

# Conception d'un champ de rayonnements réaliste pour l'étalonnage des dosimètres utilisés en radiologie/cardiologie interventionnelle (Dosimétrie du personnel médical)

J.M. Bordy<sup>(1)</sup>, J. Daures<sup>(1)</sup>, M. Denoziere<sup>(1)</sup>, J. Gouriou<sup>(1)</sup>,  
C. Itié<sup>(2)</sup>, L. Struelens<sup>(3)</sup>, L. Donadile<sup>(2)</sup> and F. Schultz<sup>(4)</sup>.

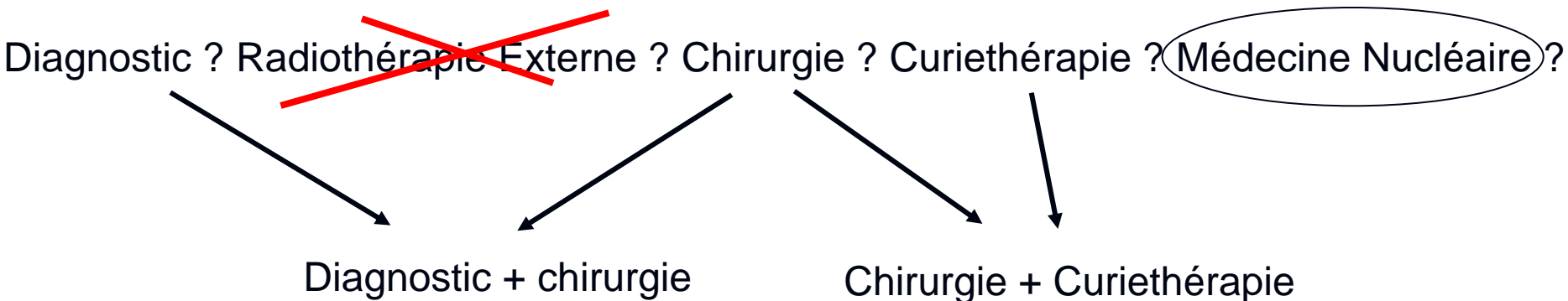
(1) Laboratoire National Henri Becquerel (CEA/LIST/LNHB), France

(2) Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire IRSN, France

(3) SCK-CEN, Belgium

(4) Delft University of Technology, The Netherlands

Où sont les plus importantes expositions du personnel médical ?



**Une partie du personnel médical doit demeurer à proximité du patient pendant l'exposition, donc dans le champ de rayonnements diffusés**

Histoire : 1916

## Claudius Regaud

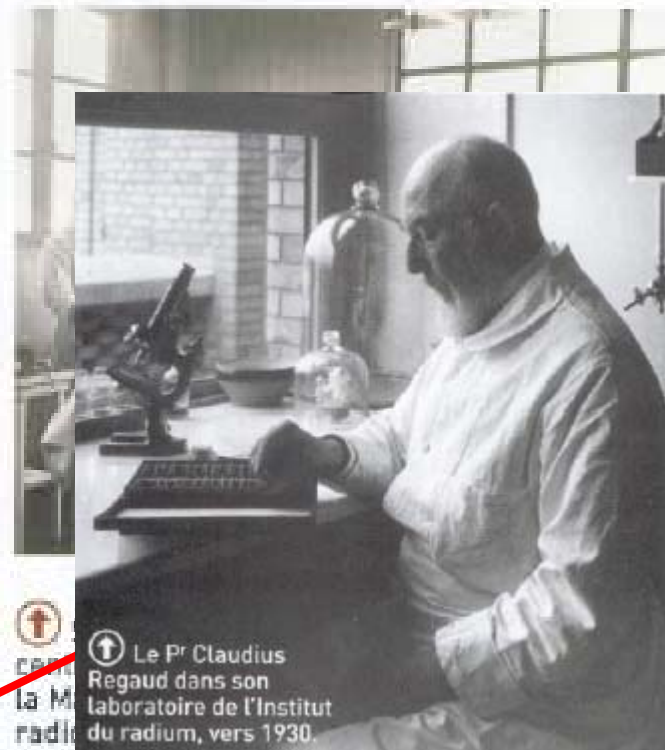
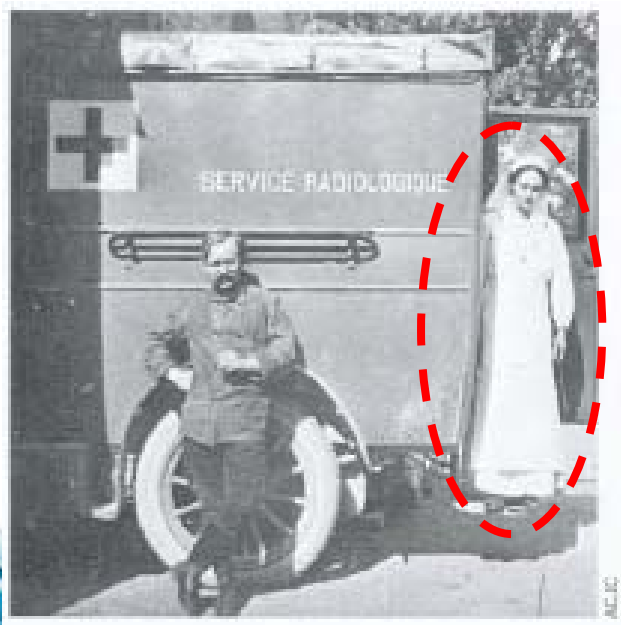
à Bouleuse (Marne) près de Reims

## Marie Curie

20 « petite curie »

Groupement de services chirurgicaux et scientifiques

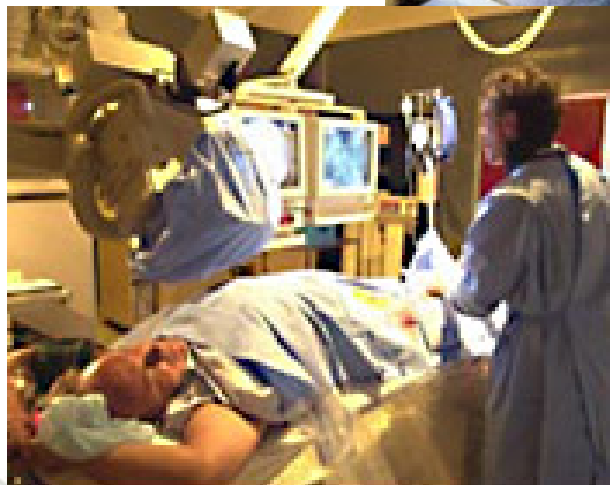
Pour une chirurgie aussi proche  
que possible du champ de bataille



Le Prof. Claudius Regaud dans son laboratoire de l'Institut du radium, vers 1930.  
« bonnette » de radioscopie frontale, le chirurgien effectue un repérage du corps étranger à extraire. On distingue la source de rayons X, placée sous la table d'opération.

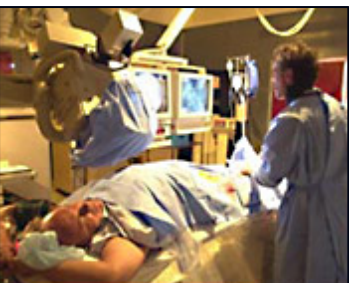
# Exemples de chirurgie sous Rayons X

## Chirurgie du coeur



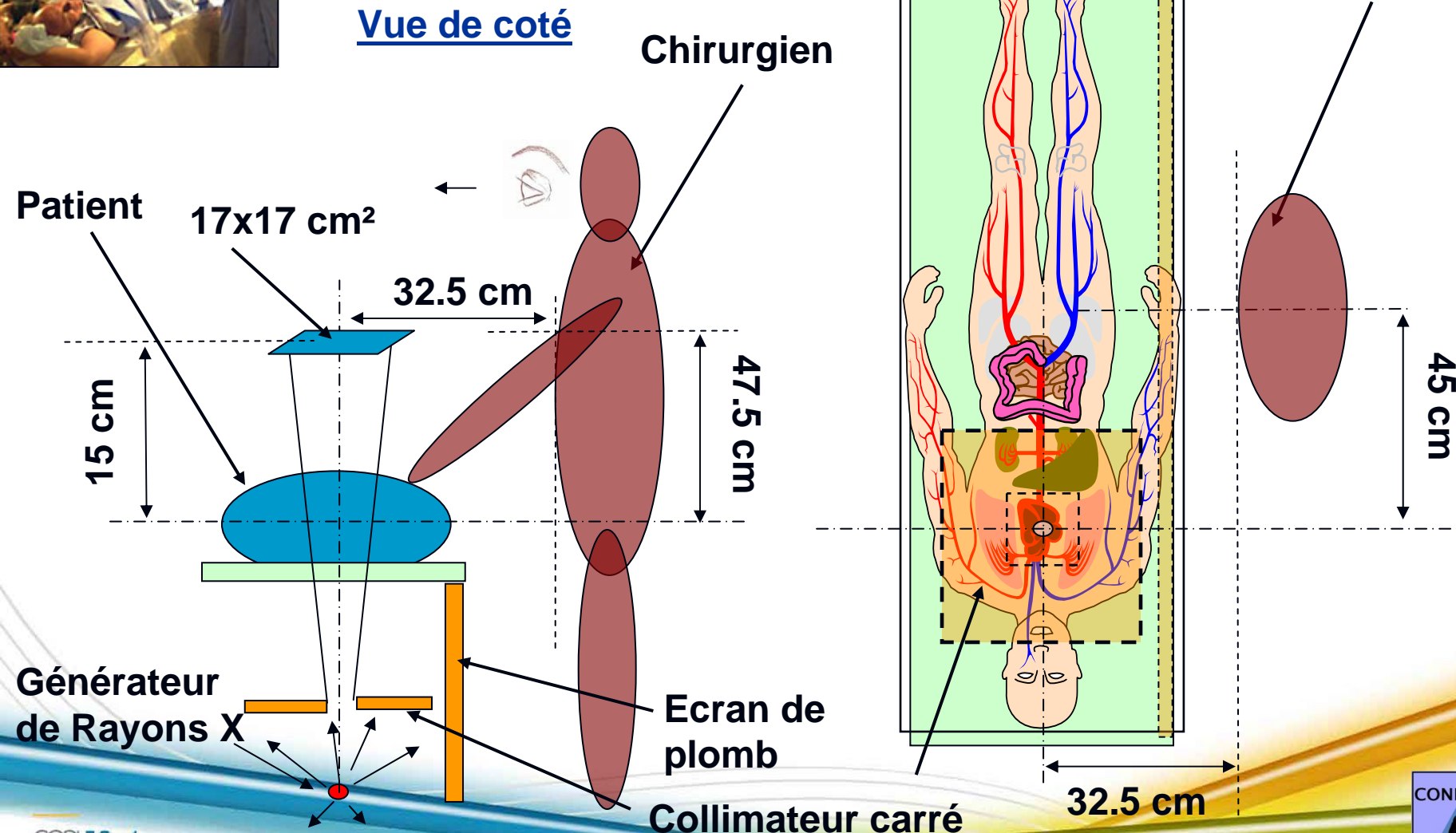
Le chirurgien est au niveau de la hanche du patient

**70 kV, 640 mA, 100 ms, 4.5 mm Al + 0.2 mm Cu**



Vue de coté

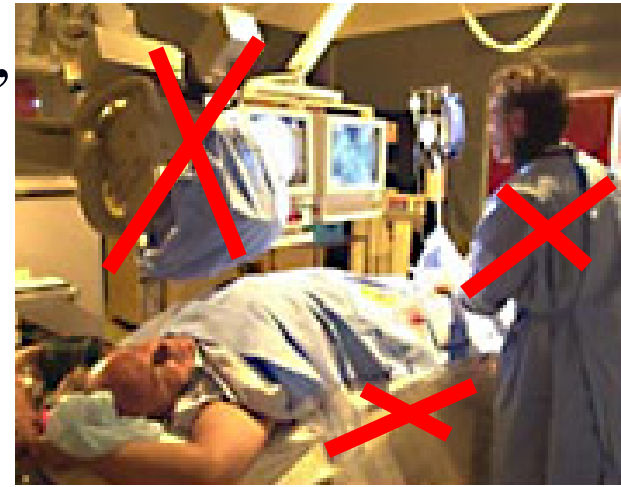
Vue de dessus



Une géométrie réelle n'est pas nécessaire

Quelques éléments peuvent être "oubliés"

- **La table est considérée comme étant transparente aux Rayons X**
- **L'imageur ne diffuse pas significativement les rayons X**



Cela conduit à une géométrie simplifiée  
de l'installation d'étalonnage

Cette géométrie doit être validée  
(expériences et calculs)

# Principe de la géométrie simplifiée pour l'installation d'étalonnage



Vue de coté

Fantôme chirurgical  
Fantômes plaque ISO  
30 x 30 X 15 cm<sup>3</sup>

Vue de dessus

Fantôme Patient  
eau ISO ou ET poumon ou ...

17x17 cm<sup>2</sup>

15 cm

47.5 cm

Dosimètre

45 cm

Générateur  
de Rayons X

Ecran de  
plomb

32.5 cm

Collimateur carré

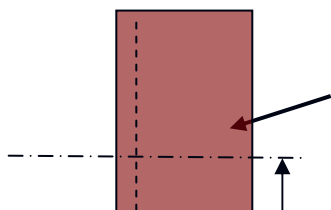
# Principe de la géométrie simplifiée Pour le calcul de la valeur de référence en termes de $H_p(10)$



Vue de coté

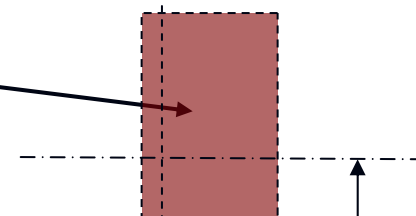
Vue de dessus

Fantôme patient

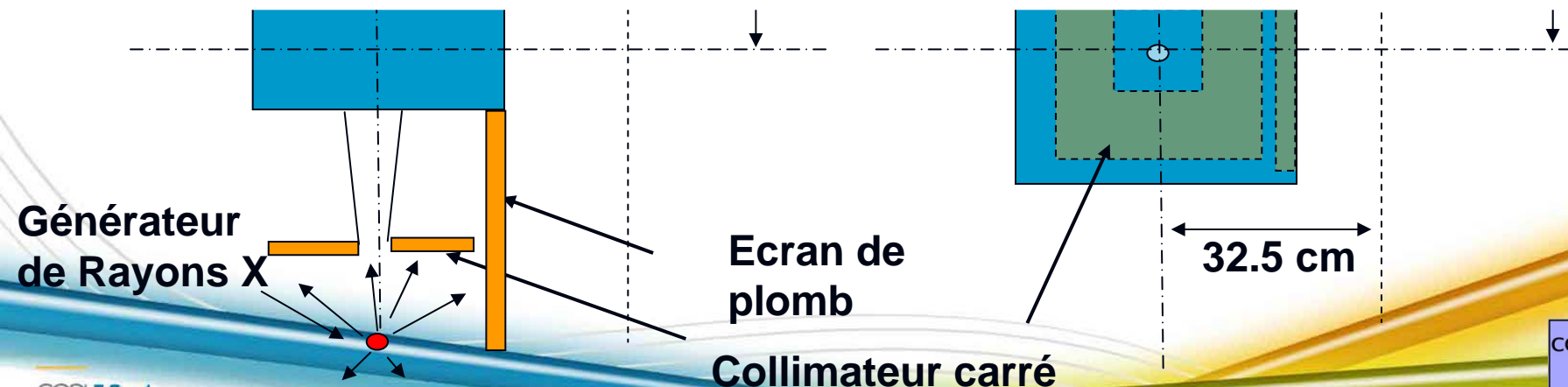


Fantôme chirurgical  
ICRU 4 éléments  
30 x 30 X 15 cm<sup>3</sup>

10 mm prof.



# F6, (\*F8) tallies





# Principe d'une géométrie simplifiée pour le calcul d'une valeur de référence en termes de $H_p(10)$ à partir de la fluence et de $K_a$



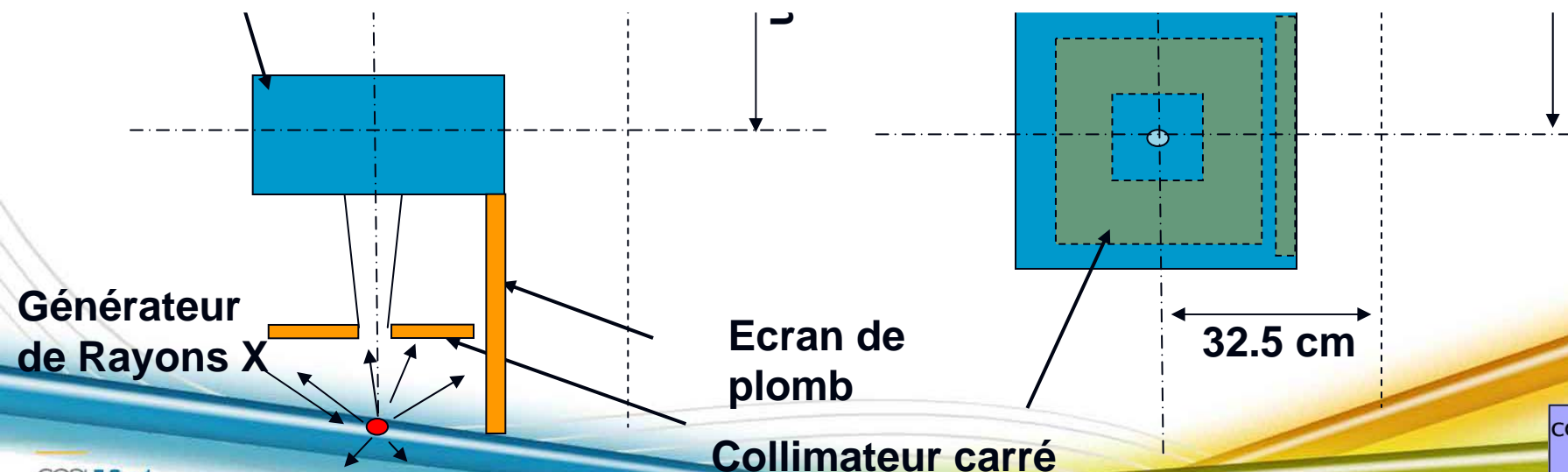
Vue de coté

Vue de dessus

Fantôme patient  
Eau ISO ou ET poumon ou ...

Point de test  
« d'étalonnage »  
(dans l'air)

# F2, F4, F5 or F6 tallies



## Differences entre une configuration **REEL** et **REALISTE**

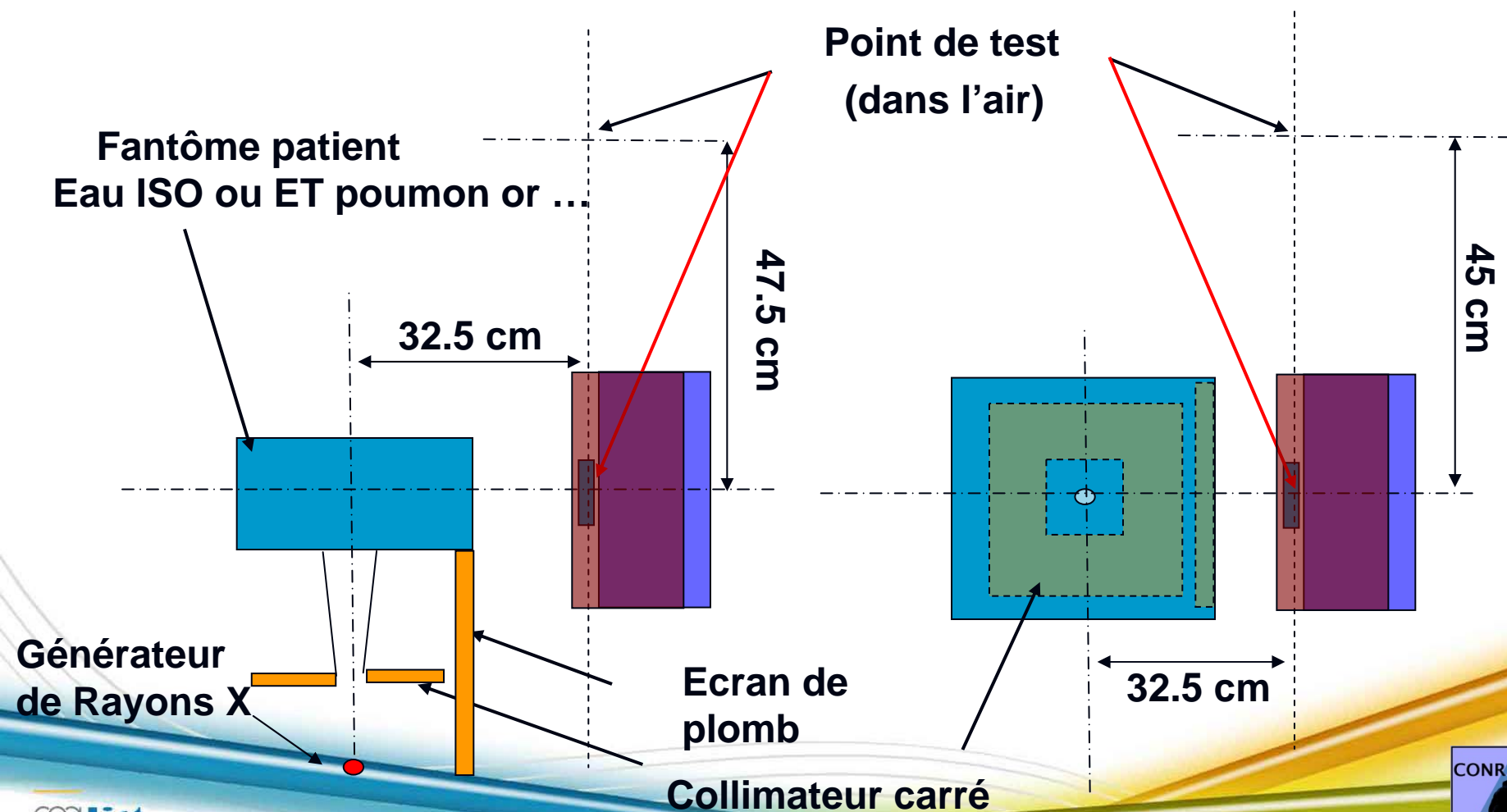
### Objectifs d'une configuration réaliste :

- Augmenter le débit d'équivalent de dose au point de test
- Obtenir un faisceau aussi parallèle que possible  
(étude de  $H_p(10,\alpha)$ )

# Principe d'une géométrie ENCORE PLUS simplifiée

## Vue de coté

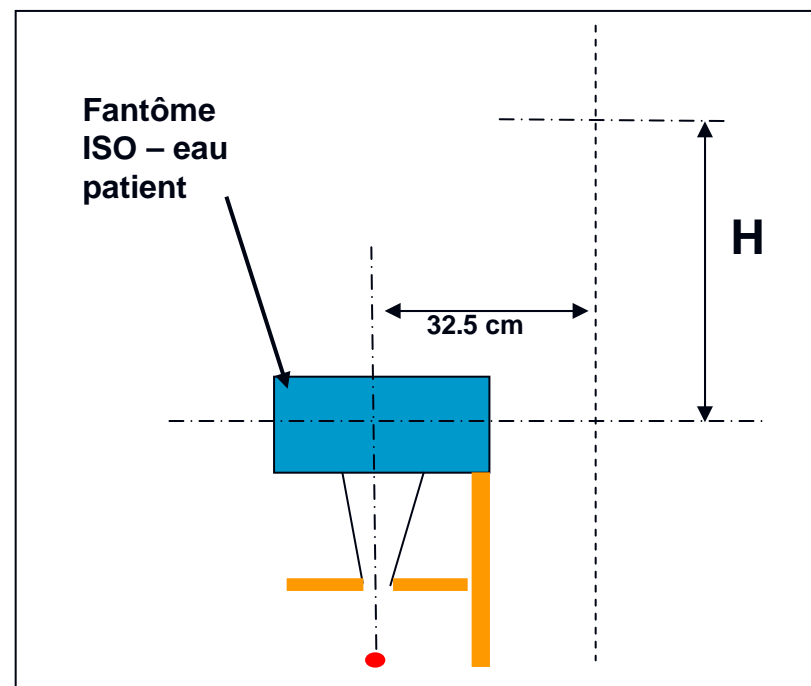
## Vue de dessus

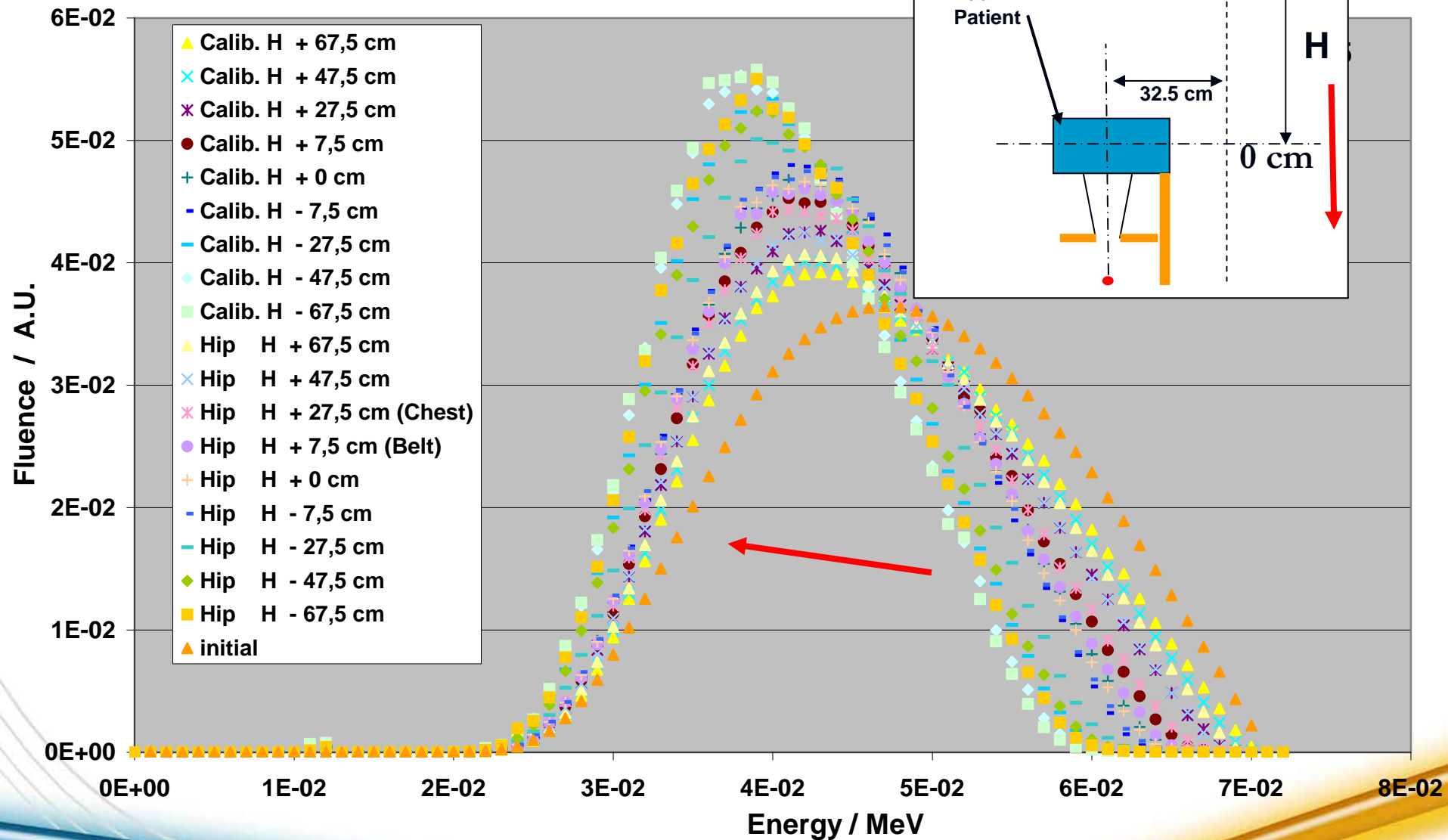


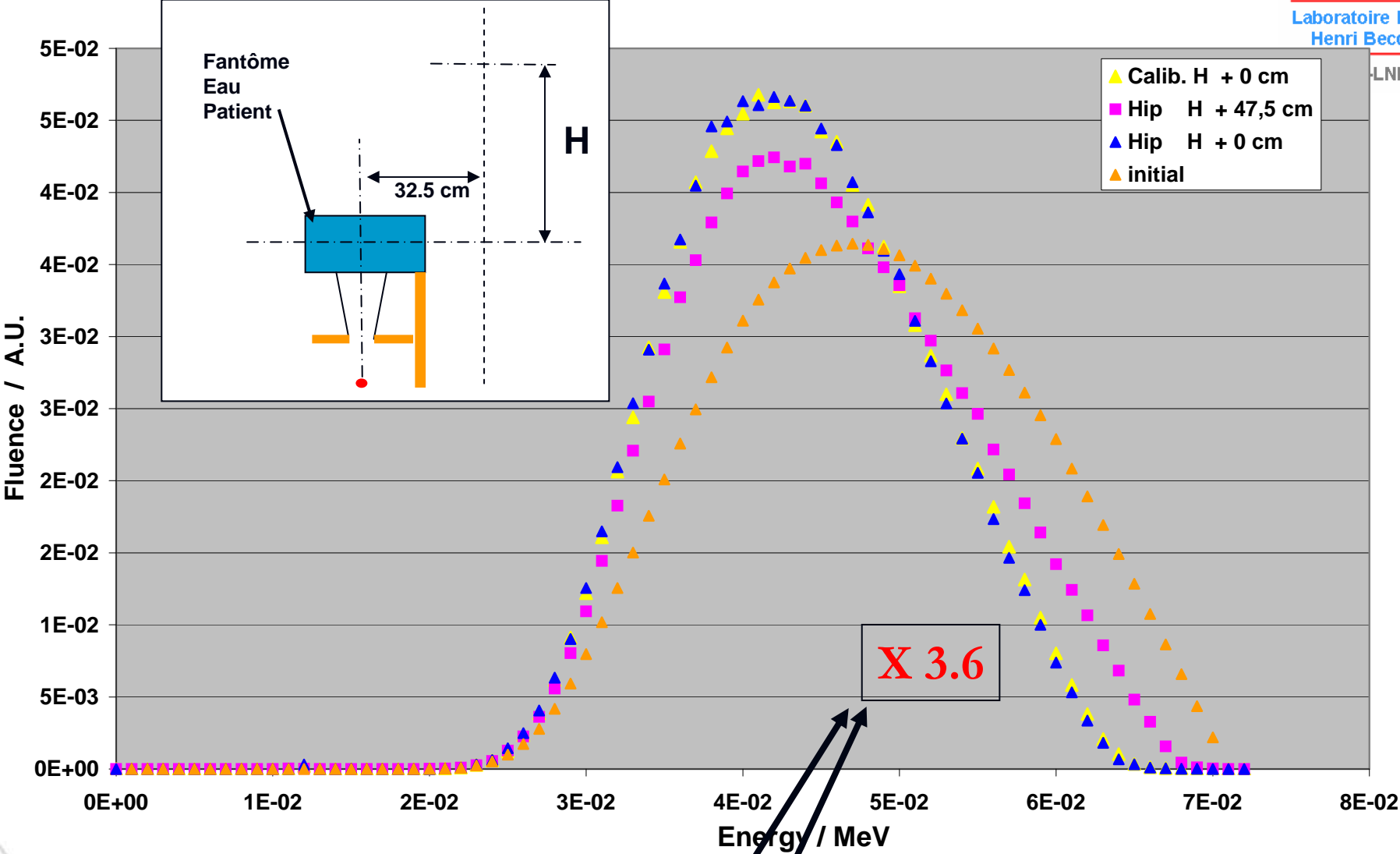
# Cas du fantôme eau ISO pour le patient

ISO plaque 30 x 30 x 15 cm<sup>3</sup>

Résultats équivalents avec un fantôme fait en matériau équivalent poumon 0,3 g/cm<sup>3</sup>



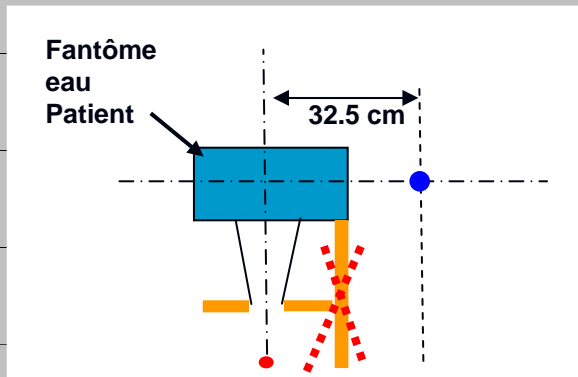




	Fluence	E moy	E eq. $K_a$
Pt de test H= 0 cm	1.03 E -5	43.7 keV	41.6 keV
Hanche H= 47.5cm	2.79 E -6	45.1 keV	42.8 keV
Hanche H= 0 cm	1.99 E-6	43.5 keV	41.4 keV

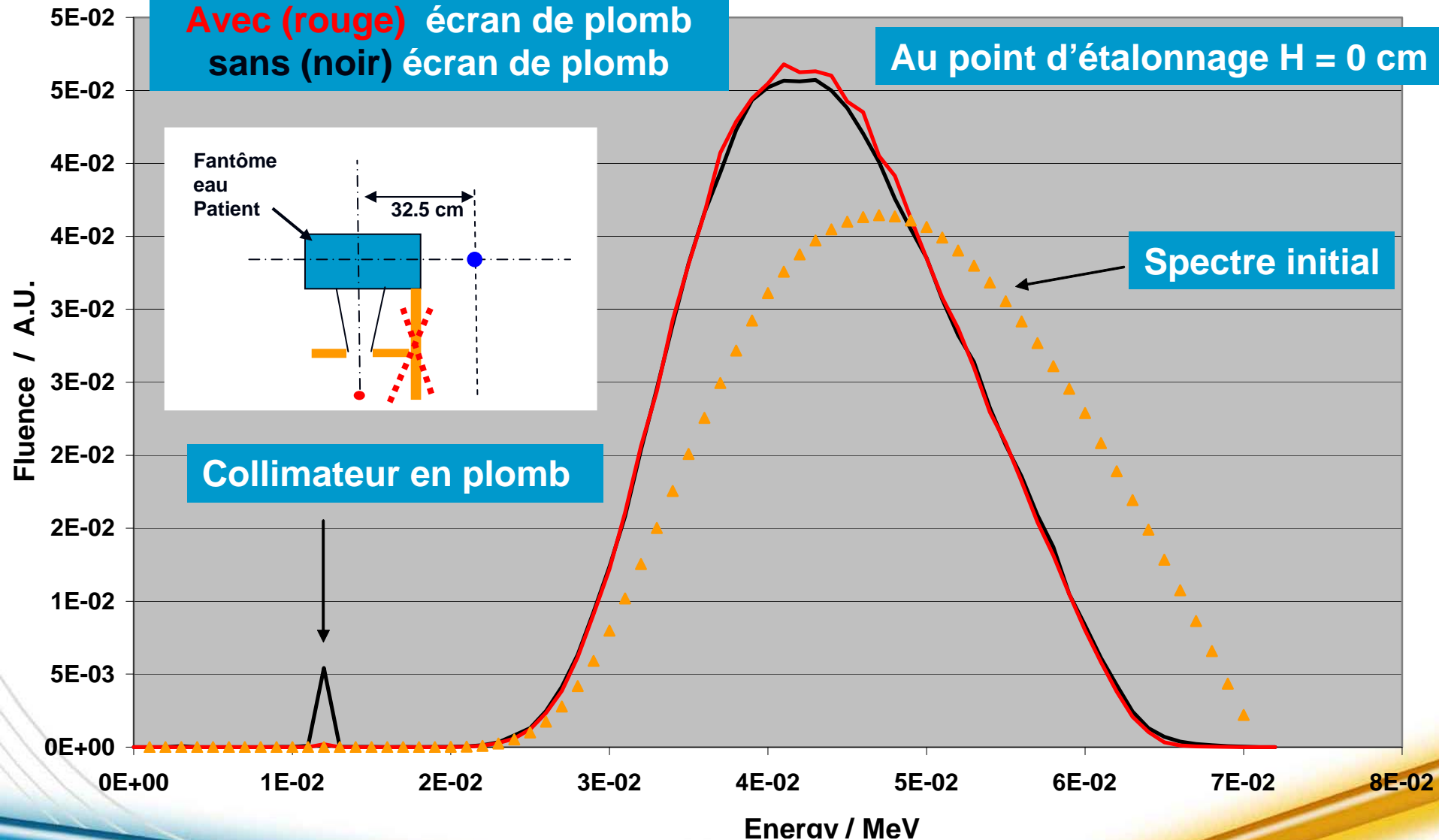
Fantôme eau patient MCNP 5  
Avec (rouge) écran de plomb  
sans (noir) écran de plomb

Au point d'étalonnage H = 0 cm



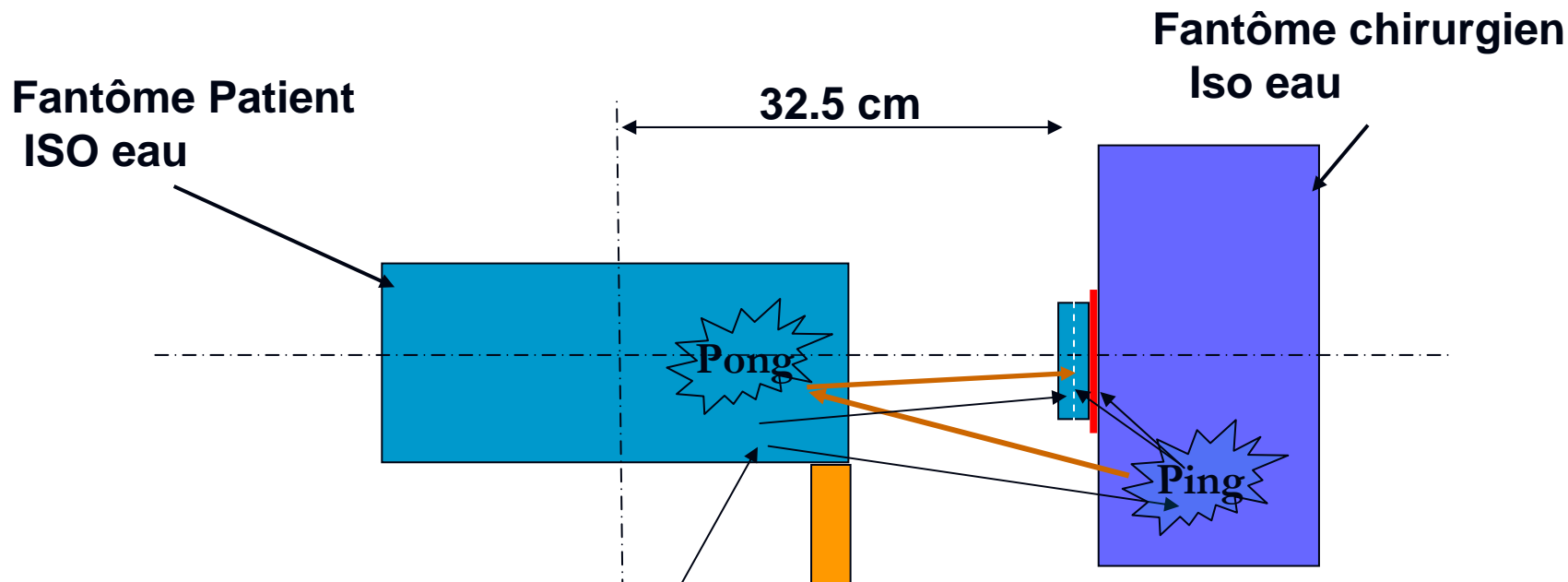
Spectre initial

Collimateur en plomb



$$K_a \text{ avec pb} / K_a \text{ sans pb} = 1.06$$

## Diffusion multiple (ping-pong)



Sans « chirurgical » : 11.12 E-6 photons / hist.

Avec « chirurgical » : 15.55 E-6 photons / hist.

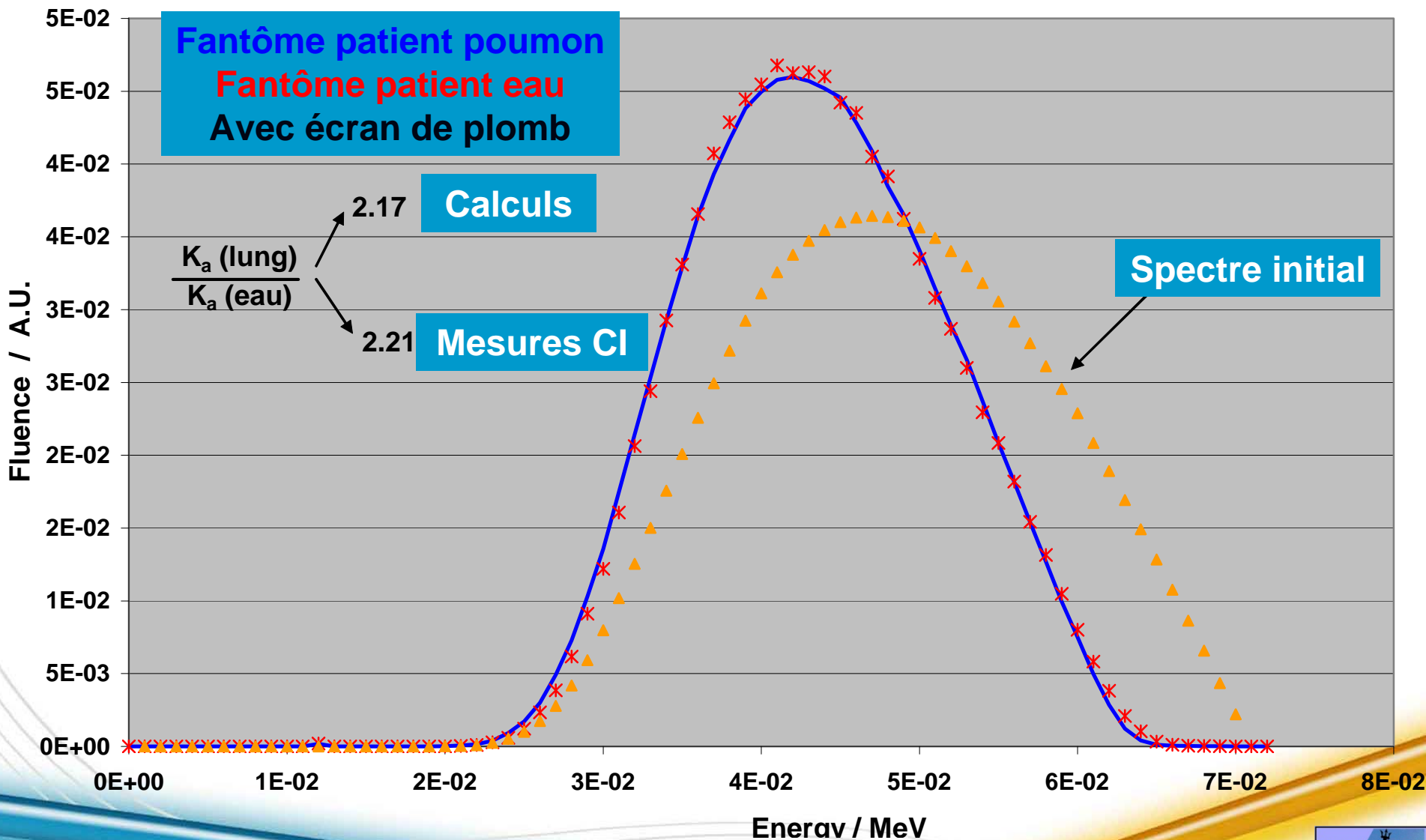
Avec « chirurgical » et **IMP 0** : 11.13 E-6 photons / hist.

Albedo + ping-pong = 1.40

Ping-pong = 1.0003



# Comparaison eau et poumon fantôme patient au point de test



# Validation expérimental des calculs.

## Mesure de la distribution de la fluence.

(L'efficacité de détection du CdTe dans une gamme de 10 to 60 keV est de 100%)

Fantôme Patient  
Eau ou poumon ou ...

CdTe

Pt 1

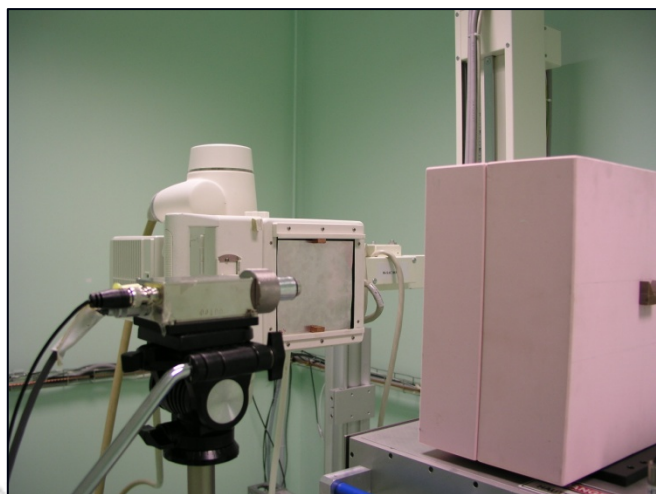
Etal.

Collimateur carré

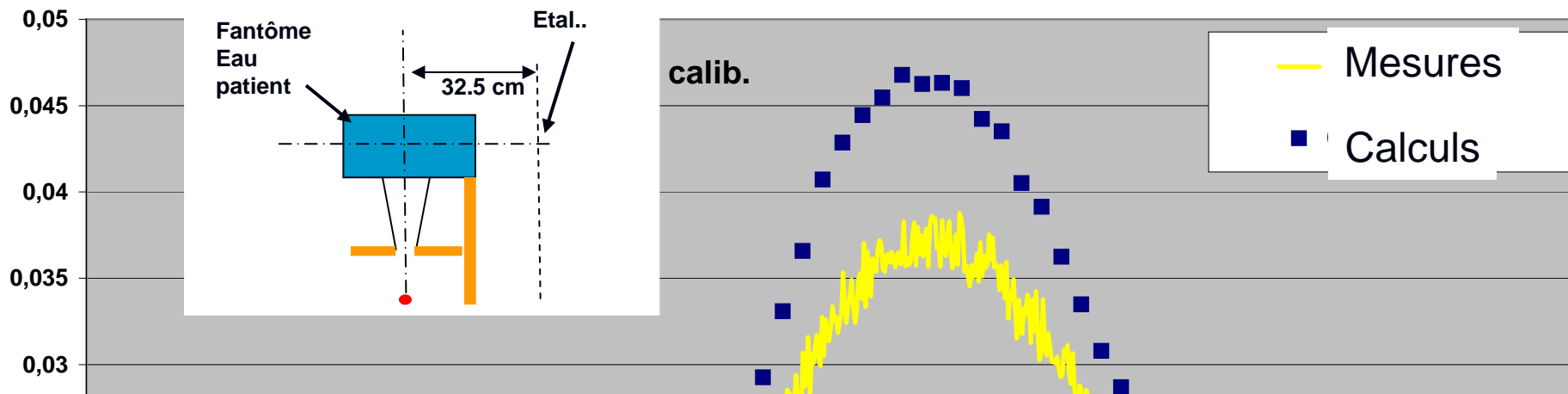
Générateur  
de Rayons X

Ecran de plomb

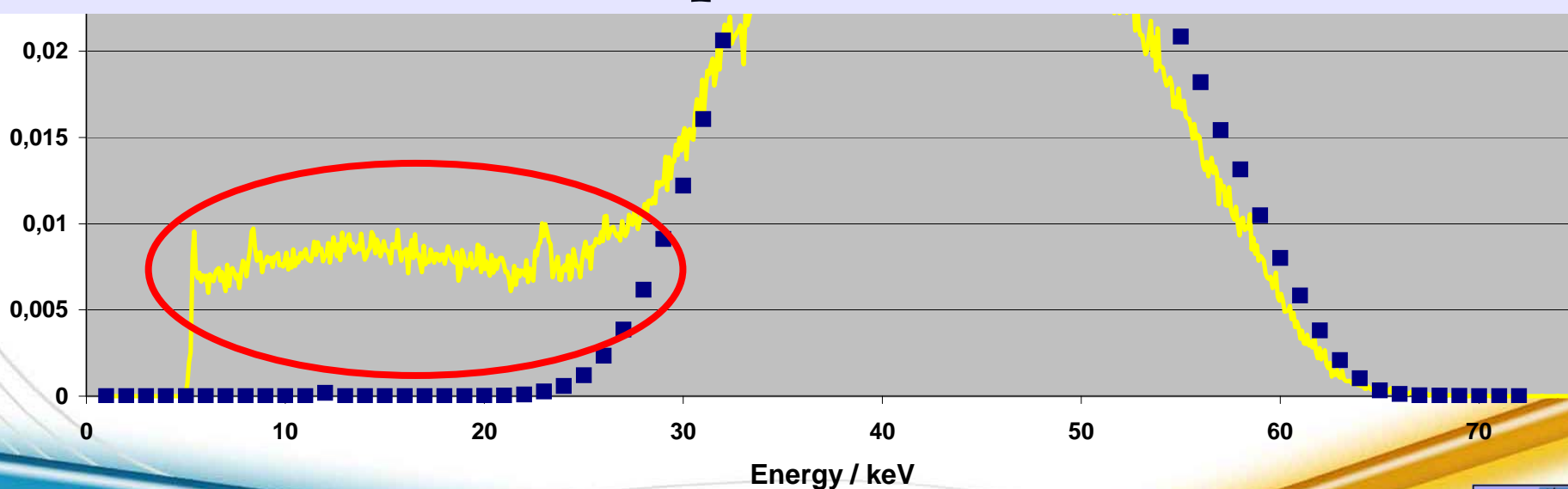
Vue de coté



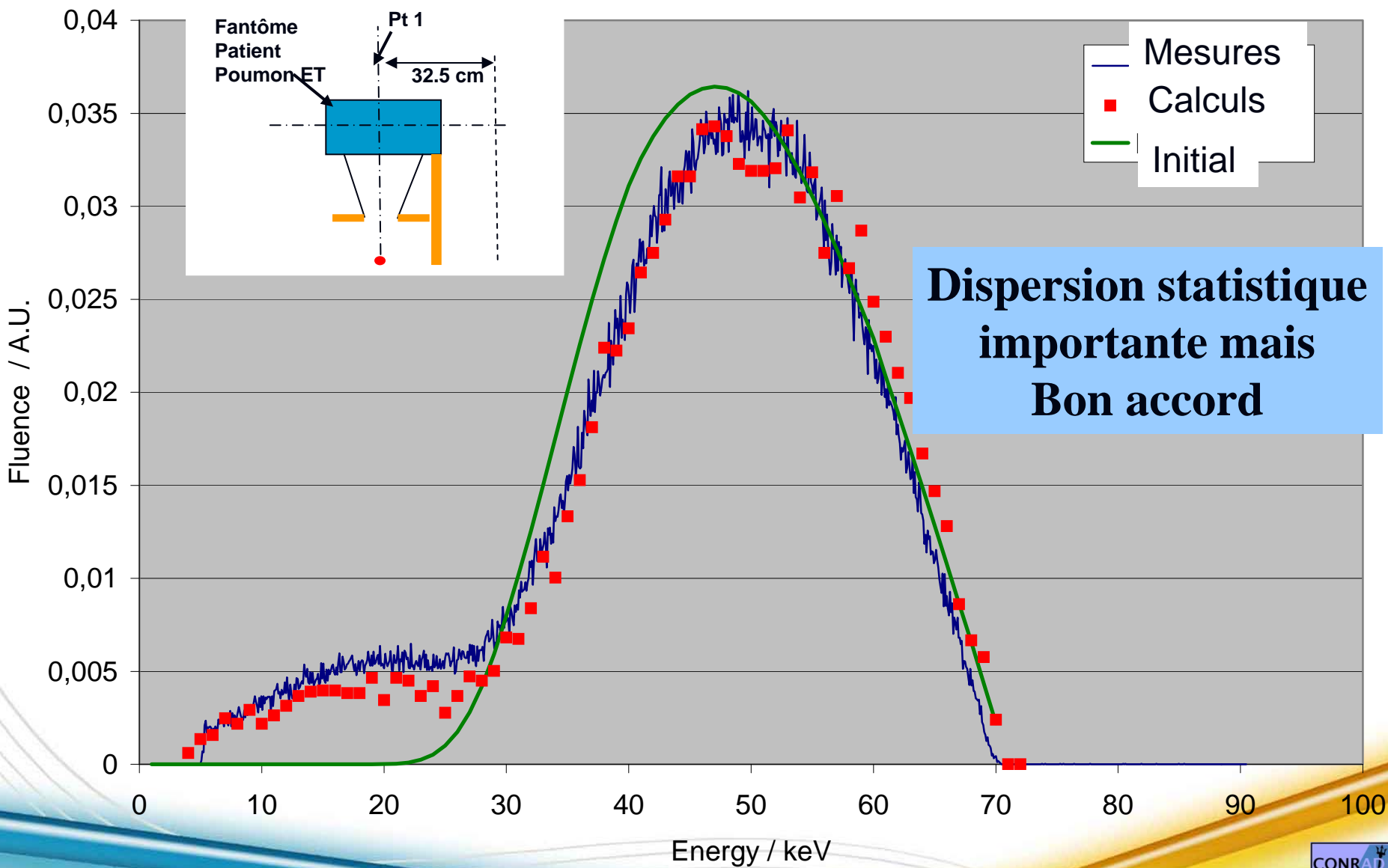
# Fantôme patient ISO eau, Comparaison mesures CdTe vs calculs



## Calcul sans spectromètre CdTe



# Mesure et calcul avec collimateur



## Résultats au point de test

### Avec le fantôme patient ISO eau et l'écran de plomb

X 10 <sup>-6</sup> (pGy /histoire ou pSy /histoire) Ecart type (k=1)		F5	F6	*F8	Penelope 2006 (~F6)	Chambre d'ionisation
$K_a$	MCNP4C – lib 02	4.64 (0.2%)	4.40 (0.3%)	4.42 (1.2%)	4.87 (2.6%)	3.21 μGy ( 64 mAs, 100ms, 70 kV ) 1.5 %
	MCNP5 – lib 04	4.29 (0.2%)	4.38 (0.2%)	4.35 (0.7%)		
$H_p(10)$	MCNP4C – lib 02	6.97 (0.2%)	6.31 (0.6%)	6.33 (3.0%)	6.77 (0.54%)	/
	MCNP5 – lib 04	6.44 (0.2%)	6.23 (0.4%)	6.16 (1.9%)		
$H_p(10)/K_a$		1.50	1.44	1.43	1.39	

ISO 4037 (0°) : N60 (1.65) ; L70 (1.87)

$$H_{p,slab}(10,0) = \int_E \phi(E) \left[ \frac{H_{p,slab}(10)}{\phi} \right] (E) dE \quad \left| \quad K_a = \int_E \phi(E) \left[ \frac{K_a}{\phi} \right] (E) dE$$

# Conclusions

- Une installation d'étalonnage avec un champ de ray. réaliste pour les ray. diffusés lors des interventions a été définie.
- Le matériau diffusant peut être n'importe quel matériau TE
- La modélisation numérique permet de calculer le coefficient de conversion du  $K_a$  vers  $H_p(10)$  ( $\neq$  ISO 4037)
- Les valeurs de référence du  $K_a$  ont été mesurée
- Cette installation a été utilisée pour une comparaison des dosimètres électroniques

**Je vous remercie pour votre attention**