

Radiothérapie ?

Traiter le patient selon les prescriptions du médecin

Délivrer la dose voulue à la tumeur

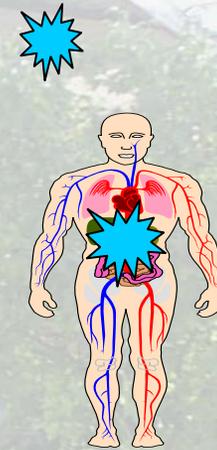
En sauvegardant les tissus sains environnants

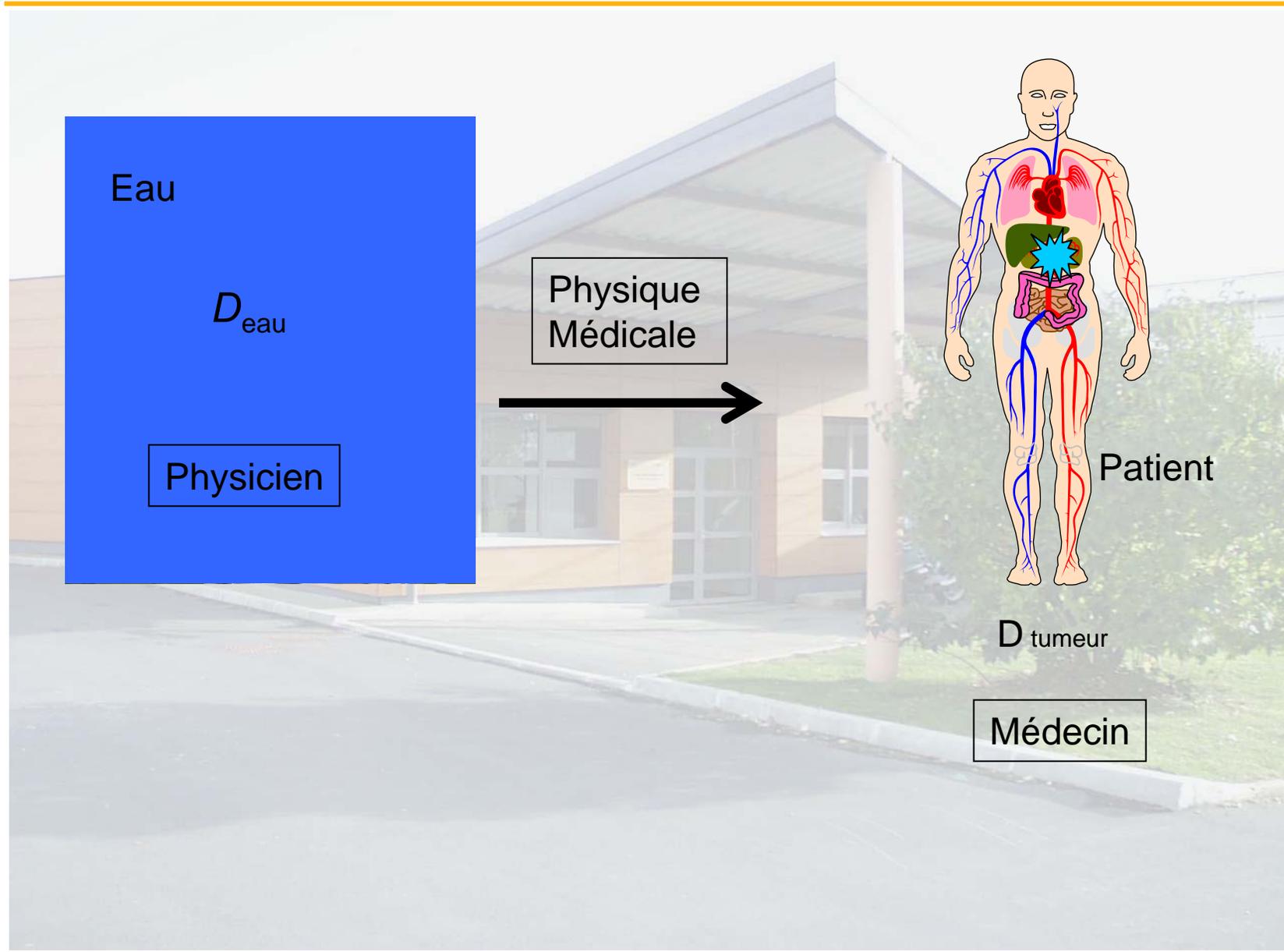
Pour atteindre ce but

avec les Ray. ionisants :

- Médecine nucléaire
- Curiethérapie
- Radiothérapie externe

- ✓ Electrons
- ✓ Rayons X
- ✓ Hadrons (p, C, ...)

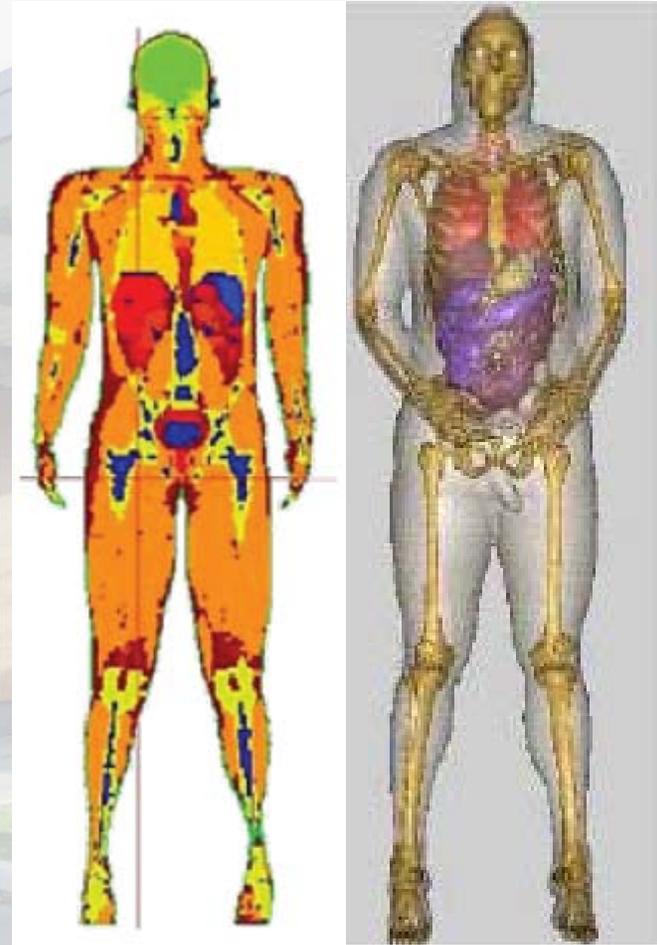




Protocoles : AIEA, AAPM, ...



Physique
Médicale



Conditions de Référence (rayons X)

- Champ 10 x10 cm²
- à 10 cm de profondeur
- Tissue Phantom Ratio ($TPR_{20,10} = D_{20}/D_{10}$), ...

Taille de la tumeur jusqu'à quelques mm

Incertitude type ~ 1 %

Incertitude maximale ~ 2-3 %



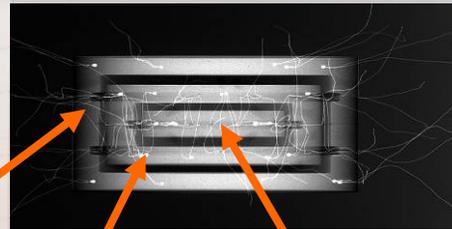
Dosimètre Primaire (calorimètre) :

Pas d'étalonnage dans la grandeur qu'il mesure

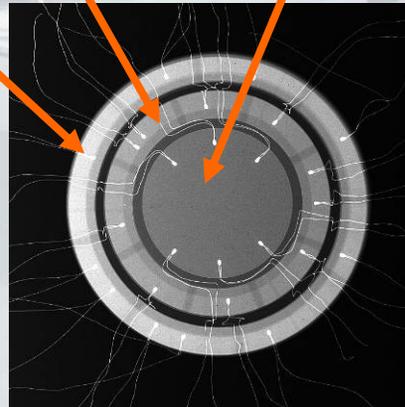
Graphite : faible Z (eau) ; matériau solide ; pas de défaut de chaleur

Absorbeur :
cylindre (#1 g)
diam. 1.6 cm

Elément sensible
du calorimètre



écran manteau Absorbeur



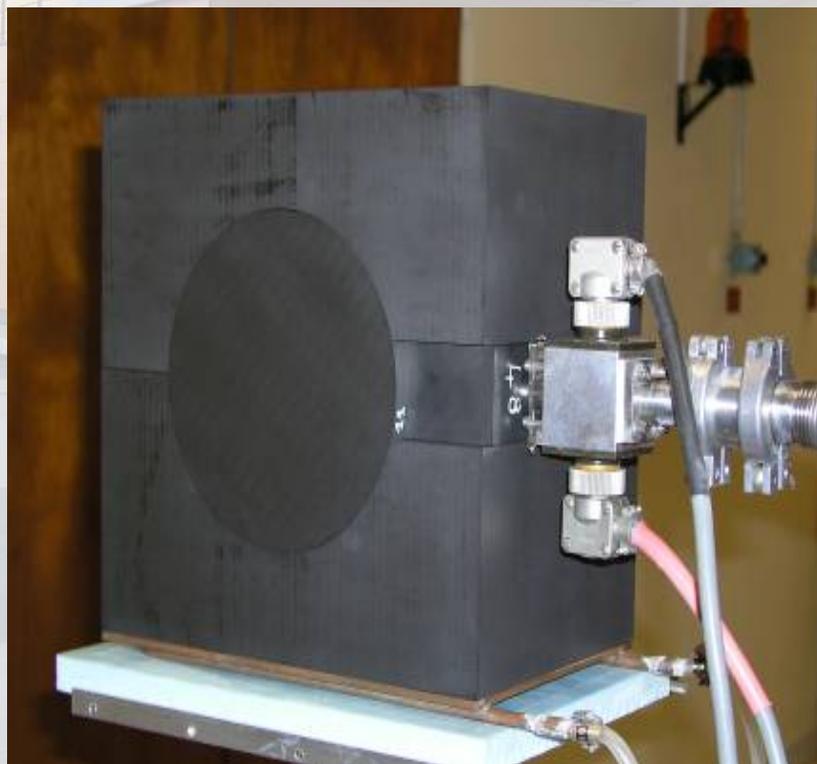
Dosimètre Primaire (calorimètre) :

Pas d'étalonnage dans la grandeur qu'il mesure

Graphite : faible Z (eau) ; matériau solide ; pas de défaut de chaleur

Absorbeur :
cylindre (#1 g)
diam. 1.6 cm

Elément sensible
du calorimètre



calorimètre

$$D_c = \frac{Q}{m} \cdot \frac{1}{r_{cal}} \text{ (Gy)}$$

$$Q = m \cdot c_p \cdot \Delta T$$

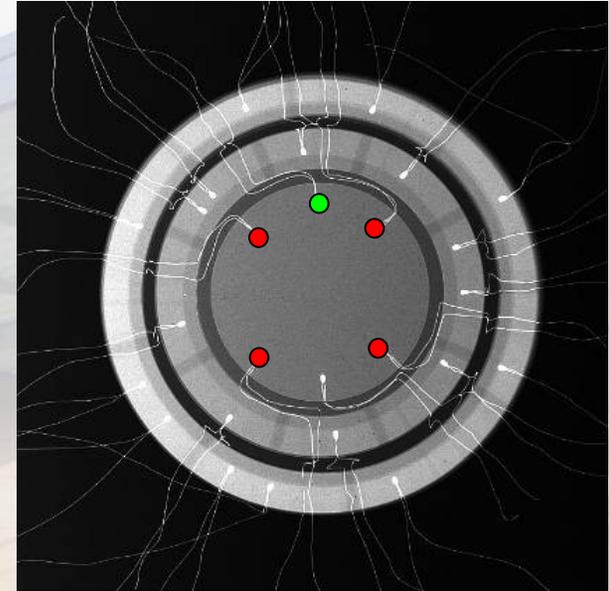
L # Δ R # ΔV pont de Wheatstone

chaleur spécifique de l'absorbeur ?
 sensibilité des thermistances ?
 transfert de chaleur parasite ?

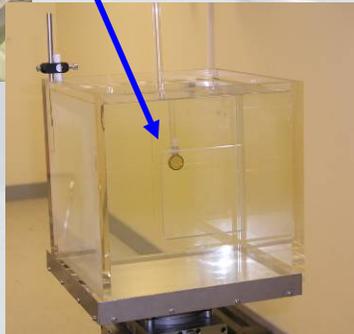
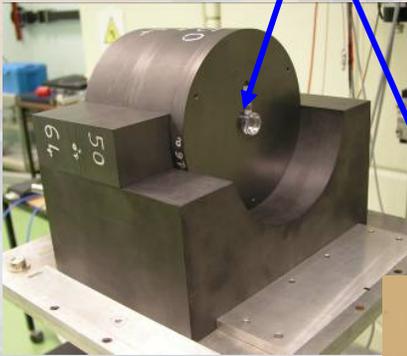
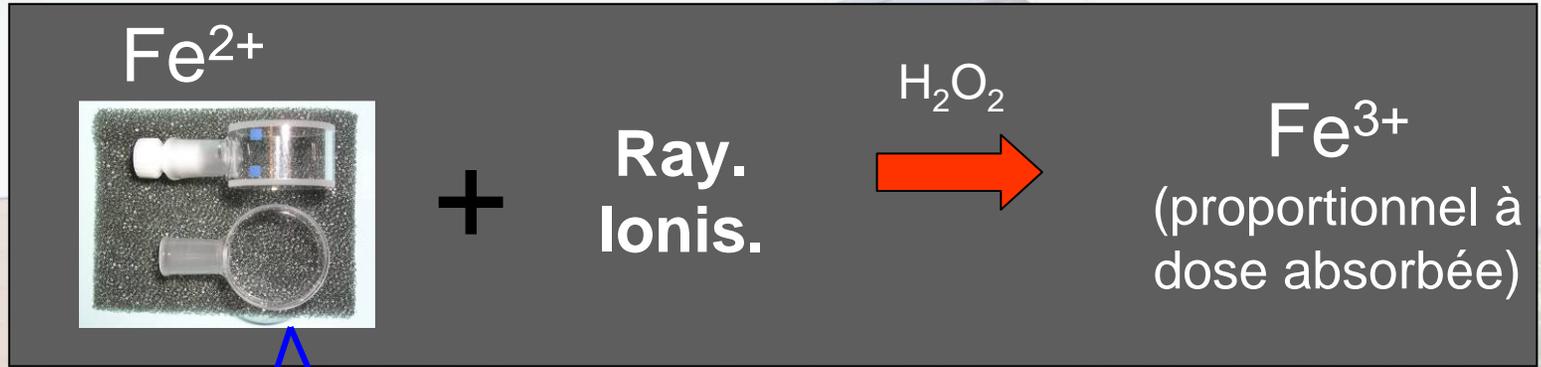
Etalonnage par substitution électrique

$$F = \frac{Q_{el}}{L_{el}}$$

$$D_c = \frac{F \cdot L}{m} \cdot \frac{1}{r_{cal}}$$



Dosimètre de Fricke

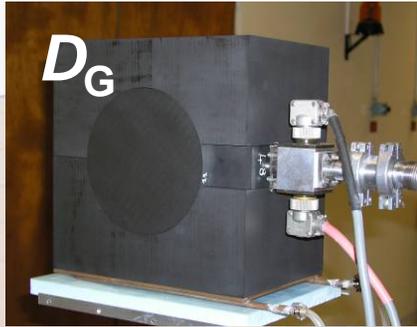


$DO \# [Fe^{+++}]$

$$\frac{DO_{eau}}{DO_G} \approx \frac{D_{eau}}{D_G}$$

Référence : mesures et calculs Monte Carlo

1 : Calorimètre Graphite



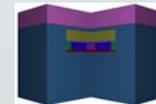
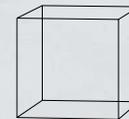
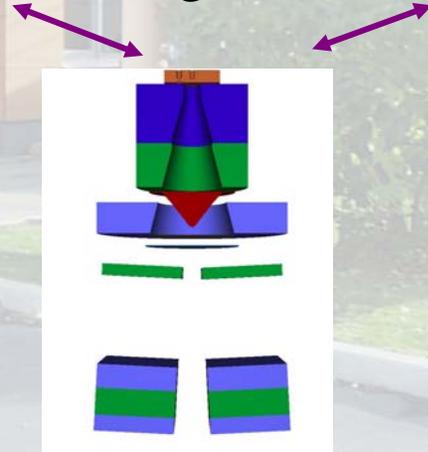
2 : Dosimètre Fricke fantôme graphite



3 : Dosimètre Fricke fantôme eau

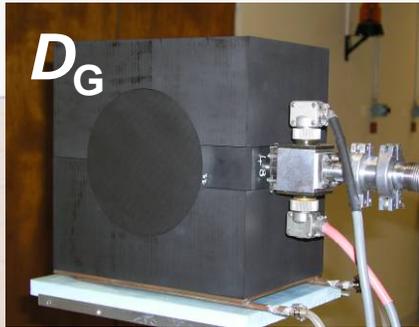


$$\frac{D_{\text{eau}}}{D_G}$$



Référence : mesures et calculs Monte Carlo

1 : Calorimètre Graphite



2 : Dosimètre Fricke fantôme graphite



3 : Dosimètre Fricke fantôme eau



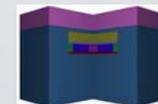
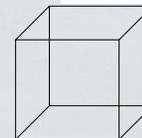
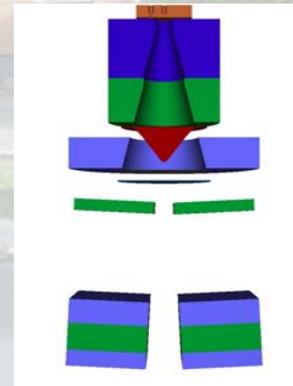
$$\frac{D_{eau}}{D_G}$$

Chambre d'ionisation de référence LNHB Fantôme eau

N_{Deau}

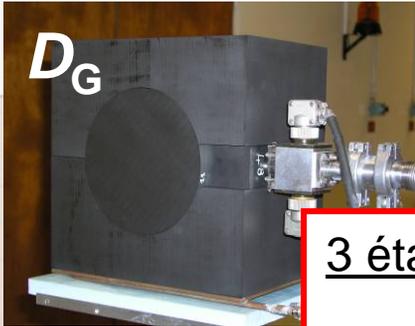


$$D_{eau}$$



Référence : mesures et calculs Monte Carlo

1 : Calorimètre Graphite



2 : Dosimètre Fricke fantôme graphite



3 : Dosimètre Fricke fantôme eau



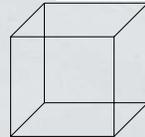
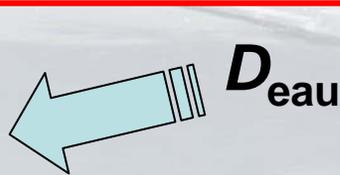
3 étapes pour aboutir à la référence nationale :

- Dose absorbée dans le graphite D_G
- Conversion Dose absorbée dans l'eau D_{eau}
- Etalonnage chambre de référence N_{Deau}

Chambre d'ionisation de référence LI

Fantôme eau

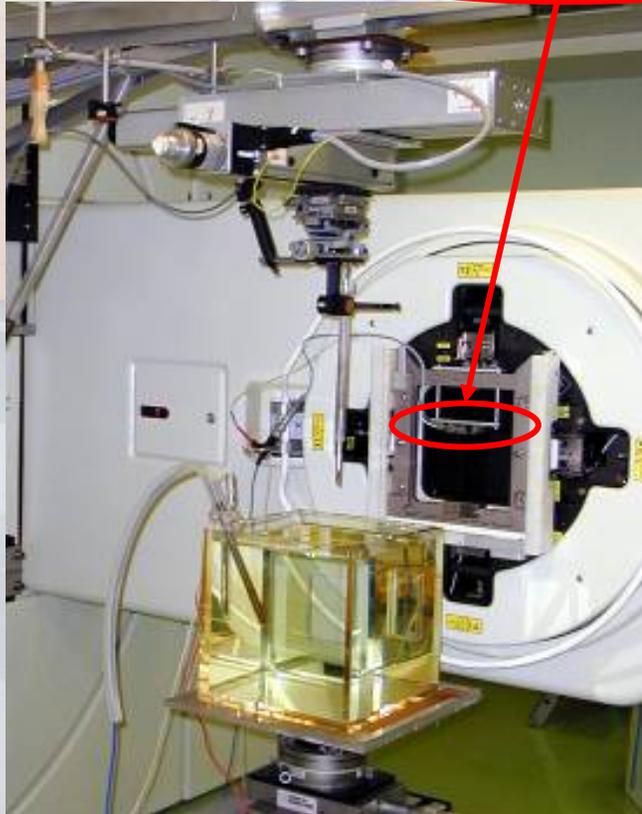
N_{Deau}



Etalonnage de dosimètres

$$N_{Dw Ch} = \frac{(l-mp)_{Ch ref} \prod k_{Ch ref}}{(l-mp)_{mon} \prod k_{mon}} N_{Dw ref}$$

$$\frac{(l-mp)_{mon} \prod k_{mon'}}{(l-mp)_{Ch} \prod k_{Ch}}$$



Sur
l'installation
de référence
du LNHB

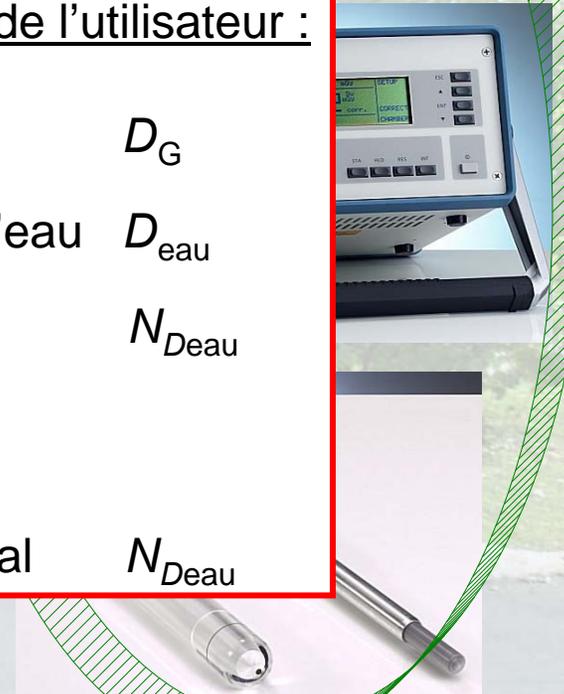
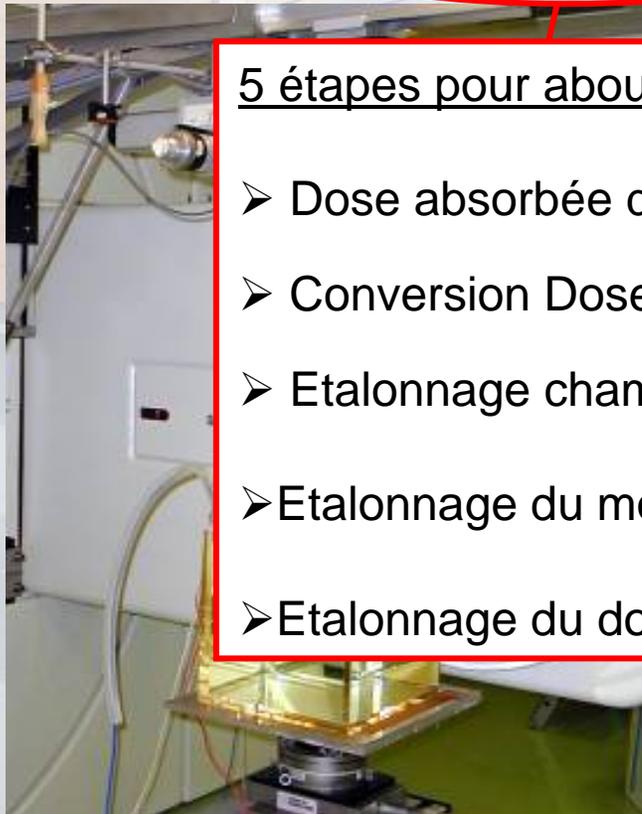


Etalonnage de dosimètres

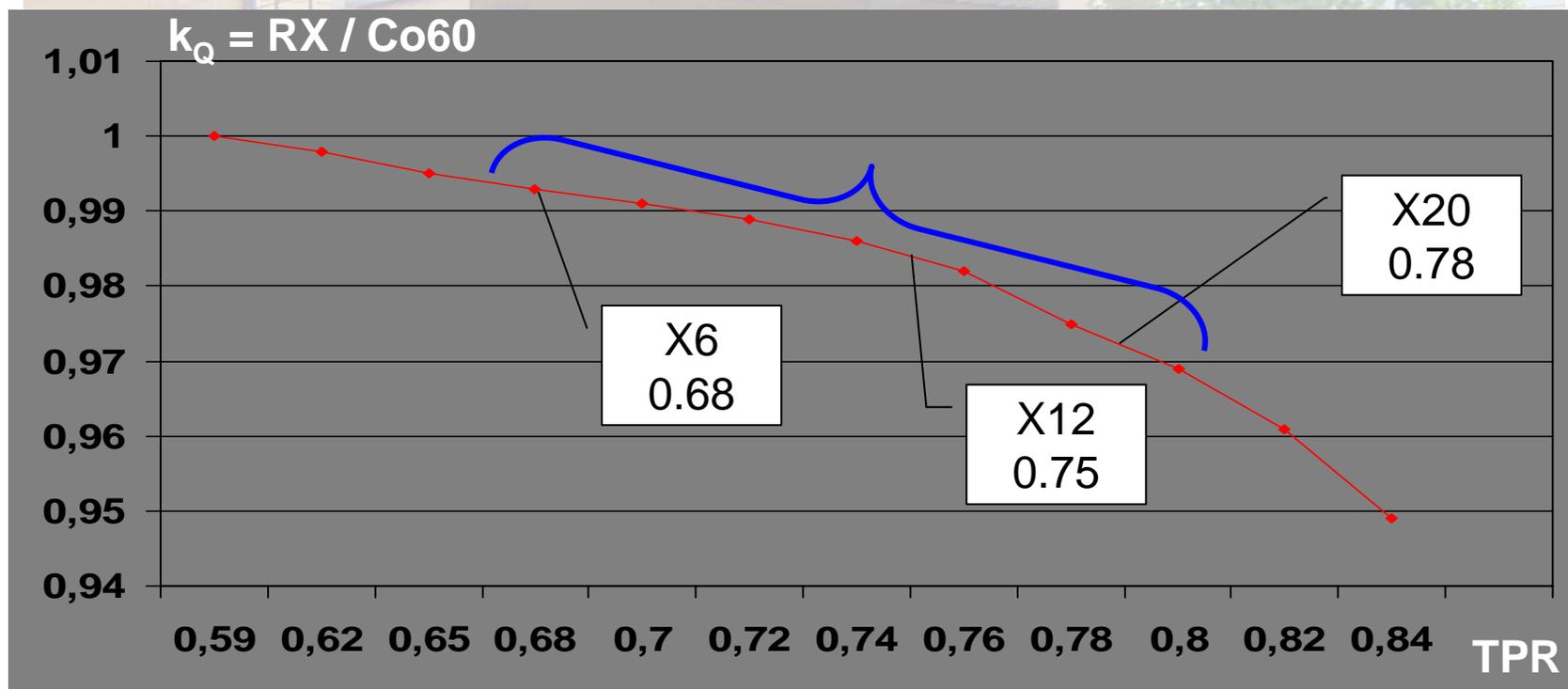
$$N_{Dw Ch} = \frac{(l-mp)_{Ch ref} \prod k_{Ch ref}}{(l-mp)_{mon} \prod k_{mon}} N_{Dw ref} \frac{(l-mp)_{mon} \prod k_{mon'}}{(l-mp)_{Ch} \prod k_{Ch}}$$

5 étapes pour aboutir à la référence de l'utilisateur :

- Dose absorbée dans le graphite D_G
- Conversion Dose absorbée dans l'eau D_{eau}
- Etalonnage chambre de référence N_{Deau}
- Etalonnage du moniteur du LINAC
- Etalonnage du dosimètre de l'hôpital N_{Deau}



1. Etalonnage à 3 qualités de faisceaux du LNHB ($TPR_{20,10}$)
2. Calcul du coefficients d'étalonnage pour les qualités utilisées par l'utilisateur (k_Q IAEA TRS 398)



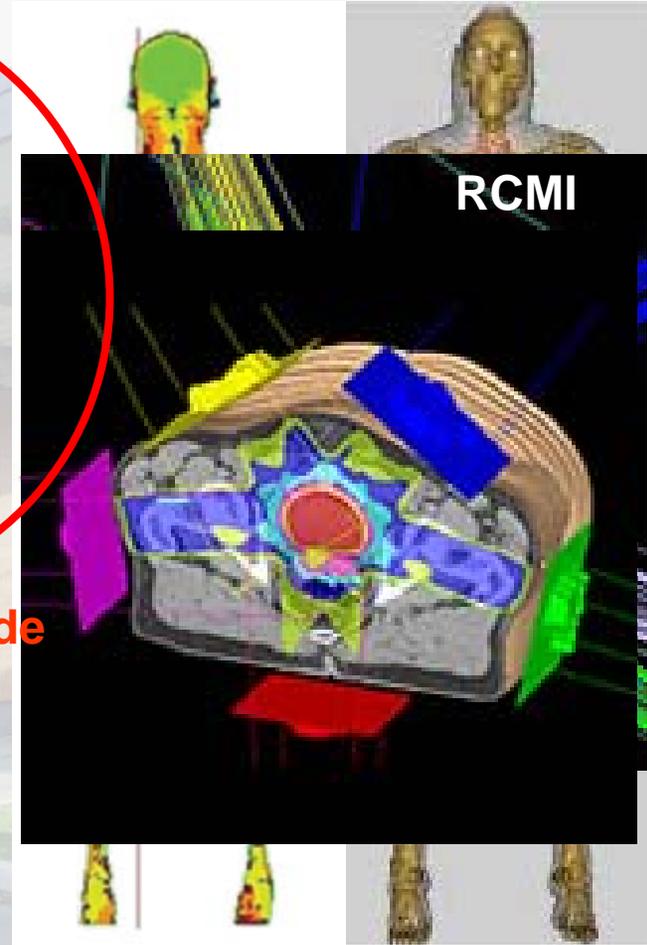
Protocoles : AIEA, AAPM, ...



Système de Planification du traitement



Source d'incertitude « erreur »



Conditions de Référence (rayons X)

- Tissue Phantom Ratio (TPR), ...
- Champ 10 x10 cm²
- à 10 cm de profondeur

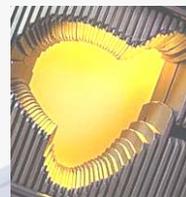
Taille de la tumeur jusqu'à quelques mm

Incertitude type ~ 1 %

Incertitude maximale ~ 2-3 %



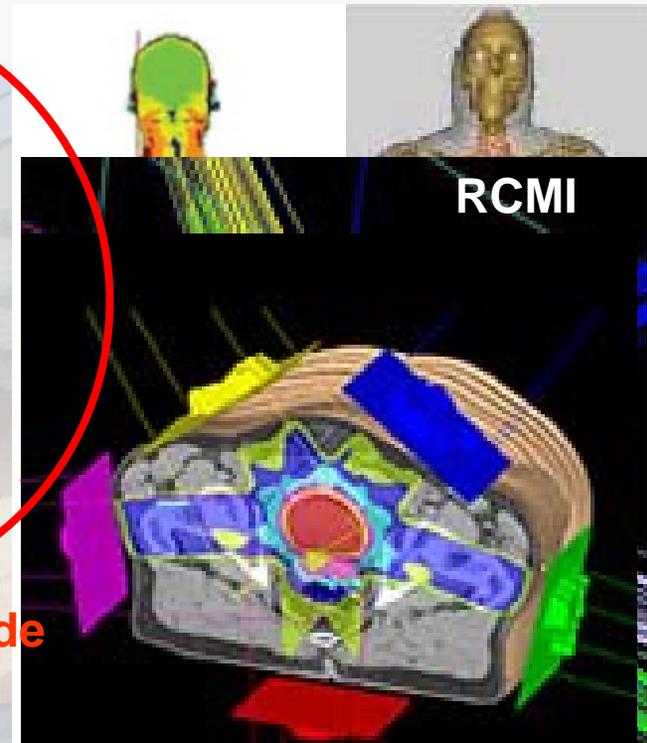
Protocoles : AIEA, AAPM, ...



Système de Planification du traitement



Source d'incertitude « erreur »



Nouvelles conditions de références

Nouveaux dosimètres primaires (2x2 cm²)

Nouveaux dosimètres de transfert (0.5x0.5 cm²)

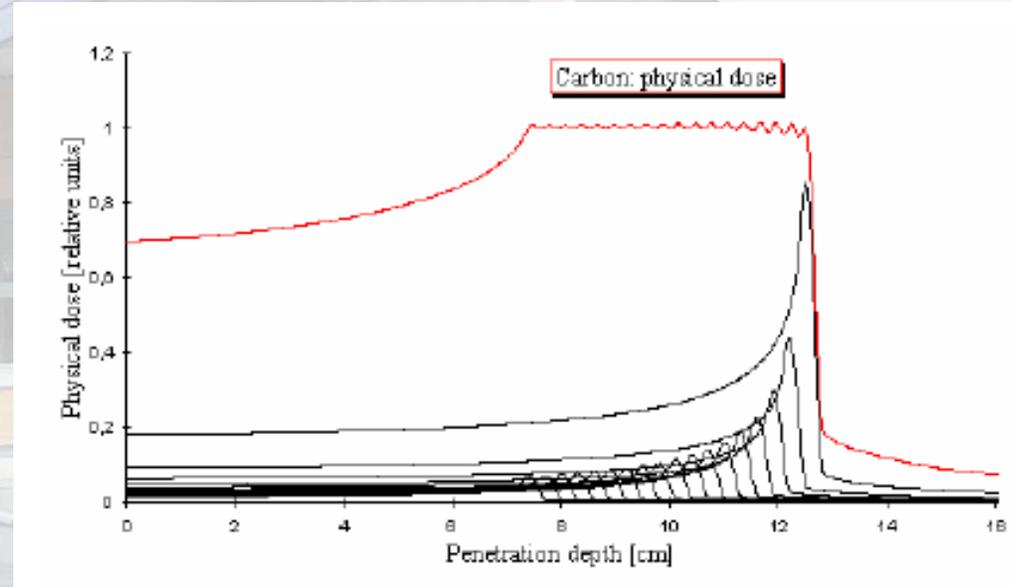
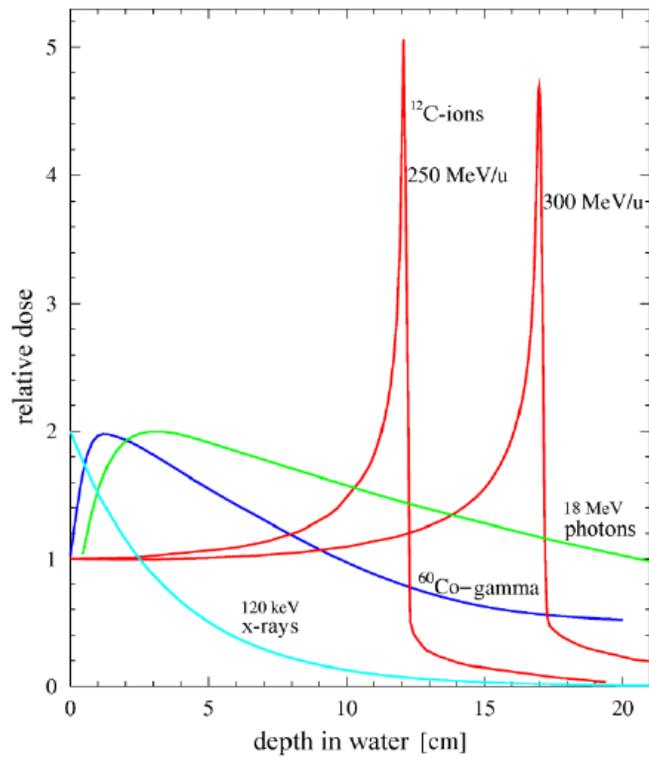
Nouveaux indicateurs de qualité des faisceaux

Benchmarks expérimentaux « cliniques » 2D 3D



Fait en 1991 par le LNHB-LMD au Centre de Proton-thérapie d'Orsay (CPO) :

Calorimètre Eq. Tissu, Proton de 65 MeV



AIEA 398, ICRU report 78



Comme pour la radiothérapie externe 2 méthodes :

- Calorimètre graphite + transfert graphite eau
- Calorimètre Eau

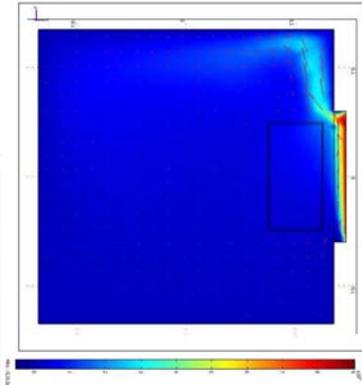
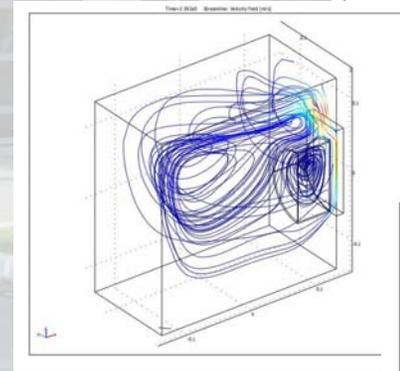
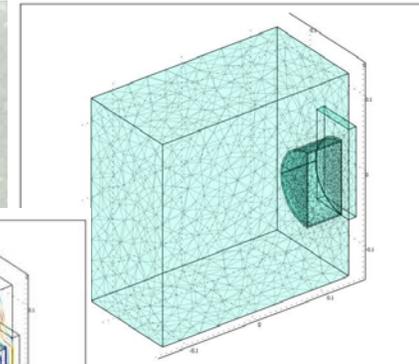
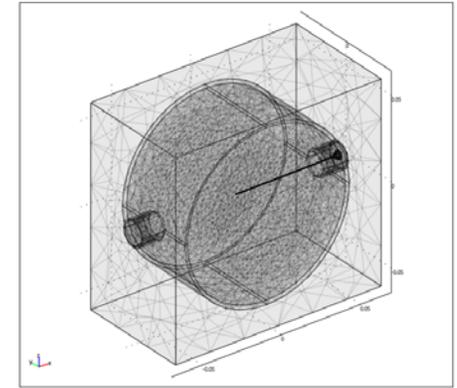
Les mêmes corrections :

- Interstices de vide,
- Transfert de chaleur,
- Impuretés

...

Calculs

MCNP X,
 GEANT4,
 éléments finis ANSYS, COMSOL,



Références primaires
10 x 10 cm²

RCMI

Références Primaire
Petit champs

Dosimétrie de transfert

Benchmark

TPS

Dose à la tumeur

Meilleure traçabilité à la référence
Meilleure précision sur la dose à la tumeur
Augmentation des doses
Plus grande efficacité du traitement





Je vous remercie pour votre attention