

Générateur X-rad 320

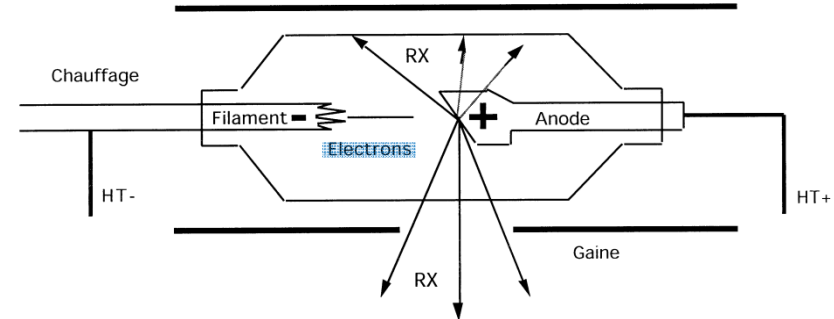
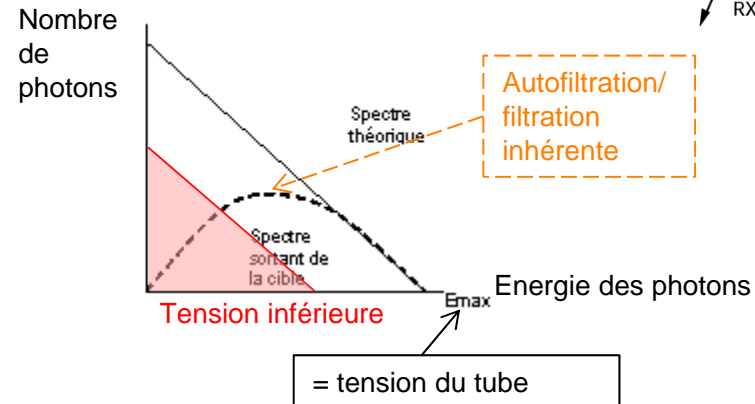
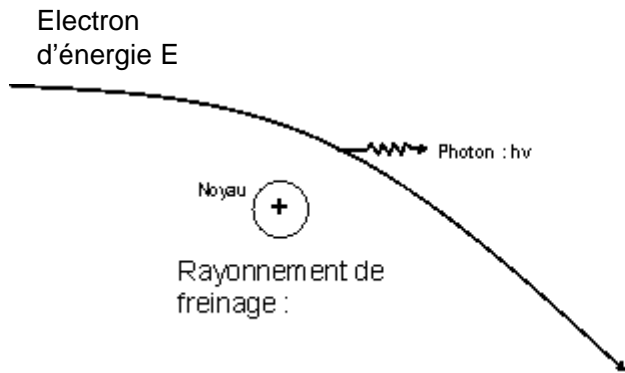
Institut Curie-Recherche ORSAY

1. **Qualification des faisceaux**
2. Configurations spécifiques Recherche
3. Mesures de recette

A. Indice de qualité

1. Qualification des faisceaux

■ Fonctionnement d'un tube à RX :

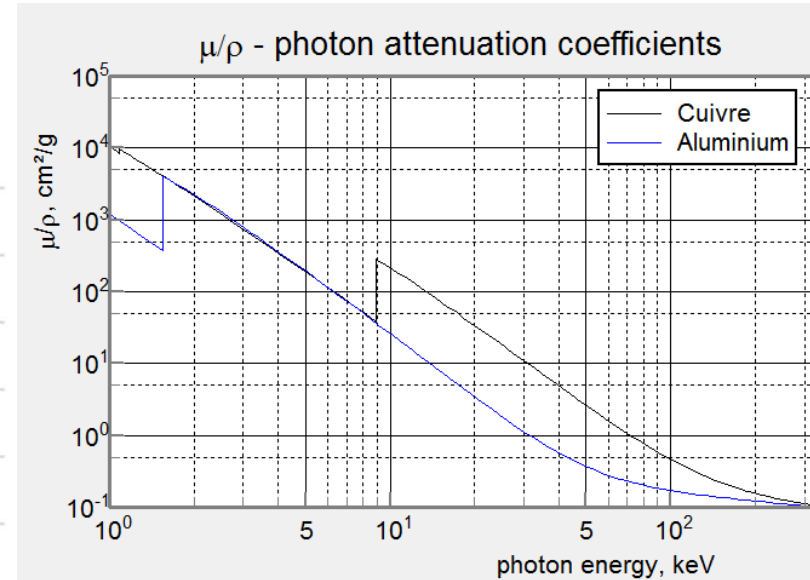
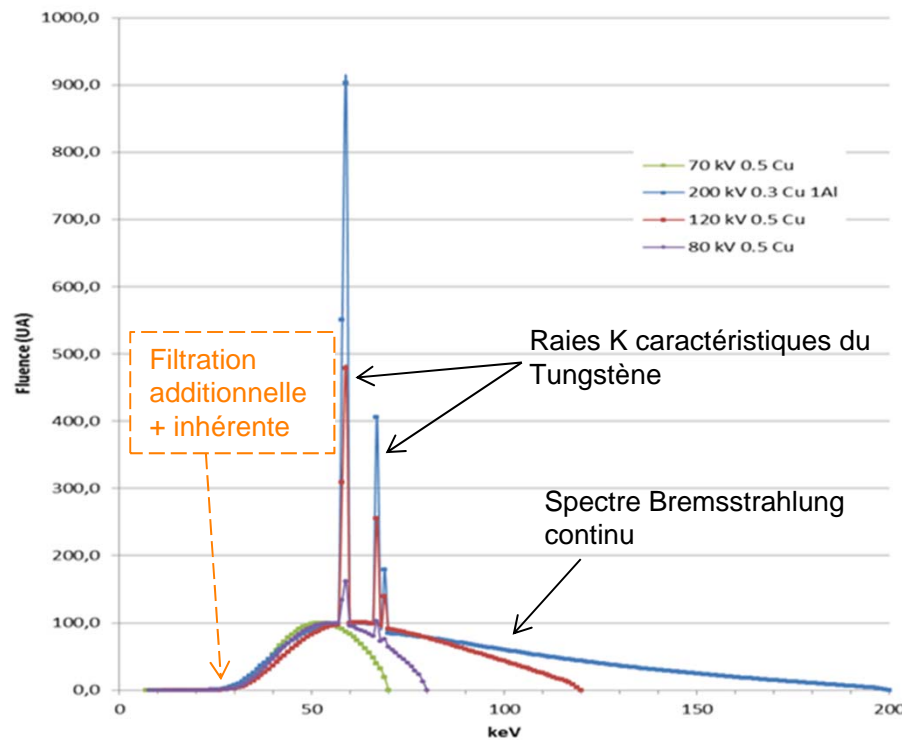


- Tension [kV] = Energie des électrons [keV]
Diviser la Tension par 2 → Diviser le débit par 4
→ Changer le spectre du rayonnement
- Intensité [mA] = $6,24 \cdot 10^{15}$ électrons/sec \propto nb photons/sec
Diviser la Tension par 2 → Diviser le débit par 2
→ Ne change pas le spectre du rayonnement

A. Indice de qualité

1. Qualification des faisceaux

■ Filtration additionnelle :



Effet de la filtration :

- + la filtration est importante
- + l'énergie moyenne est élevée
- le débit de dose est grand

→ 1 faisceau = 1 combinaison Tension/Filtration
→ Indice de qualité du spectre

A. Indice de qualité

1. Qualification des faisceaux

Couche de Demi-Atténuation (CDA)

Cu ou Al (purs à 99,9%)

- Energie effective du faisceau

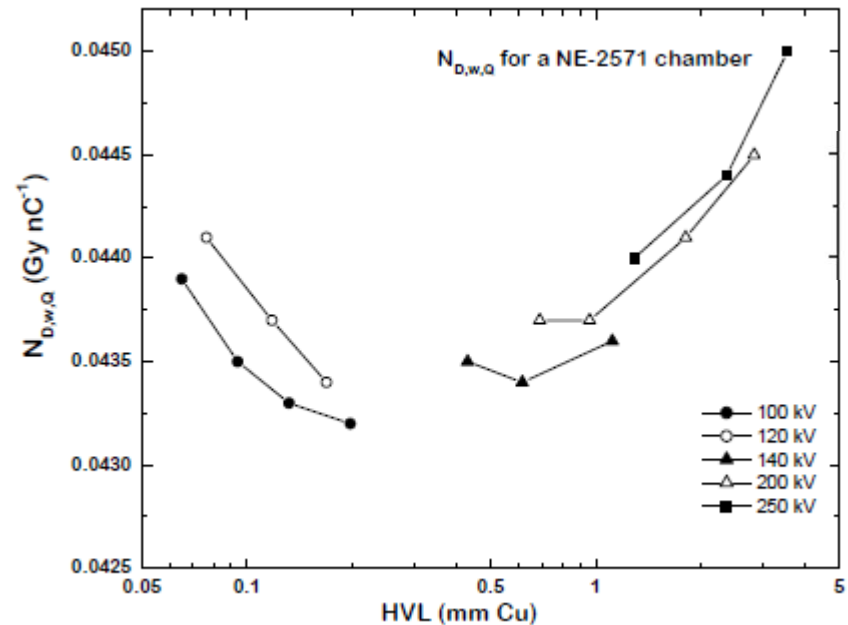
$$\frac{I}{I_0} = \frac{1}{2} = e^{-\mu_{eff} \times CDA} \quad \mu_{eff}(\text{Cu}) \rightarrow E_{eff} \text{ (logiciel Xmudat)}$$

- Stabilité dans le temps du spectre énergétique du faisceau.
- Coefficients de correction de la mesure à la chambre d'ionisation.

Mesures complémentaires : 2^{ème} CDA, indice de qualité dans l'eau, plus robuste : équivalent du TPR_{10}^{20} (PDD_2^5 ?)

Protocole AAPM TG61

(adapté aux dimensions de la cabine)



Tension	Filtration additionnelle	CDA	Energie moyenne
200 kV	1 mm Al + 0.3 mm Cu	1 mm Cu	80 keV
320 kV	1.5 mm Al + 0.25 mm Cu + 0.75 mm Sn	3.9 mm Cu	160 keV

B. Débit de dose de référence

1. Qualification des faisceaux

- **But :**
 - Stabilité du débit de dose dans le temps
 - Calibration de dosimètres secondaires (films, ...)
 - Inter-comparaison centre à centre
- **Matériel de la plate-forme RadExp :**
 - Chambre d'ionisation cylindrique Semiflex 31013 (0,3 cm³) [1]
 - Chambre d'ionisation à bords parallèles PTW 23342 (0,02 cm³) [2]
 - Soft X-Ray Slab Phantom (PMMA) [3] et plaques de PMMA supports de chambre plein champ
 - Electromètre Unidos E



B. Débit de dose de référence

1. Qualification des faisceaux

▪ Basses énergies (≈ 100 kV, CDA ≈ 3 mm Al) :

Dose à la surface, pas ou peu de build-up ($\approx 0,1$ mm à 100 kV, cf Table 8.1 TRS398, à inclure lors de la calibration de la chambre)

Chambre d'ionisation à plaques parallèles (Table.I TRS277)

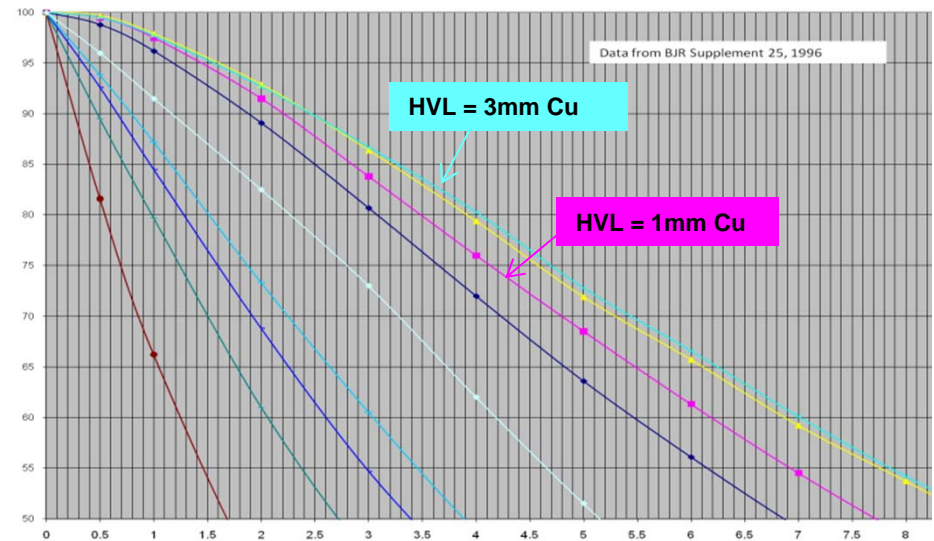
- Calibration de la chambre en Kerma dans l'air + Dosimétrie de référence dans l'air + facteur de rétrodiffusion pour avoir la dose à la surface (TG61, TRS277)
- Calibration de la chambre en Dose à la surface (fantôme inclus) + Dosimétrie de référence à la surface d'un fantôme solide (TRS277, TRS398)

▪ Moyennes énergies (100-300 kV) :

Dose à la surface, en profondeur, « build-up » (qqs mm)

Chambre d'ionisation cylindrique (pas de correction du point effectif de mesure, vérifier que les facteurs de correction sont disponibles)

- Calibration de la chambre en Kerma dans l'air + Dosimétrie de référence à une profondeur de référence (2-5 cm) (TG61, TRS277)
- Calibration de la chambre en Dose dans l'eau + Dosimétrie de référence à une profondeur de référence (2 cm) (TRS398)



B. Débit de dose de référence

1. Qualification des faisceaux

Si la chambre est calibrée en termes de kerma dans l'air :

▪ Basses énergies

- TRS277 : $D_{(w,z=0)} = M_{corr} N_k B \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{eau}$
- TG61 : $D_{(w,z=0)} = M_{corr} N_k B P_{stem,air} \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{eau}\right]_{air}$

▪ Moyennes énergies

- TRS277 : $D_{(w,z=5)} = M_{corr} N_k k_u \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{eau} p_u$
- TG61 : $D_{(w,z=2)} = M_{corr} N_k P_{Q,cham} (P_{sheath}) \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{eau}\right]_{eau}$

Facteur de correction	prise en compte de	dépend de
B	facteur de rétrodiffusion (rapport des dozes surface/« free in air »)	CDA, taille de champ, distance
$\left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}^{eau}\right]_{xxx}$	conversion du kerma dans un petit volume d'air (chambre d'ionisation) en kerma dans un petit volume d'eau (dans xxx = air ou eau), moyenné sur le spectre en énergie	CDA, profondeur, (taille de champ)
$P_{stem,air}$	modification du diffusé dans le manche de la chambre entre la calibration et la mesure	CDA, chambre, taille de champ
k_u	modification de la réponse de la chambre due à la modification du spectre dans le fantôme	chambre (≈ 1)
p_u	remplacement du volume d'eau par le volume d'air de la chambre	CDA, (chambre)
$P_{Q,cham}$	$k_u \times p_u \times P_{stem,eau}$	CDA, chambre, profondeur, (taille de champ)
P_{sheath}	présence d'une gaine waterproof	gaine, CDA, profondeur, (taille de champ)

B. Débit de dose de référence

1. Qualification des faisceaux

Si la chambre est calibrée en termes de dose dans l'eau :

▪ Basses énergies

- TRS398 : $D_{(w,z=0)} = M_{corr} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$



Réalisé à la surface de son propre fantôme solide

▪ Moyennes énergies

- TRS398 : $D_{(w,z=2)} = M_{corr} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$

Facteur de correction	prise en compte de	dépend de
k_{Q,Q_0}	différence d'indice de qualité entre le faisceau de calibration d'indice Q_0 et le faisceau mesuré d'indice Q	CDA, chambre

$$k_{Q,Q_0} = (k_{Q,Q_0})_1 + [(k_{Q,Q_0})_2 - (k_{Q,Q_0})_1] \left[\frac{\ln HVL - \ln HVL_1}{\ln HVL_2 - \ln HVL_1} \right]$$

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}}$$

B. Débit de dose de référence

1. Qualification des faisceaux

■ Mesures à la chambre d'ionisation (corrections pour chaque qualité de faisceau) :

- Pré-irradiation de la chambre (≈ 15 min) + correction du courant de fuite (NULL)

- Correction de la température et de la pression (Appareil de mesure, si possible calibré) :

$$k_{TP} = \frac{273.2+T}{273.2+T_0} \times \frac{P_0}{P}$$

- Correction de la polarité : $k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$

When the calibration laboratory has already corrected for the polarity effect, then the user must apply the correction factor k_{pol} derived using Eq. (4.4) to all measurements made using the routine polarity. When the calibration laboratory has not corrected for the polarity effect, the subsequent treatment of the polarity effect depends on the facilities available to the user, and on what beam qualities must be measured:

SI cette correction est incluse lors de la calibration de la chambre. SINON : même polarité (signe et potentiel) et $k_{pol} = 1$.

(k_{pol} grand avec la chambre plate dû aux fuites dans le corps de la chambre et le câble)

(a) If the user beam quality is the same as the calibration quality and the chamber is used at the same polarizing potential and polarity, then k_{pol} will be the same in both cases and the user must not apply a polarity correction for that particular beam (or equivalently k_{pol} is set equal to 1 in the worksheet). If it is not possible to use the same polarizing potential then the polarity effect will not be exactly the same in both cases. The difference should be small and should be estimated and included as an uncertainty.

TRS398, section 4.4.3.3

- Correction de la recombinaison :

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

It is not recommended that the ion recombination effect in a plane parallel chamber used for low-energy x-rays be measured by changing the polarization voltage. The recombination is normally negligible, and changing the polarizing voltage usually distorts the window to give a change in response that exceeds any recombination effect.

TABLE 4.VII. QUADRATIC FIT COEFFICIENTS, FOR THE CALCULATION OF k_s BY THE "TWO-VOLTAGE" TECHNIQUE IN PULSED AND PULSED-SCANNED RADIATION, AS A FUNCTION OF THE VOLTAGE RATIO V_1/V_2 [76]

V_1/V_2	Pulsed			Pulsed scanned		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.719	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

SAUF pour les basses énergies avec une chambre plate.

TRS398, section 4.4.3.4

B. Débit de dose de référence

1. Qualification des faisceaux

- Temps de montée en tension « End effect »

$$D = \dot{D}(t + \tau)$$

The shutter correction time τ_s is defined as the time that must be added to or subtracted from the calculated treatment time T_c to deliver accurately the prescribed dose to the patient. For a given therapy machine the shutter correction time is typically determined by measuring two doses (D_1 and D_n) at a given point P (e.g. at z_{\max} in a phantom):

- D_1 is measured with a relatively long exposure time T (of the order of 5 min), contains one end effect and is given by $D_1 = \dot{D}(T + \tau_s)$ or $\dot{D} = D_1/(T + \tau_s)$.
- D_n is measured cumulatively with n dose segments, each having an exposure time T/n . The dose D_n thus contains n end effects; the cumulative beam-on time is again equal to T , and D_n is given by $D_n = \dot{D}(T + n\tau_s)$ or $\dot{D} = D_n/(T + n\tau_s)$.

Solving the equation for the true dose rate $\dot{D} = D_1/(T + \tau_s) = D_n/(T + n\tau_s)$ for the shutter correction time τ_s gives:

$$\tau_s = (D_n - D_1)T/(nD_1 - D_n)$$

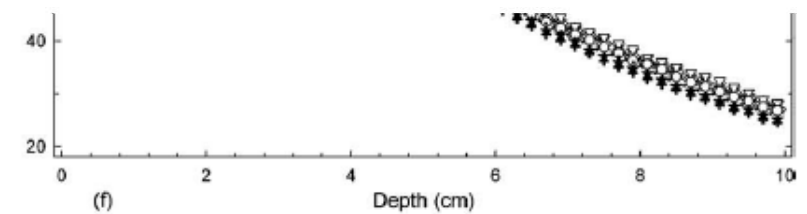
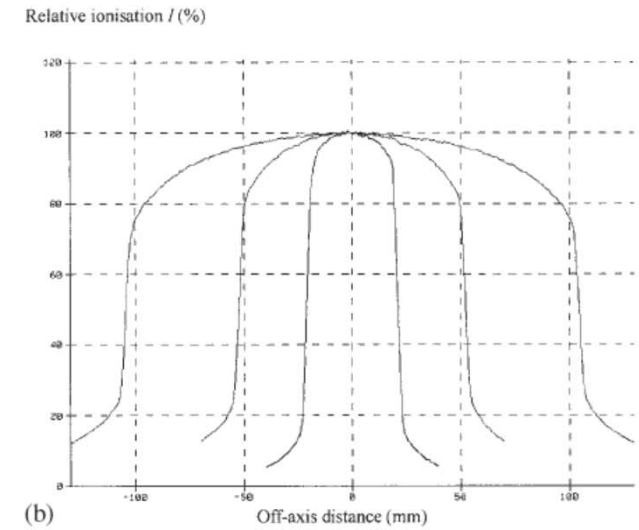
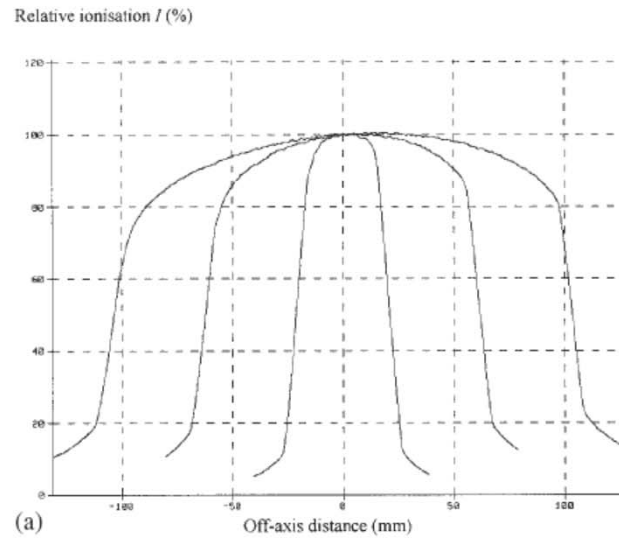
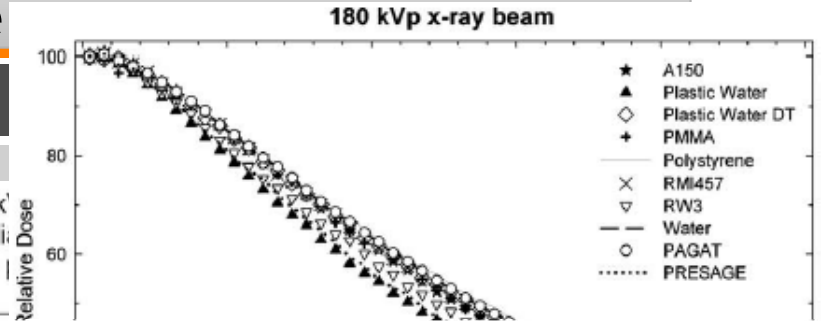
In Eq. (6.81) $\tau_s > 0$ for $D_n > D_1$; $\tau_s = 0$ for $D_n = D_1$; and $\tau_s < 0$ for $D_n < D_1$. The time set on the timer will be $(T_c - \tau_s)$. Typical shutter correction times are of the order of 1 s.

Radiation Oncology
Physics:
A Handbook for
Teachers and Students
Chapitre 6

C. Mesures hors conditions de référence

1. Qualification des faisceaux

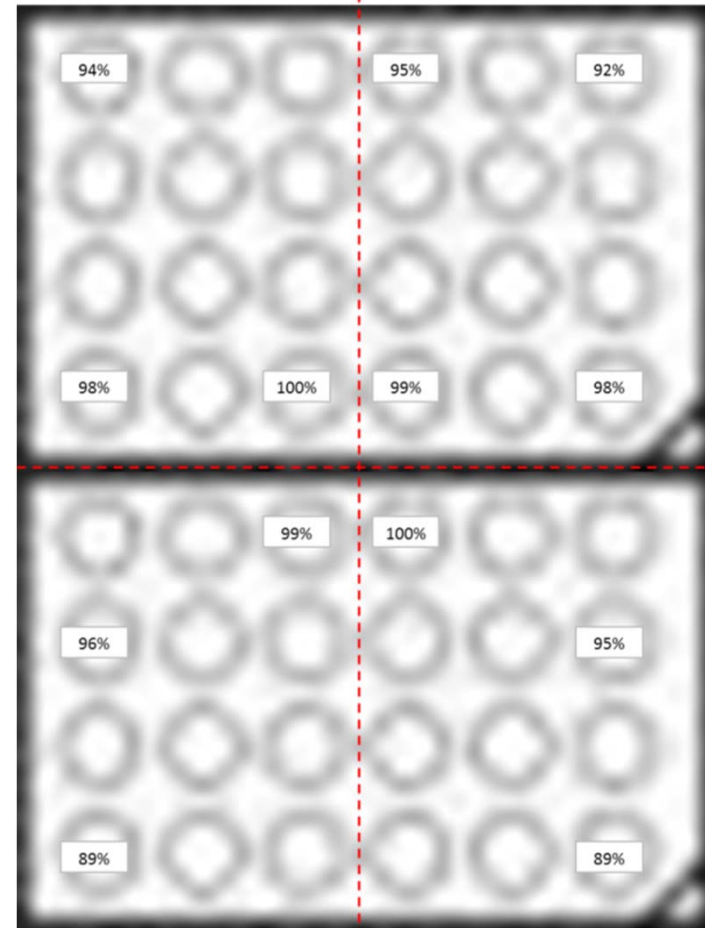
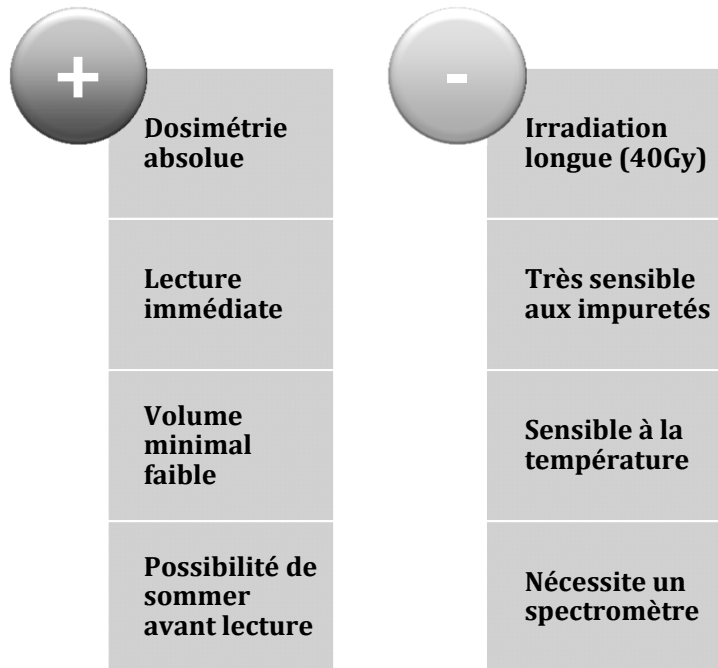
	Profils	Rendements en profondeur
Détecteurs	Chambre cylindrique	Chambre plate nécessaire pour les 280 kV 5 cm di. Relative dose
	Films	
	Autres détecteurs 2D ?	
Fantômes	Cuve à eau	
	matériaux équivalents eau (OK à 1,5%)	champs)



A. Cellules

2. Configurations spécifiques

▪ Dosimétrie de Fricke



B. Animaux

2. Configurations spécifiques

- **Xénogreffe**

Irradiation localisées avec cache en plomb
(1 faisceau, 4 souris)

- **Irradiation cerveau**

2 faisceaux latéraux opposés,
champ 2 x 2,5cm

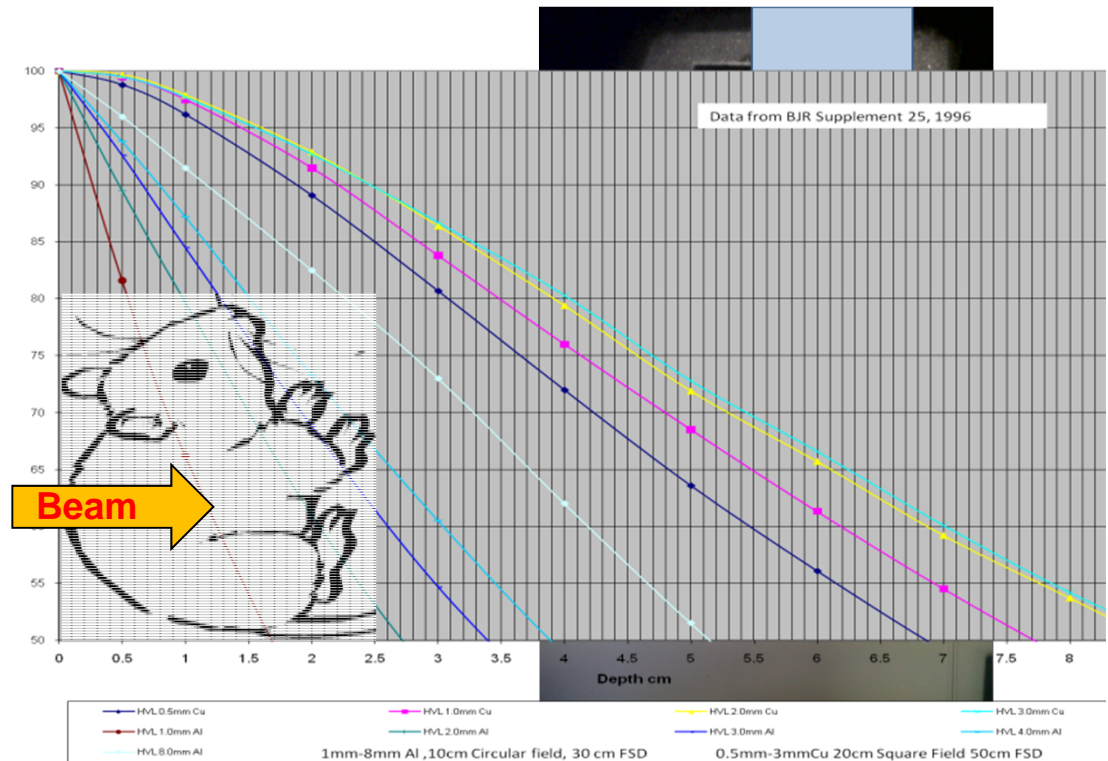
- **Irradiation corps entier**

Energie maximum pour une meilleure
homogénéité

- **Dosimétrie par film**

EBT3, triple channel dosimetry

- Dose d'entrée (fantôme, vivo)
- Dose de sortie (fantôme, vivo)
- Dose au centre (fantôme pour les cibles « homogènes » xénogreffe)

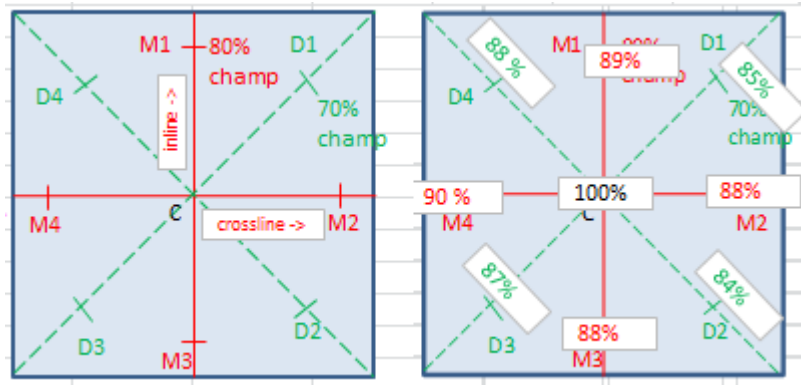


A. Homogénéité et symétrie

3. Mesures de recette

- **Coefficient d'homogénéité** = $\frac{D_{max}-D_m}{D_m}$ avec $D_m = \frac{D_{max} - D_{min}}{2}$ → Max : 8,5%

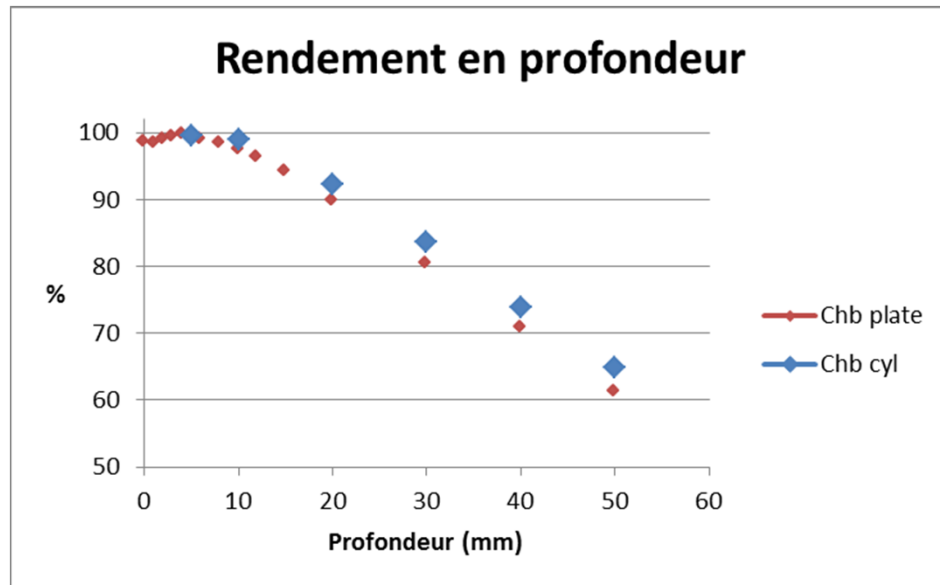
Zone « homogène »



- **Coefficient de symétrie** = $\frac{D(-x)}{D(x)}$ → Min : 0,96
- **Position de l' « isodose » 95%** → Rayon min : 6,7 cm

3. Mesures de recette

B. Rendement en profondeur



3. Mesures de recette

C. Linéarité, Répétabilité, Reproductibilité

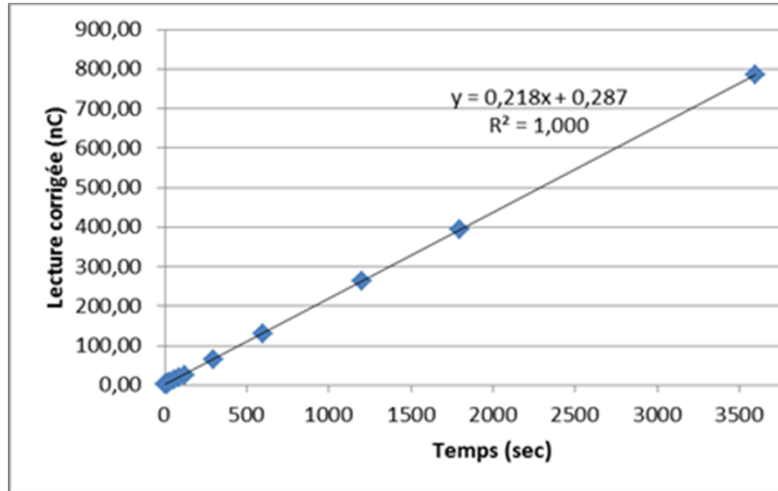


Figure 1 : Ajustement linéaire des données des mesures de linéarité du 13/09/12 sur le faisceau de 200 kV.

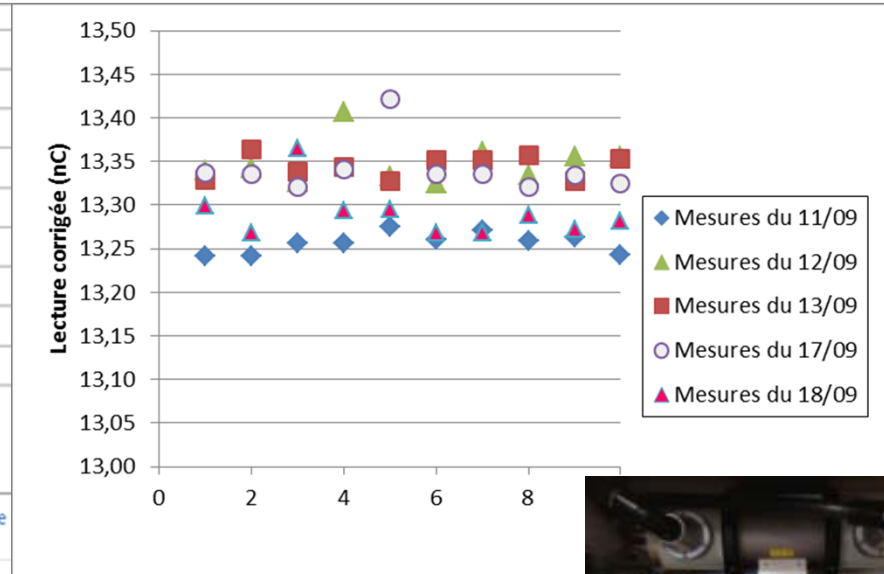


Figure 7 : Mesures de répétabilité du 11/09/12 au 18/09/12 le faisceau de 200 kV.

→ Mise en place d'une configuration facile à mettre en place pour un "TOP"

