbars) le seuil de potentiel de cathode permettant de générer un flux de rayons X décelable est 2 kV. Dans ces conditions, les rayons X sont peu énergétiques et nous sommes limités par le courant maximum que peut débiter l'alimentation haute-tension (10 mA).

À basse pression (2.10^{-2} mbars), le seuil de tension est plus élevé (5 kV) ce qui se traduit, à courant cathode-cible plus faible, par la génération de rayons X plus énergétiques (jusqu'à 9 kV ici soit un pic de Brehmstrahlung autour de 8 keV) qui induisent une réponse importante de la chambre à ionisation.

5 Calcul de la dose

Dans la gamme d'énergie qui nous intéresse le KERMA K est égal à la dose.

$$K \simeq \frac{Q}{V \times \rho_0} \times \frac{W_{air}}{e}$$

avec

Q le nombre de charges collectées

$V \times \rho_0$ la masse d'air dans le volume de mesure. Dans notre cas $V = 1 \text{ cm}^3$ et $\rho_0 = 1.2 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$

$\frac{W_{air}}{e} = 33.8 \text{ eV}$ est l'énergie moyenne nécessaire à produire une paire d'ions dans l'air.

La conversion d'un courant (A) en charges par unité de temps (C/s) se fait par le facteur de proportionnalité 6.25×10^{18} ($=1/e$ charge de l'électron). On observe un courant de l'ordre de 100 pA soit une dose de l'ordre de $3 \times 10^{-3} \text{ Gy/s}$.

Un point fondamental de l'estimation de la dose de rayons X disponibles en sortie de la chambre à ionisation est l'atténuation du rayonnement par l'air de la chambre. À 1.5 keV, le coefficient massique μ/ρ d'atténuation des rayons X dans l'air est de $1191 \text{ cm}^2/\text{g}$, $162.5 \text{ cm}^2/\text{g}$ à 3 keV et $23.4 \text{ cm}^2/\text{g}$ à 6 keV. On constate donc que pour notre chambre à ionisation qui se trouve entre 2.5 et 3.5 cm de la source émettrice des rayonnements, seuls une fraction de 1/36 de la dose issue de la cible entre (2.5 cm) dans la chambre à ionisation et 1/152 de la dose issue de la cible sort (3.5 cm) de la chambre à ionisation pour un rayonnement incident de 1.5 keV (raie K_α de Al). La proportion devient plus raisonnable pour un rayonnement à 6 keV : seuls 7 et 10% de la dose incidente sont perdus sur le parcours dans la chambre à ionisation.