

DETERMINATION DE LA DOSE ABSORBEE DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE EN RADIOTHERAPIE:

*PRINCIPES ET APPLICATION DES PROTOCOLES
INTERNATIONAUX DE DOSIMETRIE*

Camille LLAGOSTERA, Physicienne Médicale
Service de Physique Médicale, Centre René Gauducheau
Master RIA

2. Problématique

3. Choix/Etalonnage du détecteur

4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur

5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation

6. Protocoles de dosimétrie

- Protocole IAEA 277
- Protocole IAEA 398

7. Aspects pratiques

- Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
- Faisceaux de photons HE
- Faisceaux d'électrons de HE
- Faisceaux de photons BE
- Faisceaux de photons ME

9. Incertitudes de mesure

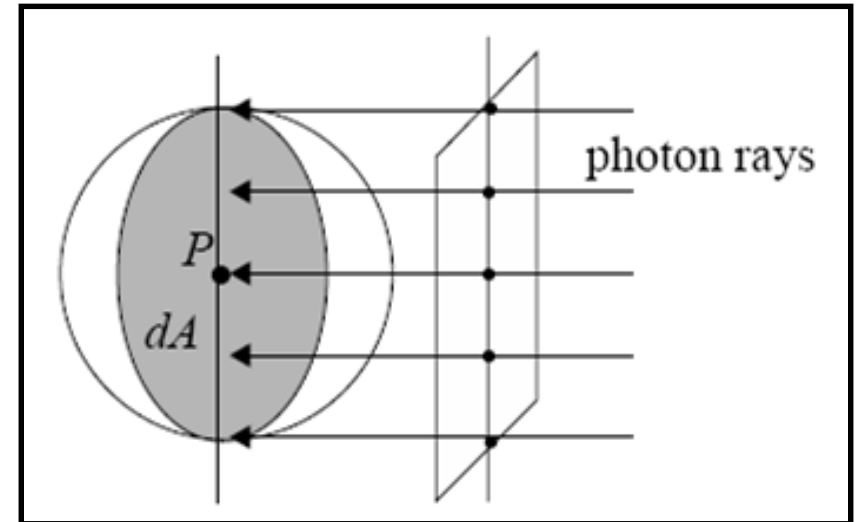
10. Assurance Qualité de la dose

FLUENCE DE PARTICULES

Représente le nombre de particules dN traversant une surface donnée dA (section d'une sphère)

$$\phi = \frac{dN}{dA}$$

Unité : m^{-2}



DEBIT DE FLUENCE DE PARTICULES

Représente le nombre de particules dN traversant une surface donnée dA (section d'une sphère) par unité de temps dt

$$\varphi = \frac{\phi}{dt} = \frac{dN}{dA \cdot dt}$$

Unité : $\text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$

FLUENCE ENERGETIQUE

Représente la quantité d'énergie du faisceaux incident dE traversant une surface donnée dA (section d'une sphère)

$$\Psi = \frac{dE}{dA}$$

Unité : J.m^{-2}

Dans le cas d'un faisceau mono-énergétique la fluence énergétique peut être exprimée en fonction de la fluence de particules et de l'énergie d'une particule E :

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E = \phi E$$

Dans le cas d'un faisceau poly-énergétique (spectre de particules = réalité) on parle de spectre de fluence en énergie

$$\Psi_E(E) = \frac{d\psi}{dE}(E)$$

EXEMPLE DE SPECTRE DE PHOTONS ET DE SPECTRE DE FLUENCE EN ENERGIE POUR DE RX DE 250kV

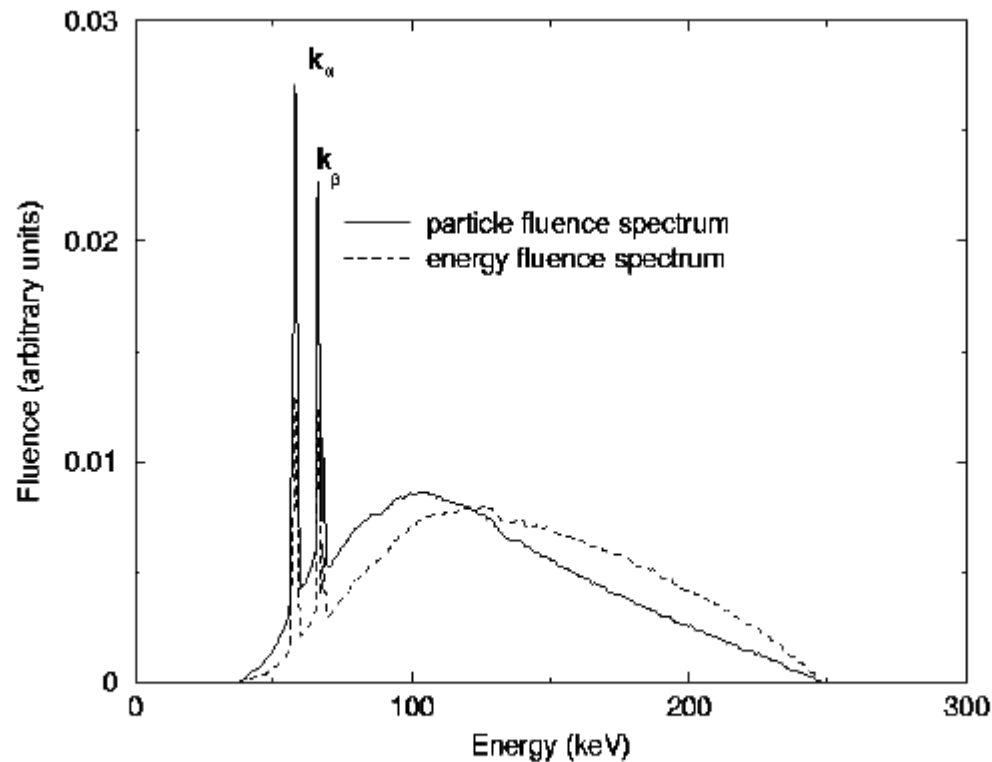
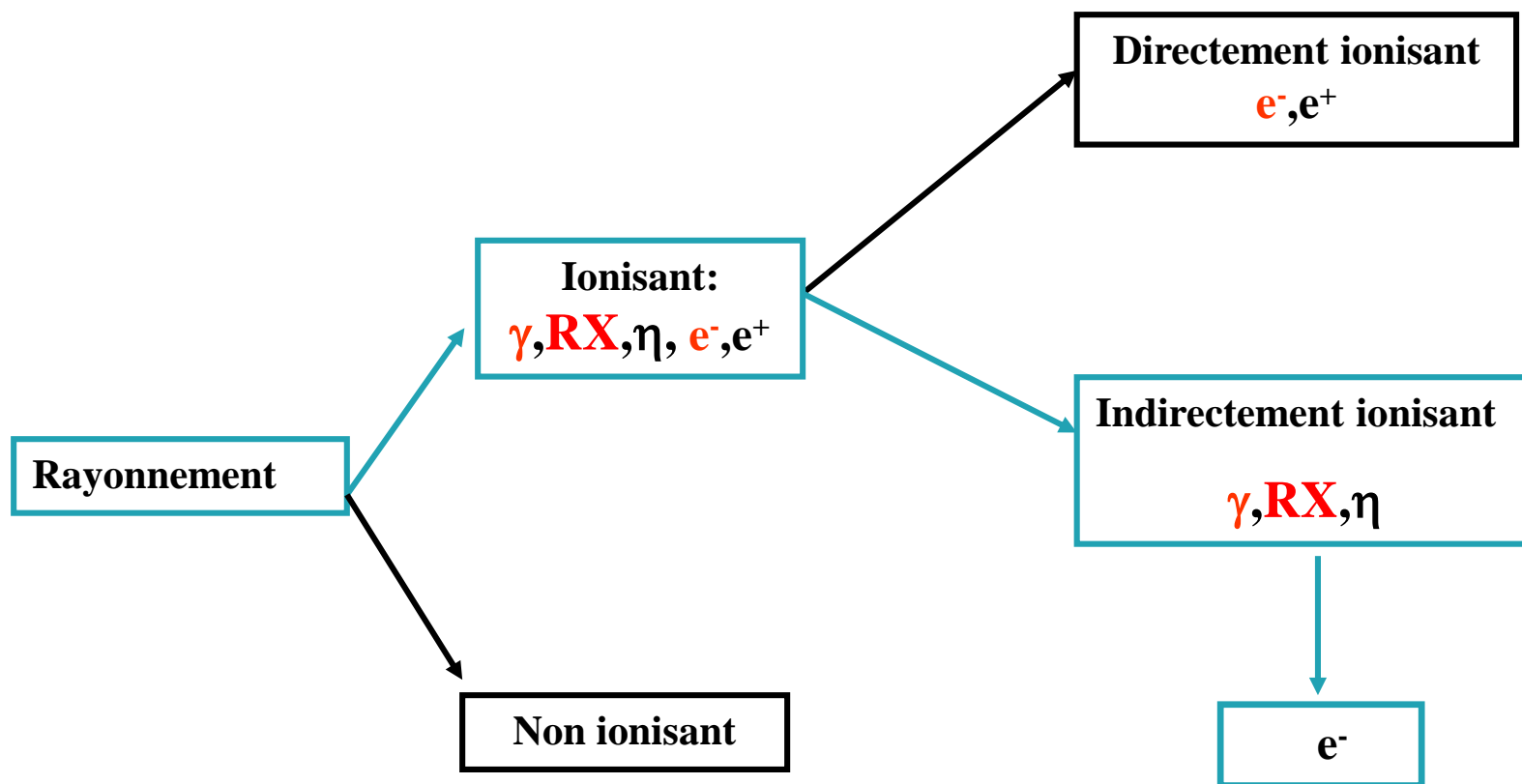
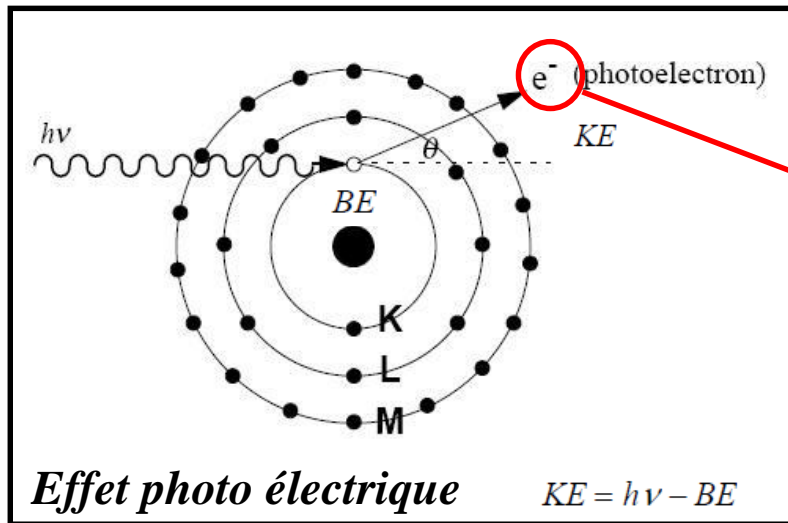


FIG. 2.1. Photon fluence and energy fluence spectra at 1 m from the target of an x-ray machine with tube potential 250 kV and added filtration of 1 mm Al and 1.8 mm Cu (target material: W; inherent filtration 2 mm Be).

INTERACTION RAYONNEMENT MATIERE

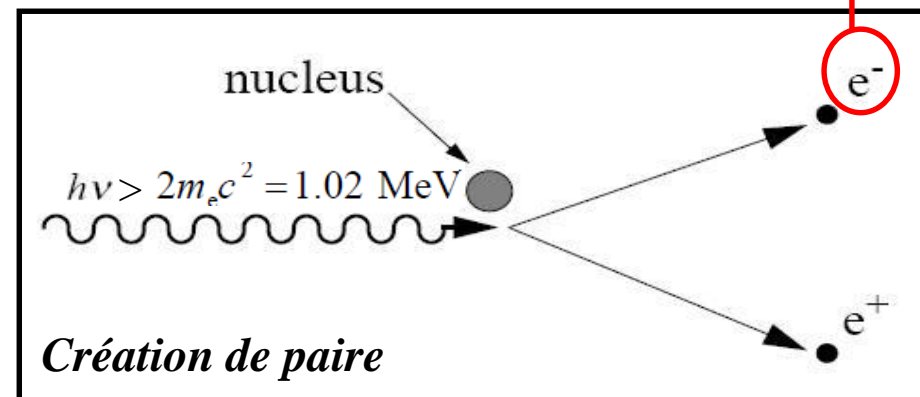
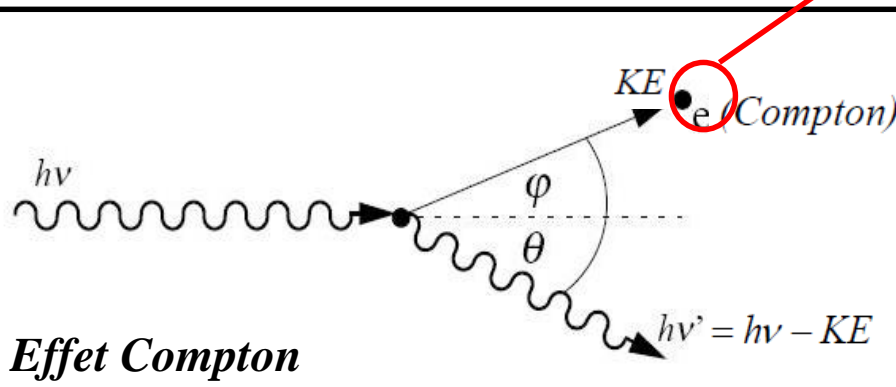


INTERACTIONS PHOTONS (RX, γ) - MATIERE « UTILES POUR LA RTE »



Électrons secondaires (e-II)

**Ionisation et excitation de la matière →
Transfert d'énergie → Réactions physico-
chimiques → effet biologique**



INTERACTION PHOTONS (RX) - MATIERE

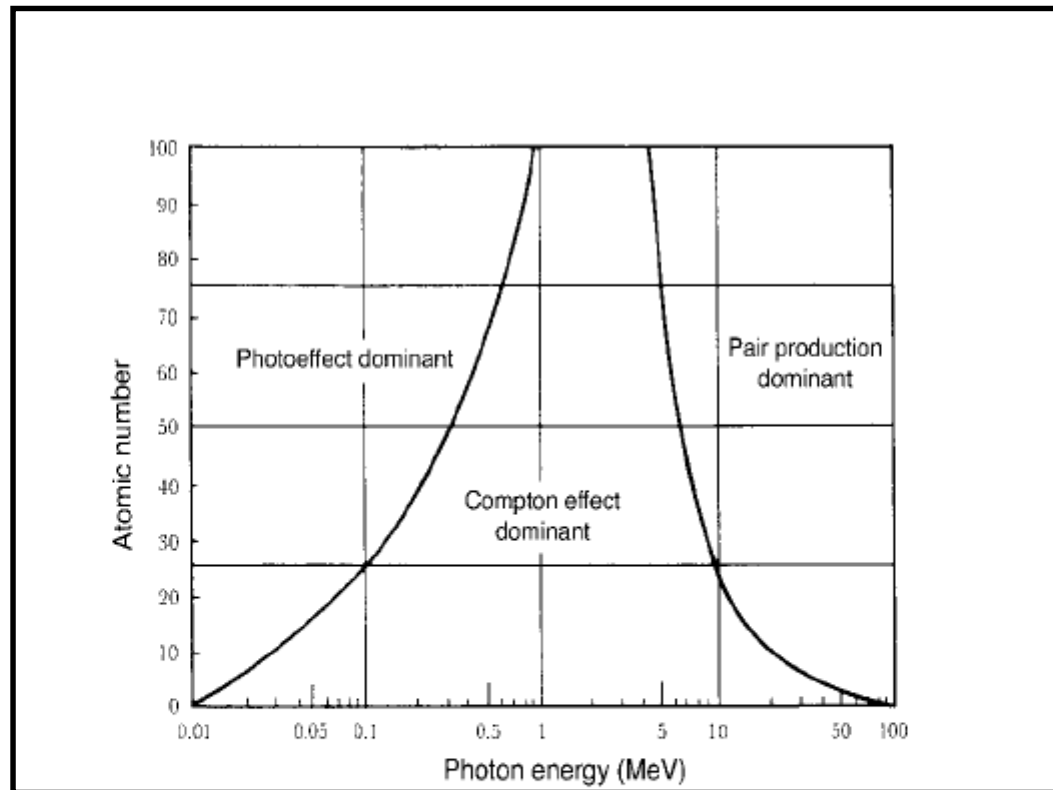
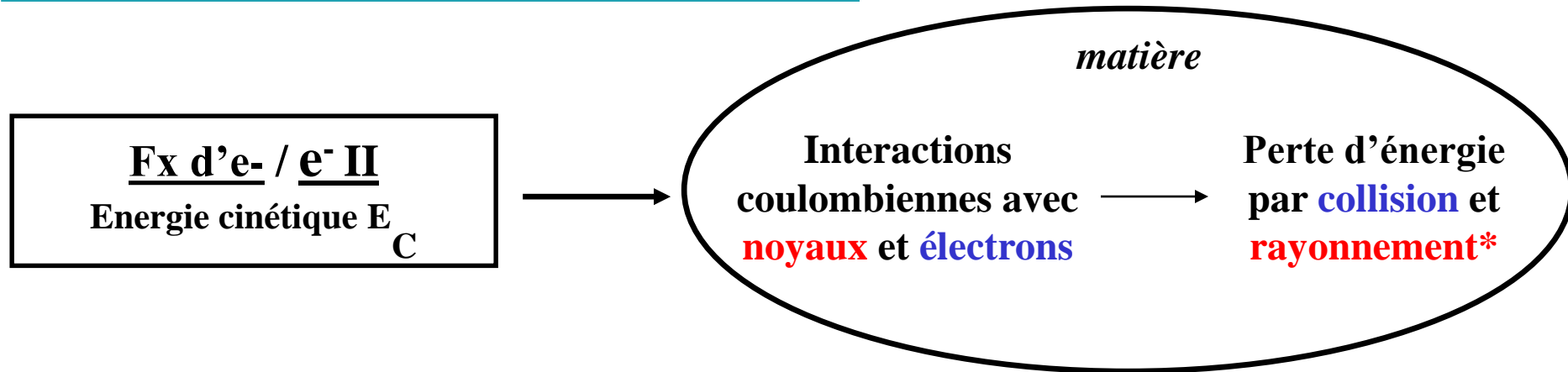


FIG. 1.8. Regions of relative predominance of the three main forms of photon interaction with matter. The left curve represents the region where the atomic coefficient for the photoeffect and Compton effect are equal ($\tau_a = \sigma_c$), the right curve is for the region where the atomic Compton coefficient equals the atomic pair production coefficient ($\sigma_c = \kappa$).

INTERACTION ELECTRONS - MATIERE



La perte d'énergie est caractérisée par le pouvoir d'arrêt massique total : S
exprimé en $(Mev.cm^2.g^{-1})$

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$$

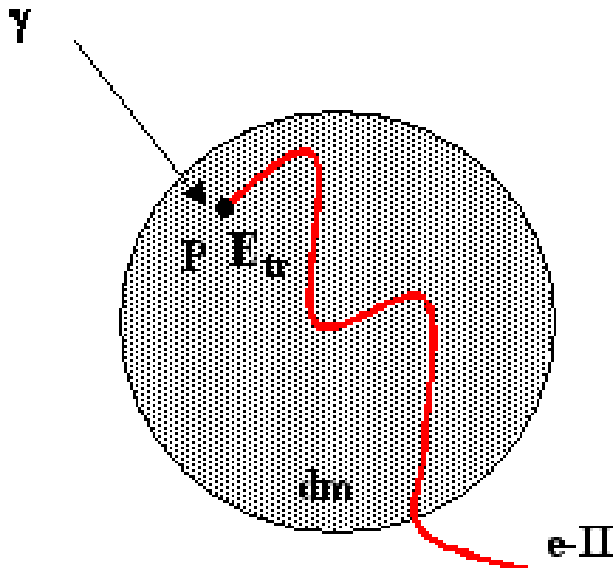
$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} (1 - g) = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}$$

g: Fraction de l'énergie des e^- qui est perdue par **rayonnement de freinage***

KERMA (Kinetic Energy Released per unit Mass):

→ Particules indirectement ionisantes (γ, RX, η)

Représente la quantité d'énergie transférée par les particules indirectement ionisantes (RX) aux particules directement ionisantes (e^-) sous forme d'énergie cinétique dans une unité de masse dm



$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm}$$

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

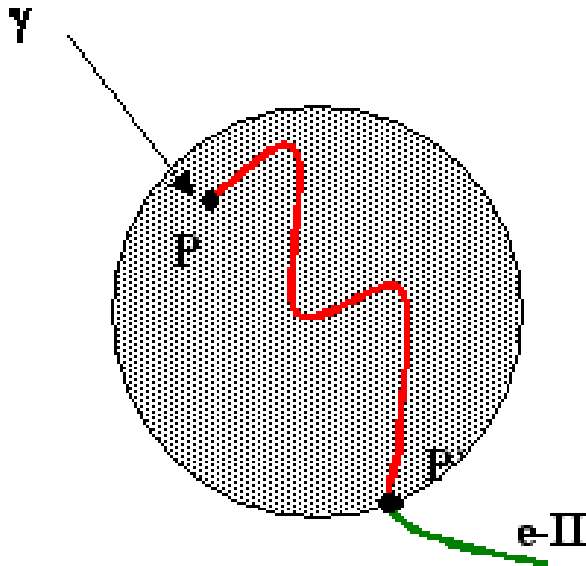
$$K_{col} = K(1 - g)$$

E_{tr} : Somme des E_c des e^- libérés dans dm
 En Gy ou J/Kg

DOSE ABSORBÉE:

→ Particules indirectement et directement ionisantes (γ , RX, η , e^- , ...)

Représente la quantité d'énergie perdue par les particules directement ionisantes (e^-) dans l'unité de masse dm



$$D = \frac{d\bar{E}_{ab}}{dm}$$

E_{ab} : Différence des E_c des e^- qui entrent dans dm et qui sortent de dm

En Gy ou J/Kg

DOSE ET KERMA SONT DONC DES QUANTITES TRES PROCHES:

ENERGIE PAR UNITE DE MASSE

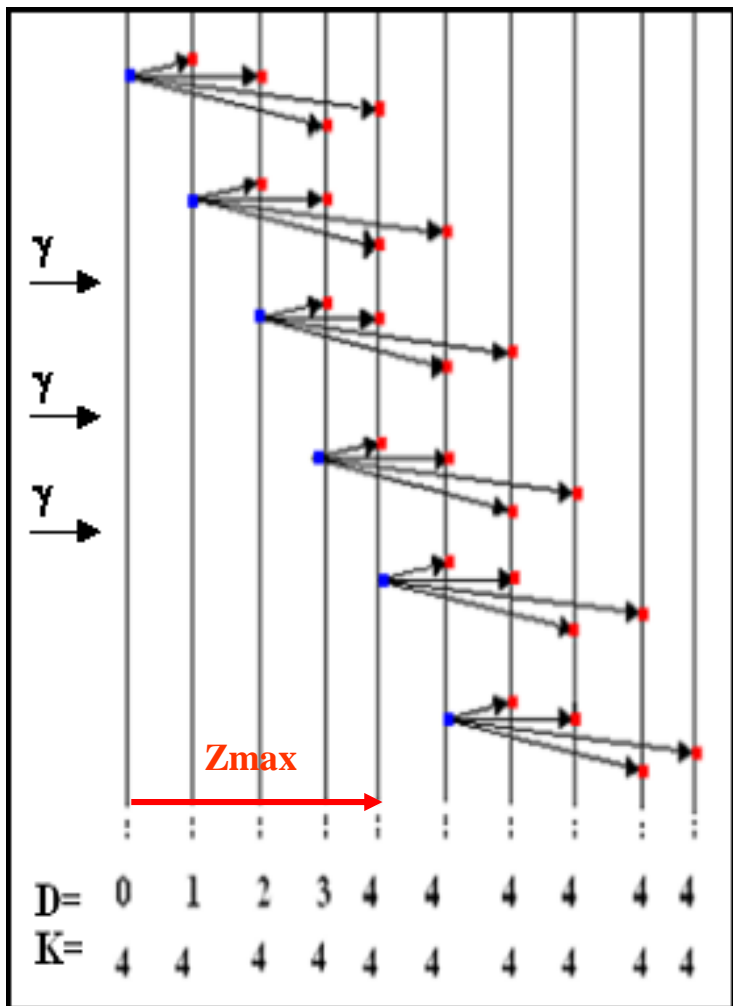
**LA DIFFERENCE INTERVIENT SI ON CONSIDERE LE LIEU DU DEPOT
D'ÉNERGIE DANS LE MILIEU**

POUR LE **KERMA PEU IMPORTE LE LIEU : ON NE CONSIDERE QUE L'ÉNERGIE TRANSFEREE AUX ELECTRONS SECONDAIRES DANS L'UNITE DE MASSE dm .**

POUR **LA DOSE, AU CONTRAIRE, ON NE CONSIDERE QUE L' ÉNERGIE DEPOSEE PAR LES ELECTRONS SECONDAIRES DANS L'UNITE DE MASSE dm**

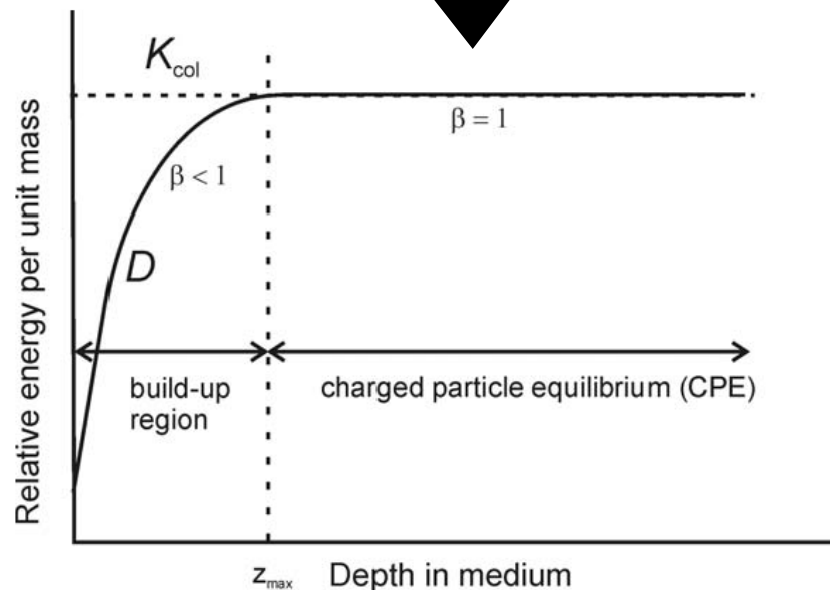
RAPPEL

EQUILIBRE ELECTRONIQUE:



Non prise en compte de l'atténuation et de la diffusion du FX de photons dans le milieu

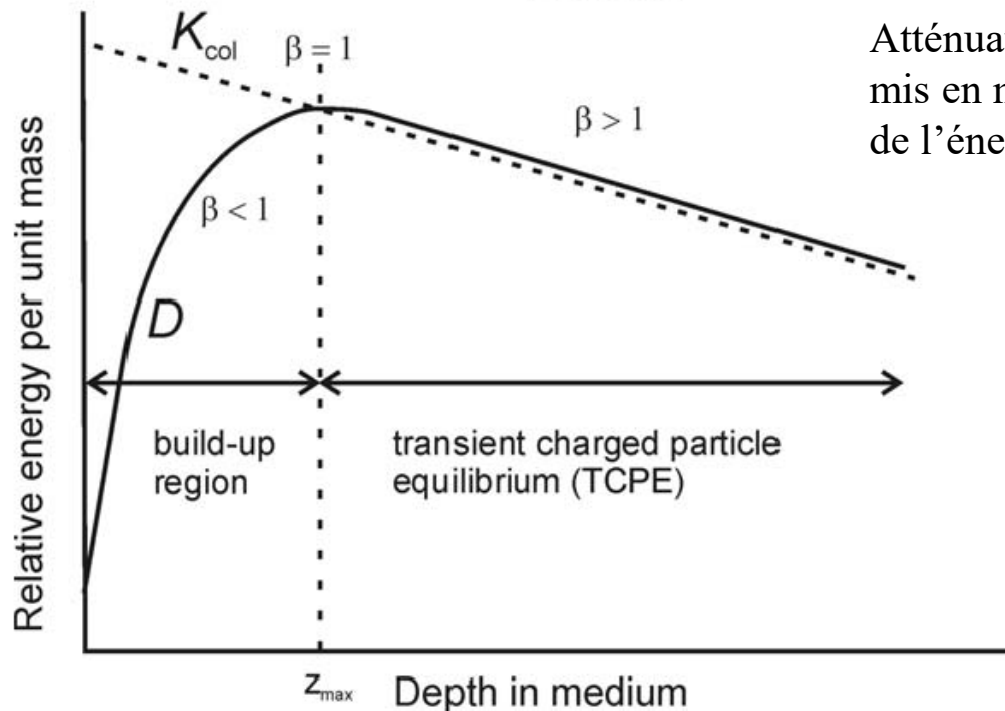
$$\beta = D / K_{col}$$



EQUILIBRE ELECTRONIQUE:

Avec prise en compte de l'atténuation et de la diffusion du FX de photons dans le milieu

$$I(x) = I_o e^{-\mu x}$$



Atténuation du Fx de photons = moins d'e-II mis en mouvement que d'e-II qui perdent de l'énergie

EQUILIBRE ELECTRONIQUE:

Approximation:

LES PHOTONS QUI COMPOSENT LE RAYONNEMENT DE FREINAGE NE CONTRIBUENT PAS A LA DOSE DANS L'UNITE DE MASSE CONSIDEREE

$$D = K_{col} = K_{tot} (1 - g)$$

INDICE DE QUALITE DES FAISCEAUX

Pourquoi un Indice de qualité?

Communément utilisation de « l'Energie »:

RX: MV (tension nominale d'accélération)

e-: MeV (énergie nominale)

→ Pour deux tensions nominales identiques les RDT peuvent être très différents

► *Ces indications ne suffisent pas à caractériser le faisceau*

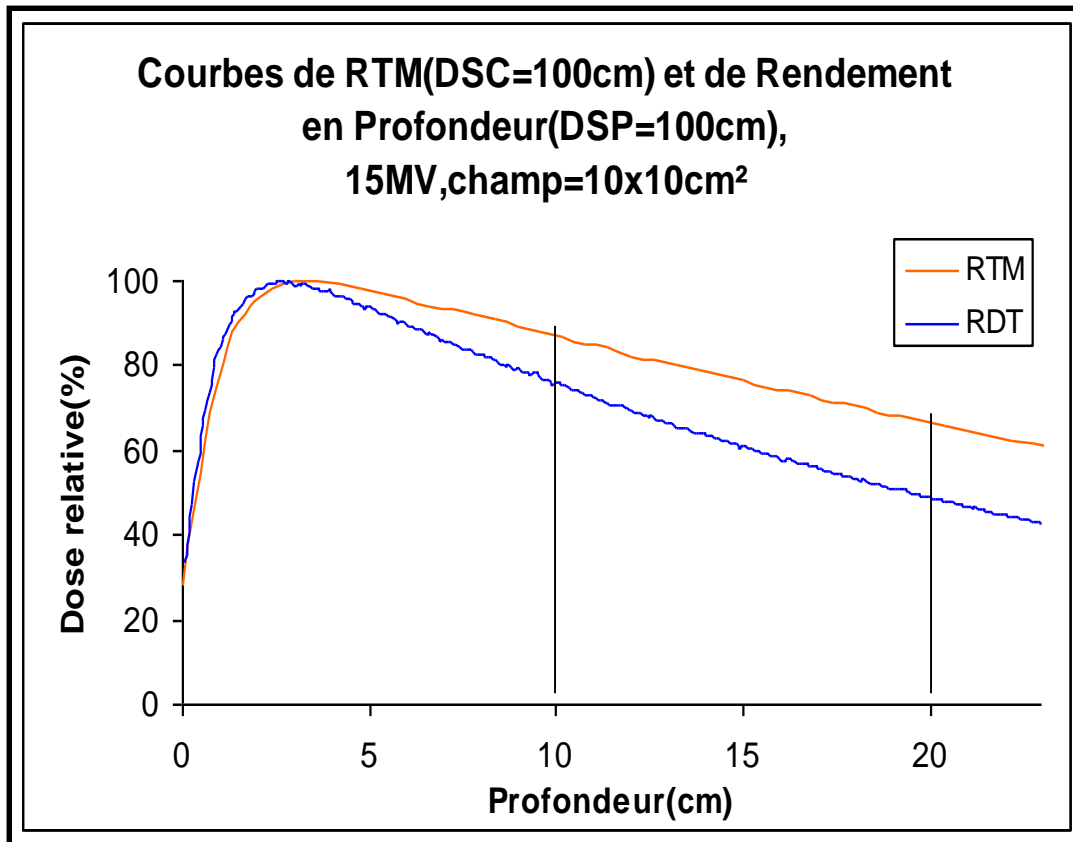
Les Indices de qualité doivent permettre de décrire la façon dont le faisceau pénètre dans la matière

Leur détermination doit être simple à réaliser

INDICE DE QUALITE DES FAISCEAUX DE PHOTONS HE (Q)

L'indice de qualité traduit la façon dont le faisceau est atténué dans l'eau.

Il est défini comme le rapport de la dose à 20 et 10 cm pris sur la courbe de RTM



$$IQ = RTM_{10}^{20} = TPR_{10}^{20} = \frac{D_{20}}{D_{10}}$$

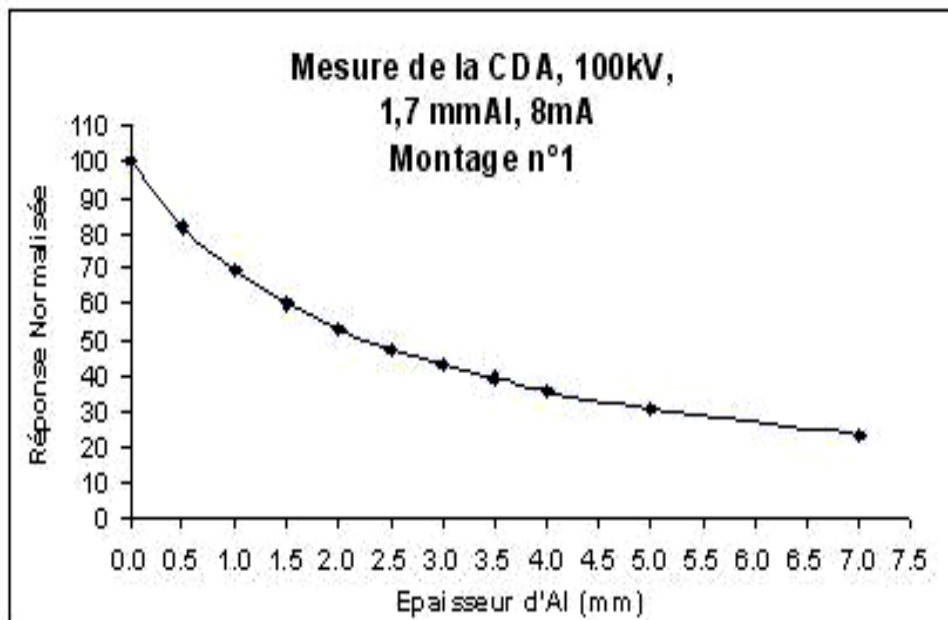
$$IQ = 1,2661 \cdot RDT_{10}^{20} - 0,0595$$

D'après AIEA, TRS-398

INDICE DE QUALITE DES FAISCEAUX DE PHOTONS BE ($\leq 100\text{kV}$)

La qualité des faisceaux de photons de BE se définit par la tension du tube et par la valeur de la première CDA exprimée en mm d'aluminium

CDA (Couche de Demi Atténuation) : épaisseur d'aluminium qui réduit de moitié le débit de kerma dans l'air du faisceau.



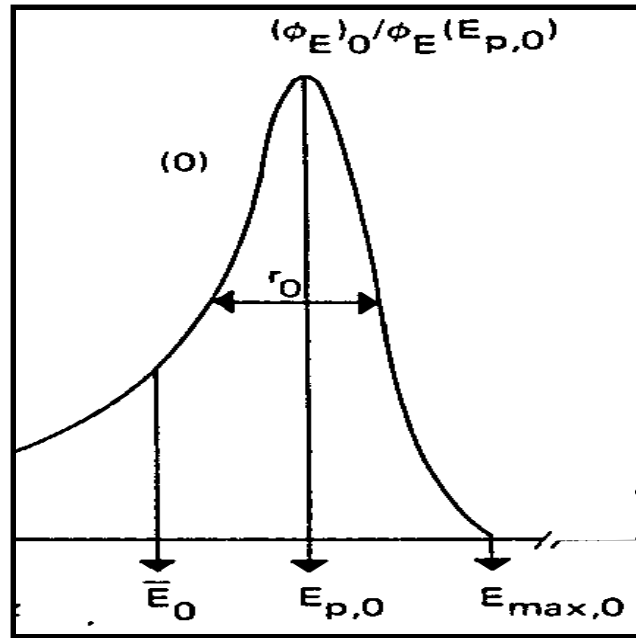
Pureté des plaques d'Aluminium:
99,99 %

Épaisseur des plaques : +/- 1%

Mesurée en conditions de faisceau étroit

→ pas de prise en compte du ryt diffusé

INDICE DE QUALITE DES FAISCEAUX D'ELECTRONS HE



Anciens Protocoles:

On se réfère à l'énergie moyenne du spectre d'électrons à la surface du fantôme d'eau

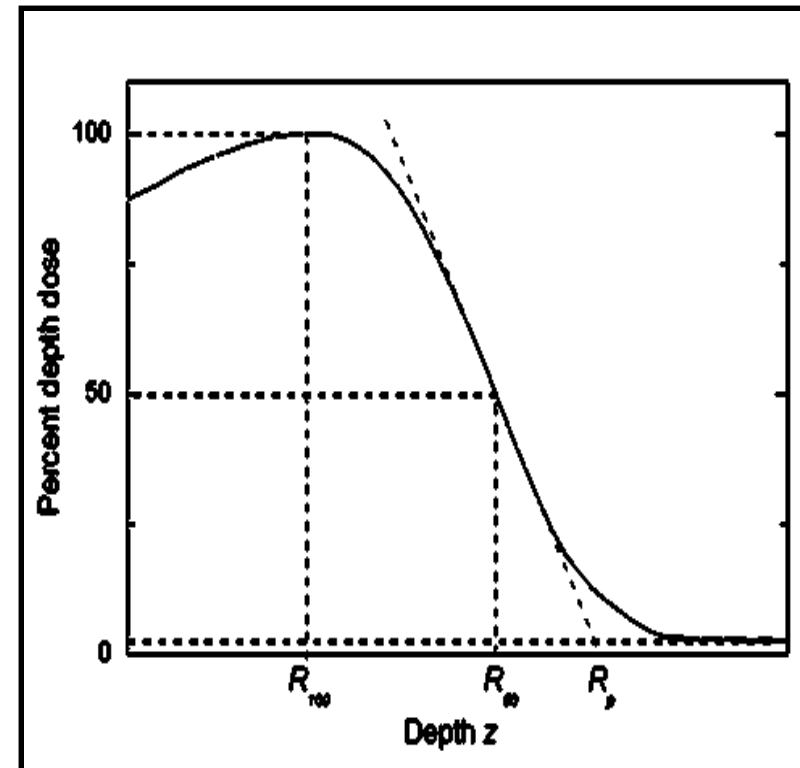
$$IQ = \bar{E}_0$$

Nouveaux Protocoles:

On exprime la qualité des faisceaux d'électrons par le R_{50}

Il s'agit de la profondeur à laquelle la courbe de rendement est égale à 50% de sa valeur maximale

$$IQ = R_{50}$$



1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

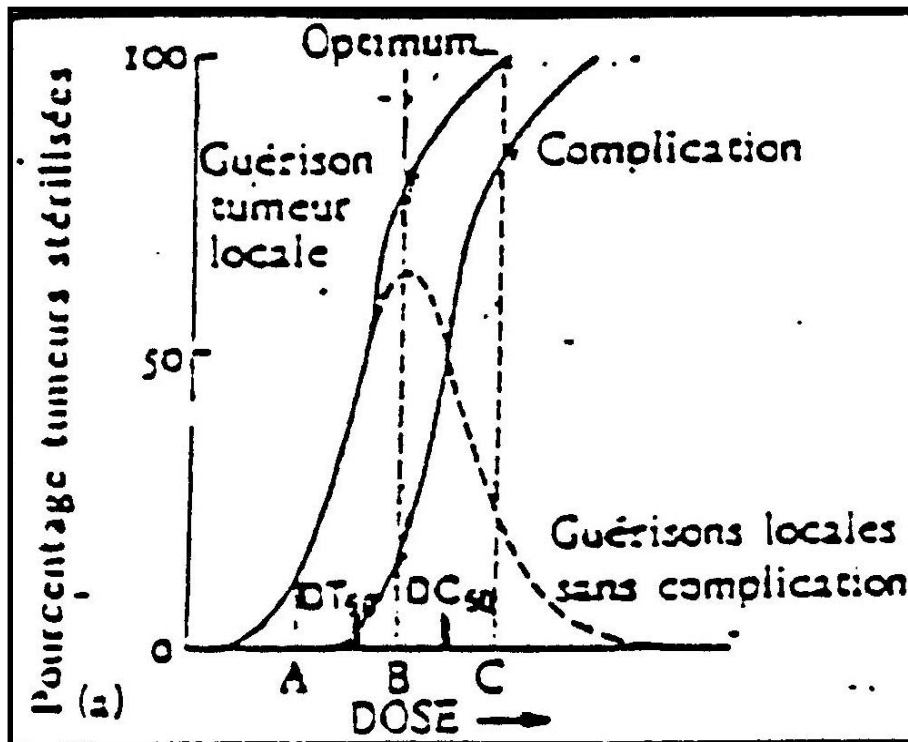
PROBLEMATIQUE

L'effet biologique des rayonnements sur les tissus est étroitement corrélé à la dose absorbée

Dose trop élevée → Complication (toxicité)

Dose trop faible → Récidive

Tumeur moyennement radiosensible



La dose délivrée doit correspondre à la dose optimale qui est le meilleur compromis « Stérilisation tumorale/Complications »

Étalonnage de la chaîne de mesure de référence dans un
laboratoire officiel



Détermination de la dose dans les conditions de référence ($\pm 2\%$)
→ Etalonnage des faisceaux → Relation UM/Gy



Mesure des distribution de dose dans un fantôme
→ Dosimétrie relative des faisceaux



Données anatomiques du patient:
→ Calcul de la distribution de la dose dans le patient
→ Calcul des UM des faisceaux de traitement



Traitement ($\pm 5\%$)

PROBLEMATIQUE

Détermination de la dose dans les conditions de références

Précision $\pm 2\%$



LES PROTOCOLES INTERNATIONAUX DE DOSIMETRIE FIXENT:

- LE FORMALISME, LA METHODOLOGIE
- LES CONDITIONS DE REFERENCE SELON LES IQ DES FAISCEAUX



IAEA: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

CHOIX DU DETECTEUR

CARACTERISTIQUES REQUISES:

- *Volume de détection de petite dimension* perturbant le moins possible le milieu de mesure (théorie de la cavité de Bragg-Gray)

Caractéristiques *géométriques et physiques* parfaitement connues

→ référencées dans les protocoles internationaux

- Indépendance de la réponse détecteur → *Qualité du Faisceau*

→ *Dose*

→ *Débit de dose*

CHAMBRE D'IONISATION
A CAVITE D'AIR

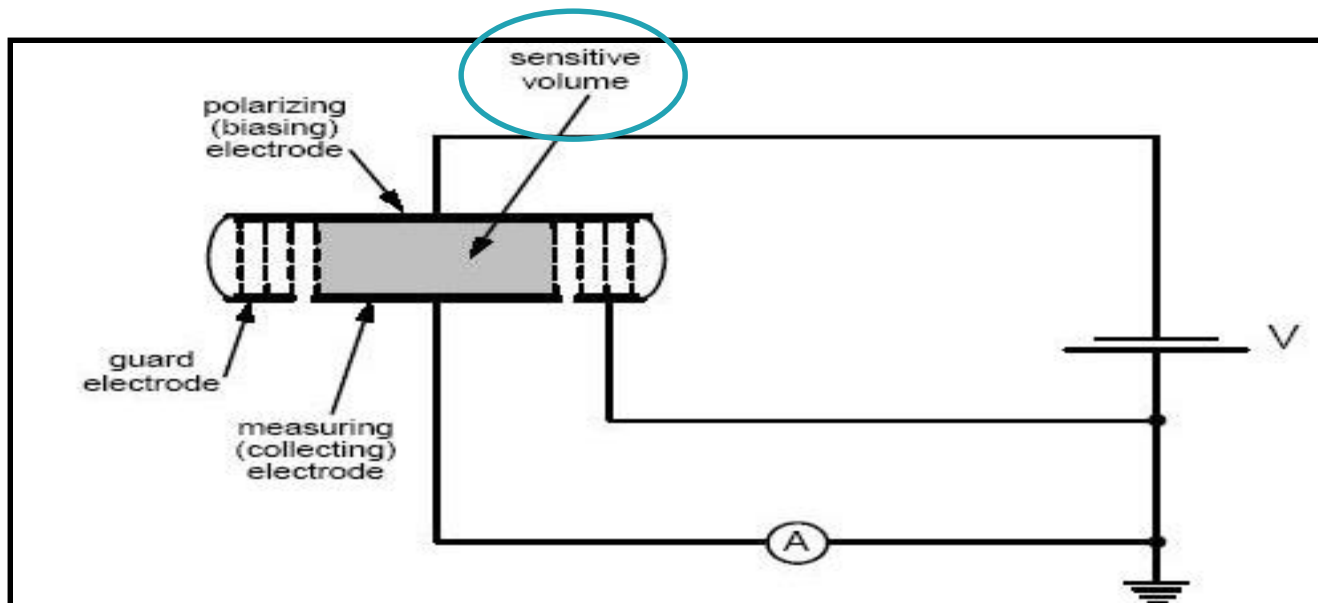
CHOIX DU DETECTEUR

PRINCIPE DE LA MESURE:

Recueillir tous les ions créés par les interactions dans la cavité d'air de la chambre sous l'action du champ électrique appliqué entre les 2 électrodes.

Tension d'alimentation généralement comprise entre |200| et |400| V

Ionisations $\xrightarrow{\text{ions (+)}} \text{électrode (-)} \xrightarrow{\text{e}^-} \text{électrode (+)}$



CHOIX DU DETECTEUR

PRINCIPE DE LA MESURE:

Mesure du nombre total de charges produites (Q) par les ionisations dans la cavité d'air de masse m_{air} :

- ➔ Q proportionnelle à la dose dans l'air de la cavité
- ➔ Signal recueilli s'exprime en coulomb

$$D_{\text{air}} = \frac{Q}{m_{\text{air}}} \cdot \left[\frac{W_{\text{air}}}{e} \right]$$

D_{air} : Dose dans l'air de la cavité de la CI

m_{air} : masse d'air contenue dans de la cavité

$\left[\frac{W_{\text{air}}}{e} \right]$: Energie moyenne nécessaire à la production d'une paire d'ions dans l'air par unité de charge collectée (33,97 eV/ion ou J/C)

TABLE I. RECOMMENDATIONS FOR IONIZATION CHAMBER DESIGN

CYLINDRIQUE

- photons ME (100kV-300kV)
- photons et électrons HE

PLATE

- photons de BE (<100kV)
- électrons d'énergie inf. ou égale à 10 MeV

CHOIX DU DETECTEUR

CHAMBRE D'IONISATION CYLINDRIQUE

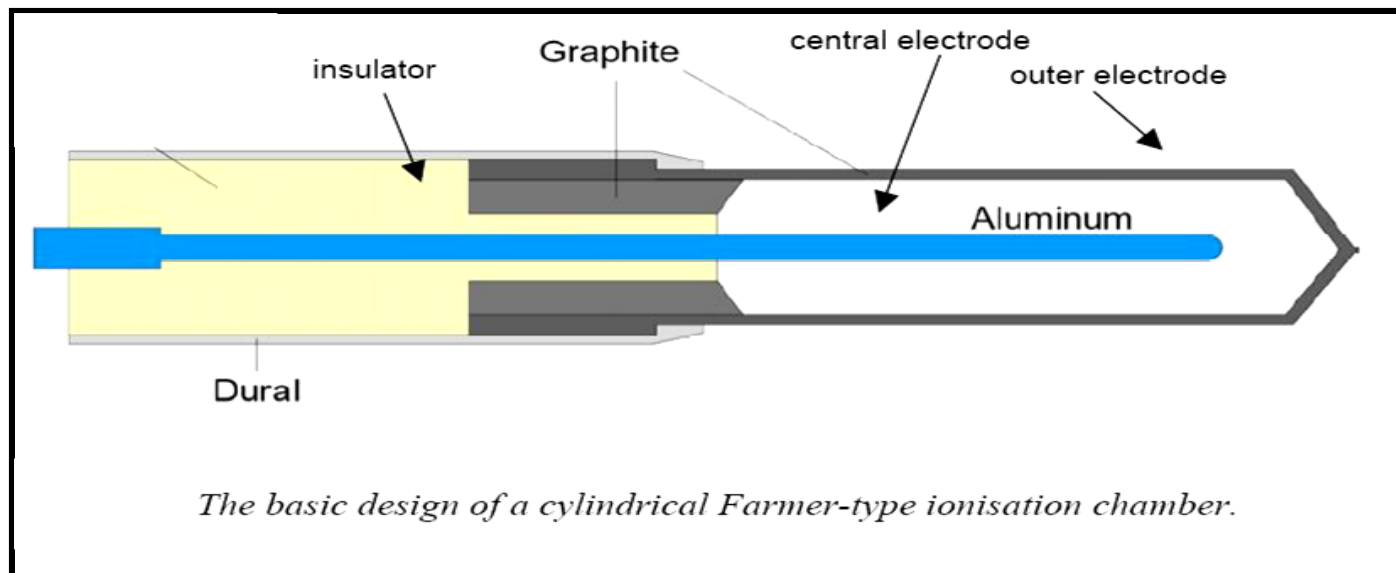
Volume de la cavité compris entre 0,1 et 1 cm³ (Type : Farmer 0,6 cm³)

Longueur maximale 25 mm

Diamètre interne maximal 7 mm

Composition de la paroi: faible Z → épaisseur équivalent tissu < 0,1 g.cm⁻²

Capuchon de MEE d'épaisseur $\approx 0,5$ g.cm⁻²



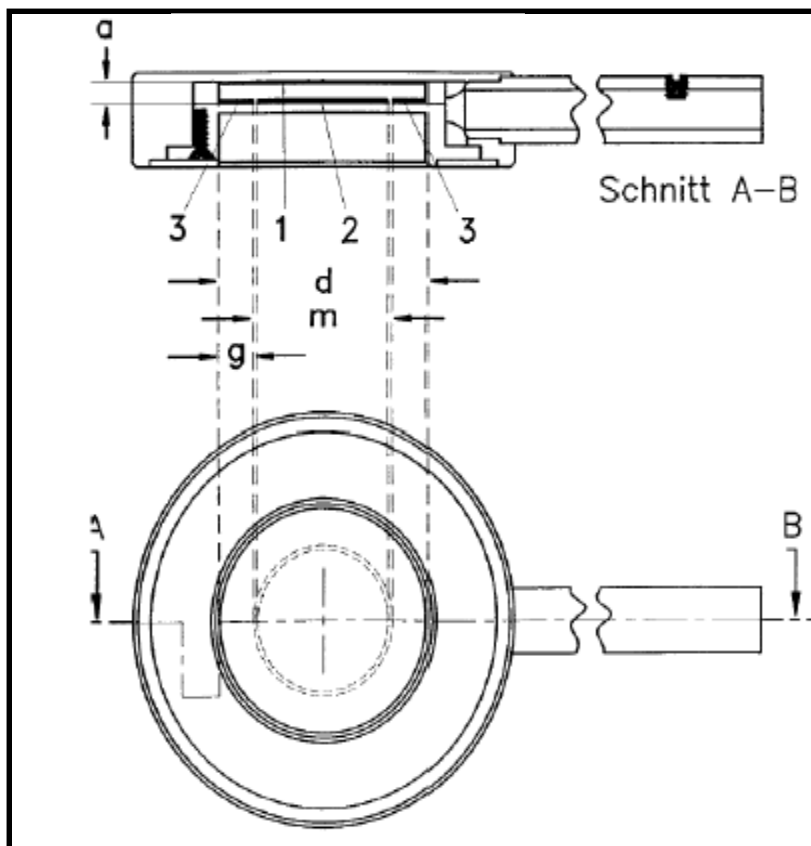
CHOIX DU DETECTEUR

TABLE II. CHARACTERISTICS OF CERTAIN IONIZATION CHAMBERS USED IN RADIOTHERAPY DOSIMETRY

	Internal length (mm)	Internal radius (mm)	Wall material	t_{wall} $\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$	Cap material	t_{cap} $\text{g} \cdot \text{cm}^{-2}$
NE 0.60 cm ³ Farmer 2505/3, 3A '71-'79 ^a	24.0	3.15	Graphite	0.065	PMMA	0.551
NE 0.60 cm ³ Farmer 2505/3, 3B '74-present ^a	24.0	3.15	Nylon 66	0.041	PMMA	0.551
NE 0.60 cm ³ Guarded Farmer 2571	24.0	3.15	Graphite	0.065	Delrin	0.551
NE 0.60 cm ³ Robust Farmer 2581	24.0	3.15	A-150	0.040	PMMA	0.584
NE 0.60 cm ³ Robust Farmer 2581 (polystyrene cap)	24.0	3.15	A-150	0.0407	Polystyrene	0.584
NE 0.325 cm ³ NPL Sec Std 2561	9.2	3.7	Graphite	0.090	Delrin	0.600
PTW 0.6 cm ³ 23333 (3 mm cap)	21.9	3.05	PMMA	0.059	PMMA	0.356
PTW 0.6 cm ³ 23333 (4.6 mm cap)	21.9	3.05	PMMA	0.053	PMMA	0.551
PTW 0.4 cm ³ 233331	21.9	2.35	PMMA	0.142	PMMA	0.551
PTW 0.3 cm ³ Normal M233332	18.0	2.5	PMMA	0.059	PMMA	0.356
PTW 1 cm ³ Transit M233331	22.0	4.0	PMMA	0.059	PMMA	0.356
PTW 0.3 cm ³ Waterpr M2333641	15.1	2.75	PMMA	0.089	PMMA	0.356
VICTOREEN 0.1 cm ³ Radocon II 555	4.3	2.5	Delrin	0.529		
VICTOREEN 0.3 cm ³ Radocon III	23.0	2.4	Polystyrene	0.117	PMMA	0.481
VICTOREEN 0.30 cm ³ 30-348	18.0	2.5	PMMA	0.06	PMMA	0.36
VICTOREEN 0.60 cm ³ 30-351	23.0	3.05	PMMA	0.06	PMMA	0.36
VICTOREEN 1.00 cm ³ 30-349	22.0	4.0	PMMA	0.06	PMMA	0.36
SSI Graphite	17.9	4.0	Graphite	0.084	Graphite	0.384
SSI A-150	17.9	4.0	A-150	0.056	A-150	0.373

CHOIX DU DETECTEUR

CHAMBRE D'IONISATION PLATE A FACES PARALLELES



1: Electrode de polarisation

2: Electrode de collection

3: Anneau de protection

a : espacement entre les deux électrodes $\approx 2\text{mm}$

m: diamètre de l'électrode de collection $\leq 20\text{ mm}$

d: diamètre de l'électrode de polarisation

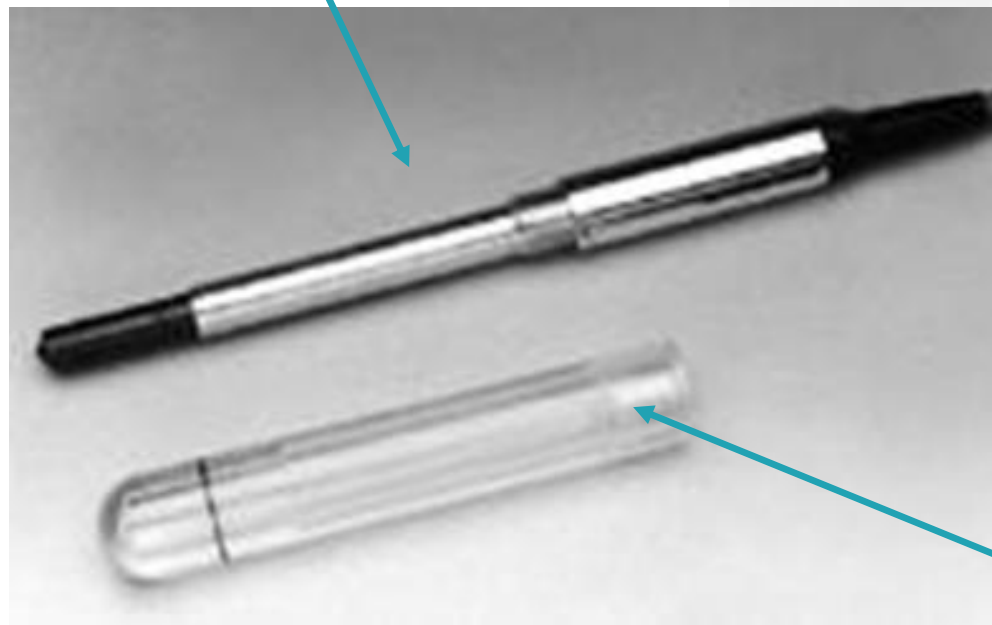
g : Largeur de l'anneau de protection $> 3\text{mm}$

CHOIX DU DETECTEUR

CHAMBRE PLATTE



CHAMBRE CYLINDRIQUE



CAPUCHON DE MISE EN
EQUILIBRE ELECTRONIQUE

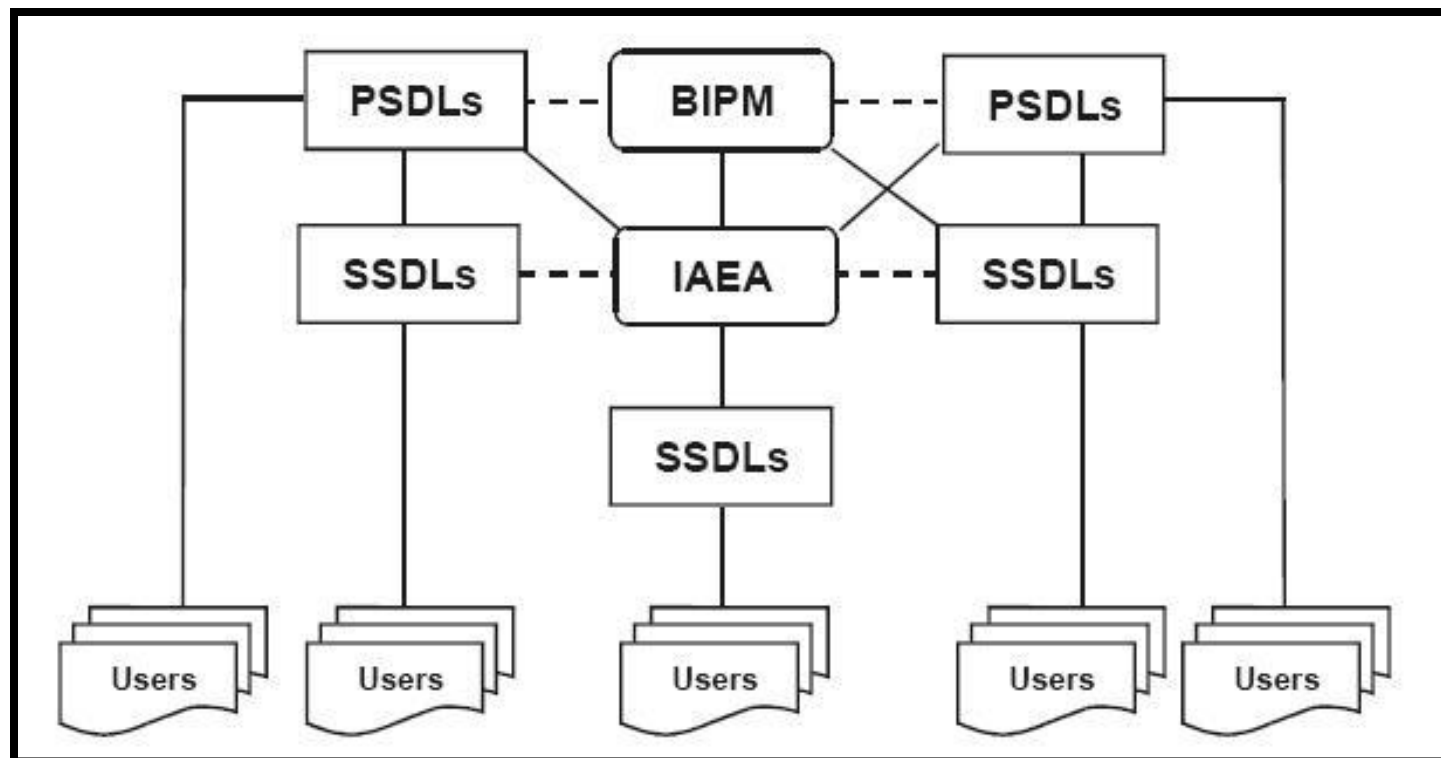
CHOIX DU DETECTEUR

CI de différents volume de
détection allant de 0,1 cm³ à 1 cm³



ETALONNAGE DU DETECTEUR

ETALONNAGE DE L'INSTRUMENT DANS UN LABORATOIRE SECONDAIRE OU PRIMAIRE



SSDL: Secondary Standard Dosimetry Laboratory

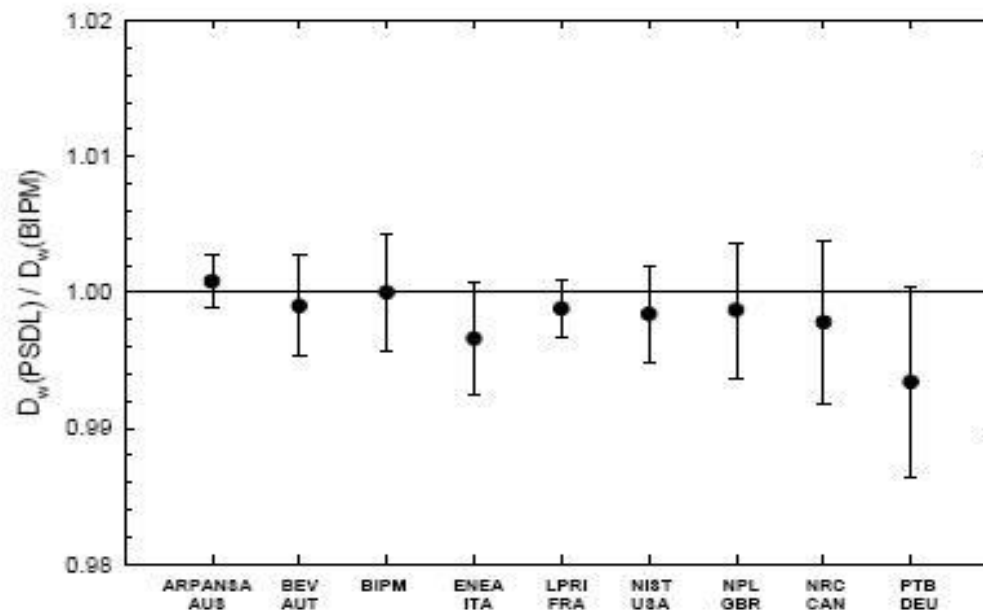
PSDL: Primary Standard Dosimetry Laboratory

ETALONNAGE DU DETECTEUR

COMPARAISON DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU POUR DIFFÉRENTS « PSDL » PAR RAPPORT AU BIPM

PSDL	Primary Standard	PSDL	Primary Standard
BIPM	ionization chamber	NIST (USA)	sealed water calorimeter
ARPANSA (Australia)	graphite calorimeter	NPL (Great Britain)	graphite calorimeter
BEV (Austria)	graphite calorimeter	NRC (Canada)	sealed water calorimeter
ENEA (Italy)	graphite calorimeter	PTB (Germany)	Fricke dosimeter
LPRI (France)	graphite calorimeter		

LNHB



ETALONNAGE DU DETECTEUR

EN FRANCE POUR LA RADIOTHERAPIE NOUS DISPOSONS DES REFERENCES NATIONALES SUIVANTES:

- **En terme de kerma dans l'air au cobalt 60 (LNHB)**
- **En terme de dose dans l'eau au Cobalt 60 (LNHB)**
- **En terme de dose dans l'eau dans un faisceau de RX de HE (LNHB)**

ETALONNAGE DU DETECTEUR

REFERENCE NATIONALE DE KERMA DANS L'AIR AU COBALT

Faisceau	type Alcyon horizontal (90°)
Débit de référence au 01/01/93	0,8 Gy/min
Année de création de la référence	1993
Distance source point de référence	1 m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	Diamètre : 16 cm (collimateur fixe circulaire)
Date de la dernière comparaison avec le BIPM	1993
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,38 %

ETALONNAGE DU DETECTEUR

REFERENCE NATIONALE DE DOSE DANS L'EAU AU COBALT

Faisceau	type Alcyon horizontal (90°)
Débit de référence au 01/01/93	0,8 Gy/min
Année de création de la référence	1995
Distance source point de référence	1m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	Diamètre 16 cm (collimateur fixe circulaire)
Point de référence	Profondeur : 5 cm dans une cuve de (30×30×30) cm ³ remplie d'eau
Date de la dernière comparaison avec le BIPM	1993
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,35 %

ETALONNAGE DU DETECTEUR

REFERENCE NATIONALE DE DOSE DANS L'EAU POUR LES RX DE HE

Faisceau	Accélérateur G.E. type Saturne 43 F
Année de création des références	1998
Distance	1 m
Direction du faisceau	Horizontal (90°)
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	10 cm x 10 cm
Point de référence	Profondeur : 10 cm (sauf à 6 MV : 5 cm) dans une cuve de (30×30×30) cm ³ remplie d'eau
INCERTITUDE TYPE COMBINÉE RELATIVE (1 S)	1,0 %

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

CORRECTIONS A APPLIQUER A LA REPONSE DU DETECTEUR

OBJECTIF DE LA CORRECTION:

Ramener la valeur de mesure (nombre de charges collectées) dans les condition de l'étalonnage

$$M_Q = M_{Q,unc} \times \prod_{K_i}$$

$M_{Q,unc}$: Mesure de l'instrument de mesure non corrigée

M_Q : Mesure de l'instrument de mesure corrigée

\prod_{K_i} : produit des facteurs correctifs

CORRECTIONS A APPLIQUER A LA REPONSE DU DETECTEUR

EFFET DE POLARITE (k_{pol})

Le nombre de charge mesuré varie selon la polarité de la tension appliquée à la chambre d'ionisation

$$K_{pol} = \frac{|M^{+}| + |M^{-}|}{2 \cdot M_{+/-}}$$

M^{+} réponse à +V

M^{-} réponse à -V

M réponse à la tension d'utilisation en clinique : égale à M^{+} ou M^{-}

CORRECTIONS A APPLIQUER A LA REPONSE DU DETECTEUR

TEMPERATURE, PRESSION ($k_{T,P}$) ET HUMIDITE (k_H)

- Coefficient d'étalonnage mesuré à T_o et P_o et H_o
- Mesures expérimentales à T et P doivent être ramenées aux conditions de références

$$k_{T,P} = \frac{P_o.(273,2+T)}{P.(273,2+T_o)}$$

$$T_o = 20^{\circ}\text{C}$$

$$P_o = 1013,3 \text{ hPa}$$

- Dans les condition d'hygrométrie normales $\rightarrow H_o = 20\%-80\%$

$$k_H = 1$$

CORRECTIONS A APPLIQUER A LA REPONSE DU DETECTEUR

EFFET DE RECOMBINAISON (k_{REC})

Perte du nombre de charges collectées due à la recombinaison des ions dans la cavité d'air du détecteur

└→

Géométrie de la CI
Tension de collection
Débit de production des charges

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

$\left. \begin{array}{l} M_1 \text{ réponse à } V_1 \\ M_2 \text{ réponse à } V_2 \end{array} \right\} V_1/V_2 \geq 2$

a_0, a_1, a_2 : coefficients définis dans les protocoles

CORRECTIONS A APPLIQUER A LA REPONSE DU DETECTEUR

EFFET DE RECOMBINAISON (k_{REC})

TABLE 9. 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 [73]

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

CORRECTIONS A APPLIQUER A LA REPONSE DU DETECTEUR



COURANTS DE FUITE INTRINSEQUE

Bruit de fond :

Collecte de charge en mode acquisition avant le début de l'irradiation

→ Compensé par l'électromètre

RECAPITULATIF

$$M_Q = M_{Q,unc} \cdot K_{T,P} \cdot K_{pol} \cdot K_H \cdot K_{rec}$$

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

PRINCIPE DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBÉE AVEC UNE CHAMBRE D'IONISATION

LA THEORIE DE LA CAVITE *(De la dose dans le détecteur à la dose dans le milieu)*

L'ionisation produite dans la cavité du détecteur exposé à un flux de particules uniforme est proportionnelle à la quantité d'énergie absorbée par le milieu considéré

Conditions Principales

→ Le détecteur doit se trouver dans une région où l'équilibre électronique est assuré,

- 1) La présence du détecteur ne doit pas perturber la fluence des particules chargées qui le traverse
- 2) La dose absorbée dans le détecteur est entièrement due aux particules chargées le traversant (pas d'interaction dans la cavité)

Le diamètre de la cavité <<<< parcours des particules chargées qui la traverse

PRINCIPE DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBEE AVEC UNE CHAMBRE D'IONISATION

Conséquence des 2 conditions principales:

- a) La Fluence des photons primaires **est spatialement uniforme** dans toutes les régions depuis lesquelles les électrons secondaires peuvent pénétrer
- b) Tous les électrons secondaires qui contribuent à la dose sont créés à l'extérieur de la cavité et traversent complètement la cavité :
 - ni électrons secondaires créés à l'intérieur de la cavité
 - ni électrons secondaires s'arrêtant dans la cavité

Hypothèse approximative et revue par la suite:

Création d' e^- delta (δ) dans la cavité négligée → Théorie de **Bragg Gray**

Création d' e^- (δ) dans la cavité non négligée → Théorie de **Spencer Attix**

PRINCIPE DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBEE AVEC UNE CHAMBRE D'IONISATION

LA THEORIE DE LA CAVITE

Comparaison entre la cavité d'air (Vd) et un volume équivalent de milieu (Vm)

équivalent → L'énergie perdue par un e⁻ dans Vm et Vd est identique:

$$x_m \cdot (dE/dx)_m = x_d \cdot (dE/dx)_d$$

$$X_m = \frac{(dE/dx)_d}{(dE/dx)_m} \cdot X_d$$

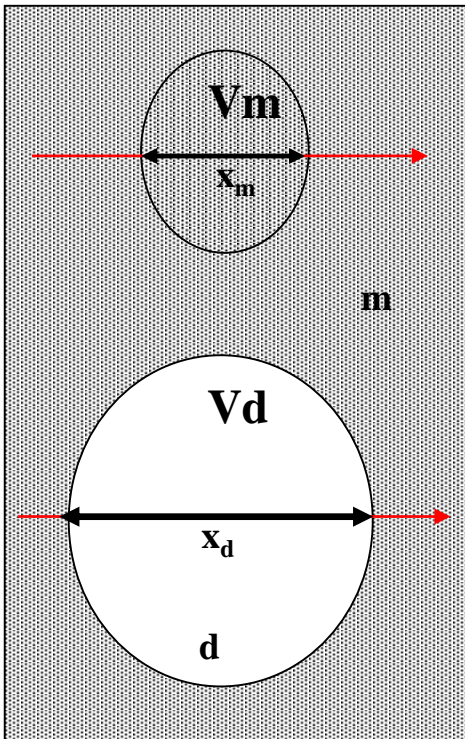
$$X_m = \frac{S_d^*}{S_m^*} \cdot X_d$$

(*) *S*: pouvoir d'arrêt par collision
moyenné sur le spectre
énergétique des électrons dans le
milieu (MeV/cm)

La Fluence à travers de Vm est $\left(\frac{S_d}{S_m}\right)^2$ fois celle à travers Vd

L'énergie absorbée dans Vm est $\left(\frac{S_d}{S_m}\right)^2$ fois absorbée dans Vd

Le volume Vm est $\left(\frac{S_d}{S_m}\right)^3$ fois celui de Vd



PRINCIPE DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBEE AVEC UNE CHAMBRE D'IONISATION

LA THEORIE DE LA CAVITE

L'énergie absorbée dans V_m par unité de volume est $\left(\frac{S_m}{S_d}\right)$ fois celle absorbée dans l'unité de volume V_d

$$(E_{ab})_m = \left(\frac{S_m}{S_d}\right) * (E_{ab})_b$$

En terme d'énergie absorbée par unité de masse (Dose):

$$D_m = \frac{\left(\frac{S}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{S}{\rho}\right)_d} \cdot D_d$$

$$D_m = \left(\frac{S}{\rho}\right)_d^m \cdot D_d$$

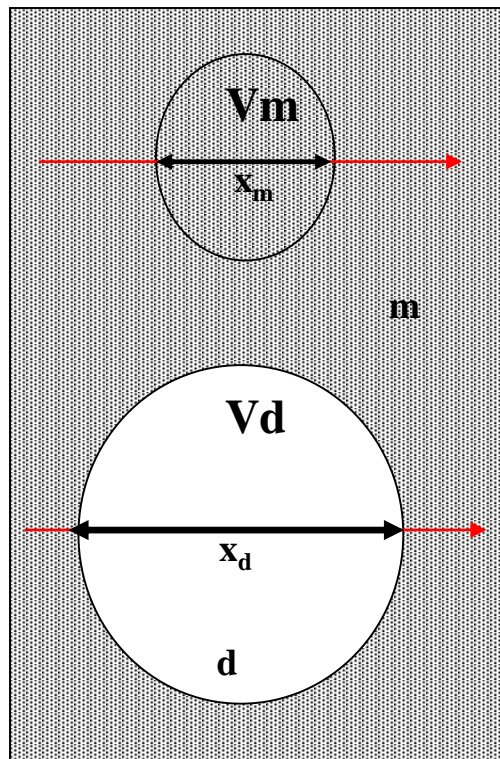
D_m : dose dans le milieu de mesure

D_d : dose dans le détecteur

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)$$

: Pouvoir d'arrêt massique par collision ($MeV.cm^2/g$) **Si Théorie de BG**

: Pouvoir d'arrêt massique restreint par collision ($MeV.cm^2/g$) **Si Théorie S-A**



PRINCIPE DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBEE AVEC UNE CHAMBRE D'IONISATION

LA THEORIE DE LA CAVITE + MESURE PAR CI

Principe CI

$$D_d = \frac{Q}{m_{air}} \cdot \left[\frac{W_{air}}{e} \right]$$

Théorie de la cavité

$$D_m = \left(\frac{S}{\rho} \right)_d^m \cdot D_d$$

$$D_m = \left(\frac{S}{\rho} \right)_d^m \cdot \frac{Q}{m_{air}} \cdot \left[\frac{W_{air}}{e} \right]$$

PRINCIPE DE LA MESURE DE LA DOSE ABSORBEE AVEC UNE CHAMBRE D'IONISATION

CAS D'UNE CAVITE LARGE (RX BE)

On parle de cavité large quand la dimension de celle ci est grande par rapport au parcours des e- II

$$\varnothing_{\text{cav}} \gg \text{parcours moyen des e}^- \text{II}$$

- Dans ce cas la théorie de Bragg-Gray n'est pas applicable car les électrons secondaires qui contribuent à la dose peuvent être créés dans la cavité et pas seulement à l'extérieur de celle-ci.
- Le parcours des électrons étant très court on peut dire que la dose absorbée dans la cavité est égale au Kerma de collision
- La perte d'énergie des électrons secondaire par rayonnement de freinage peut être négligée (interaction dans les tissus: faible numéro atomique) d'où $K_{\text{coll}} = K_{\text{total}}$

$$D_m = \left(\frac{K}{K} \right)_m \cdot Dd = \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_d \cdot Dd$$

$\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}$ Coefficient d'absorption massique en énergie (g.cm²)

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation

6. Protocoles de dosimétrie

- Protocole IAEA 277
- Protocole IAEA 398

7. Aspects pratiques

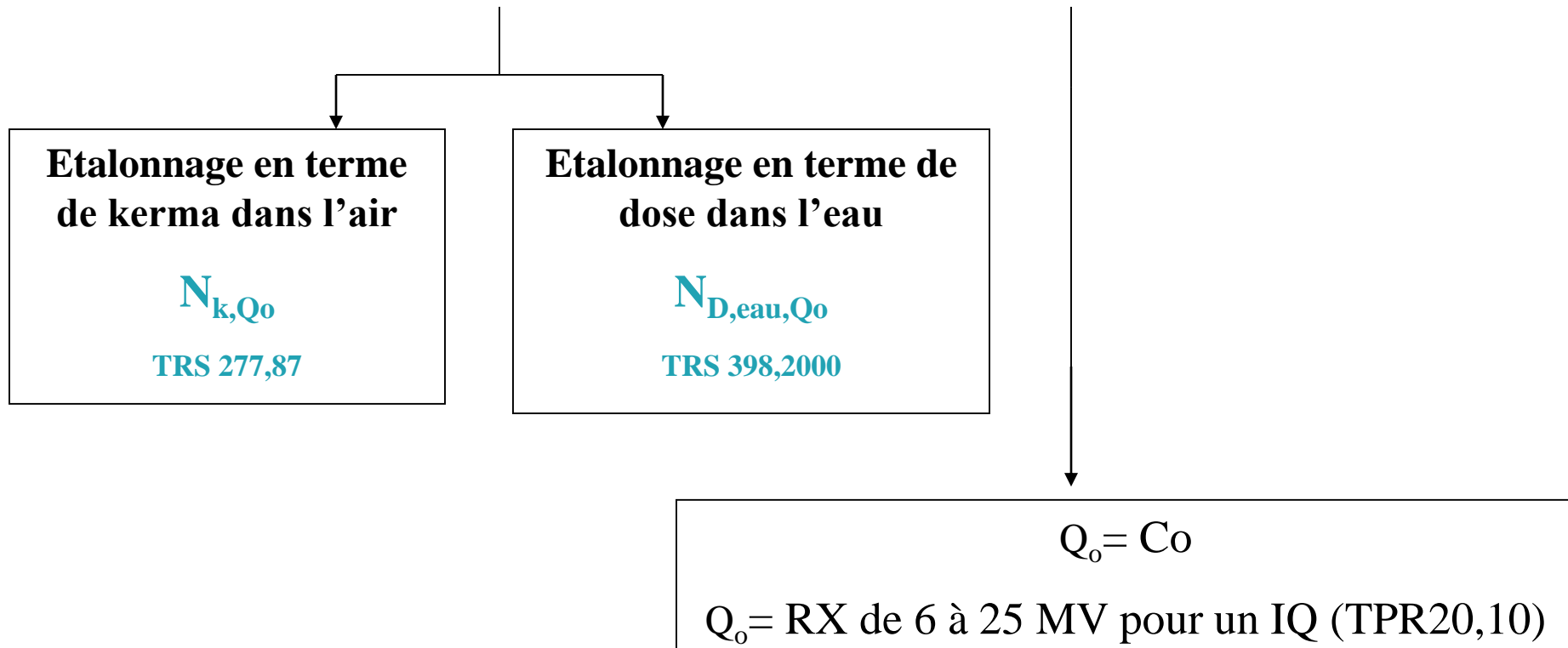
- Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
- Faisceaux de photons HE
- Faisceaux de photons BE
- Faisceaux de photons ME
- Faisceaux d'électrons de HE

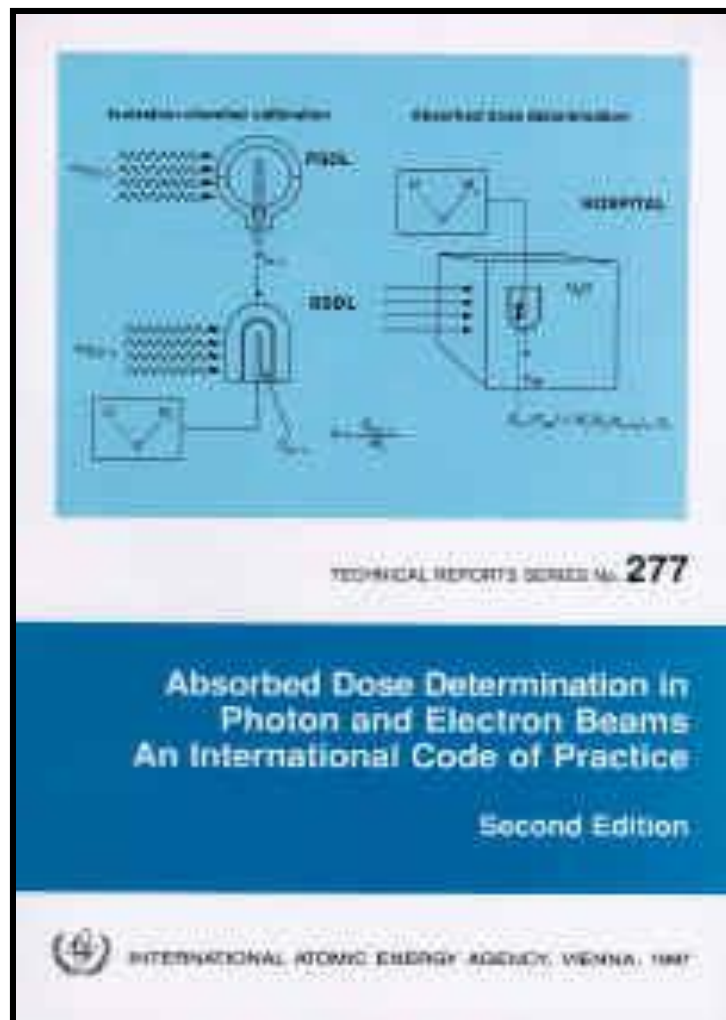
9. Incertitudes de mesure

10. Assurance Qualité de la dose

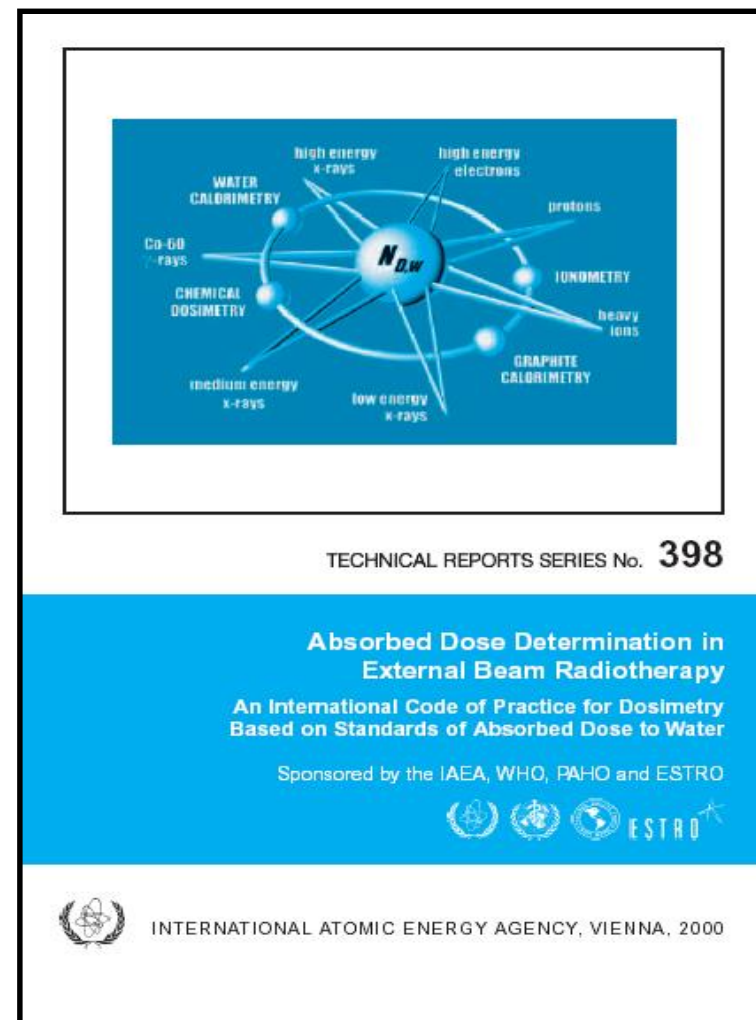
LES PROTOCOLES INTERNATIONAUX DE DOSIMETRIE

Basés sur les chambres d'ionisation à cavité d'air comme instrument de référence
étalonnées pour une quantité \underline{S} dans un faisceau de qualité \underline{Q}_0 dans un laboratoire officiel





↘ $N_{Kair, Co}$, 1987, Update 1992



↙ N_{D,eau,Q_0} 2000

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

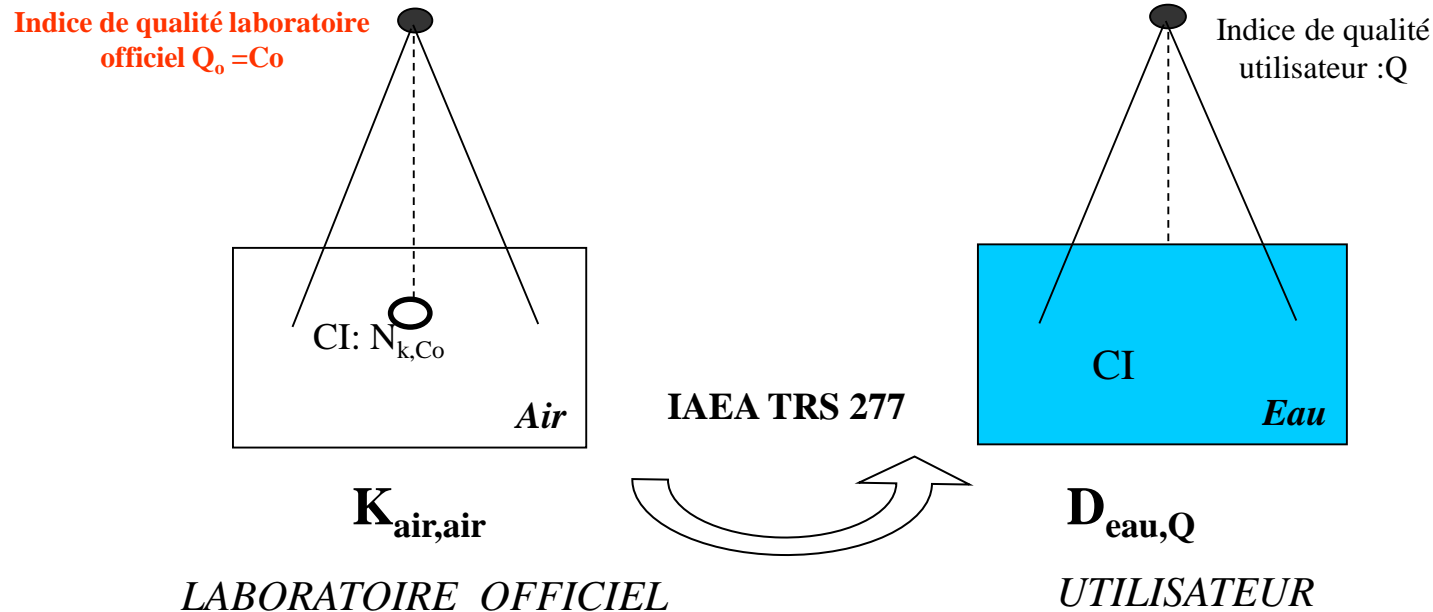
CONDITIONS D'ETALONNAGE DE LA CI

	Kerma dans l'air au cobalt 60	
Laboratoire	LNHB	LCIE
Faisceau	Type Cirus - horizontal (90°)	horizontal (90°)
Débit à la date de création de la référence	2 Gy/min	0,4 Gy/min
Date de création de la référence	1998	1998
Distance source point de référence	0,80 m	1,40 m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	10 cm x 10 cm	circulaire $\phi = 9$ cm
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,43 %	0,45 %

$$N_{K_{\text{air,co}}} = K_{\text{air,co}} / M_{\text{co}}$$

exprimé en Gy/C

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air



2 ETAPES:

- 1) Calcul du coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans la cavité d'air
 $N_{Dair,Co}$ à partir de $N_{kair,Co}$
- 2) Calcul de la dose absorbée dans l'eau par l'application de la Théorie de Bragg-Gray (cas des RX de HE et e^-)

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

CALCUL DU COEFFICIENT D'ÉTALONNAGE EN DOSE ABSORBÉE DANS LA CAVITÉ D'AIR ($N_{D,air}$)

Équilibre électronique dans la CI →

$$D = K_{col} = K_{tot}(1-g) \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot K_{cel}$$

g: Fraction de l'énergie transférée aux e-II qui est perdue par rayonnement de freinage après une interaction avec un noyau. $g = 0,003$ pour les photons du Co.

K_{att} : Correction compensant l'atténuation et la diffusion due à la paroi de la CI

K_m : Correction compensant la non équivalence à l'air de la paroi et du capuchon de ME

K_{cel} : Correction compensant la non équivalence à l'air de l'électrode centrale de la CI

Protocole IAEA 277:

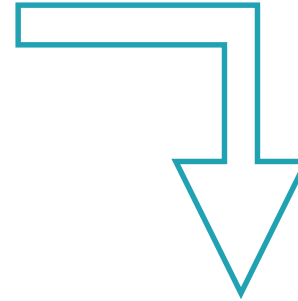
Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

CALCUL DU COEFFICIENT D'ÉTALONNAGE EN DOSE ABSORBÉE DANS LA CAVITÉ D'AIR ($N_{D,air}$)

$$D_{air} = K_{air}(1-g) \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot K_{cel}$$

$$K_{air} = M_Q' \cdot N_{Kair}$$

$$D_{air} = M_Q' \cdot N_{Dair}$$



$$N_{Dair} = N_{Kair} (1-g) \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot K_{cel}$$

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

CALCUL DE LA DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU (RX HE et e-)

→ Application de la théorie de la cavité

$$D_{eau,Q} = D_{air} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel}$$
$$D_{eau,Q} = M_Q' \cdot N_{Dair,Co} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel}$$



$\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau}$: Rapport des pouvoirs d'arrêt massique restreint par collision eau/air

p_u : Facteur de correction de perturbation

p_{cel} : Facteur de correction de l'électrode centrale

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

Les hypothèses permettant l'application de la théorie de la cavité impliquent que le détecteur se comporte dans le milieu comme une petite bulle d'air.

Or la CI de par sa constitution ne répond pas à cette attente :

- Nature et présence de la paroi et de l'électrode centrale
- Taille du volume de détection

L'utilisation de p_u permet de corriger les effets de cette non-équivalence « petite bulle d'air » et donc de pouvoir appliquer la théorie de la cavité

$$p_{u,Q} = p_{wall,Q} \cdot p_{cav,Q} \cdot p_{dist,Q}$$

FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

Facteur de correction de la paroi ($p_{wall,Q}$)

La fluence électronique dans le volume sensible doit être strictement identique à celle du milieu:

Même énergie, même distribution angulaire, même intensité

La présence de la paroi provoque des interactions photoniques au sein de celle-ci qui vont générer des électrons supplémentaires dans la cavité et de ce fait augmenter le signal recueilli.

$p_{wall,Q}$: Facteur de correction compensant la non équivalence à l'eau de la paroi

$$p_{wall,Q} = \frac{\alpha S_{eau}^{wall} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{wall}^{eau} + (1-\alpha) S_{air}^{eau}}{S_{air}^{eau}}$$

$$\alpha = 1 - \exp\left(-11,88 / t_{wall}\right)$$

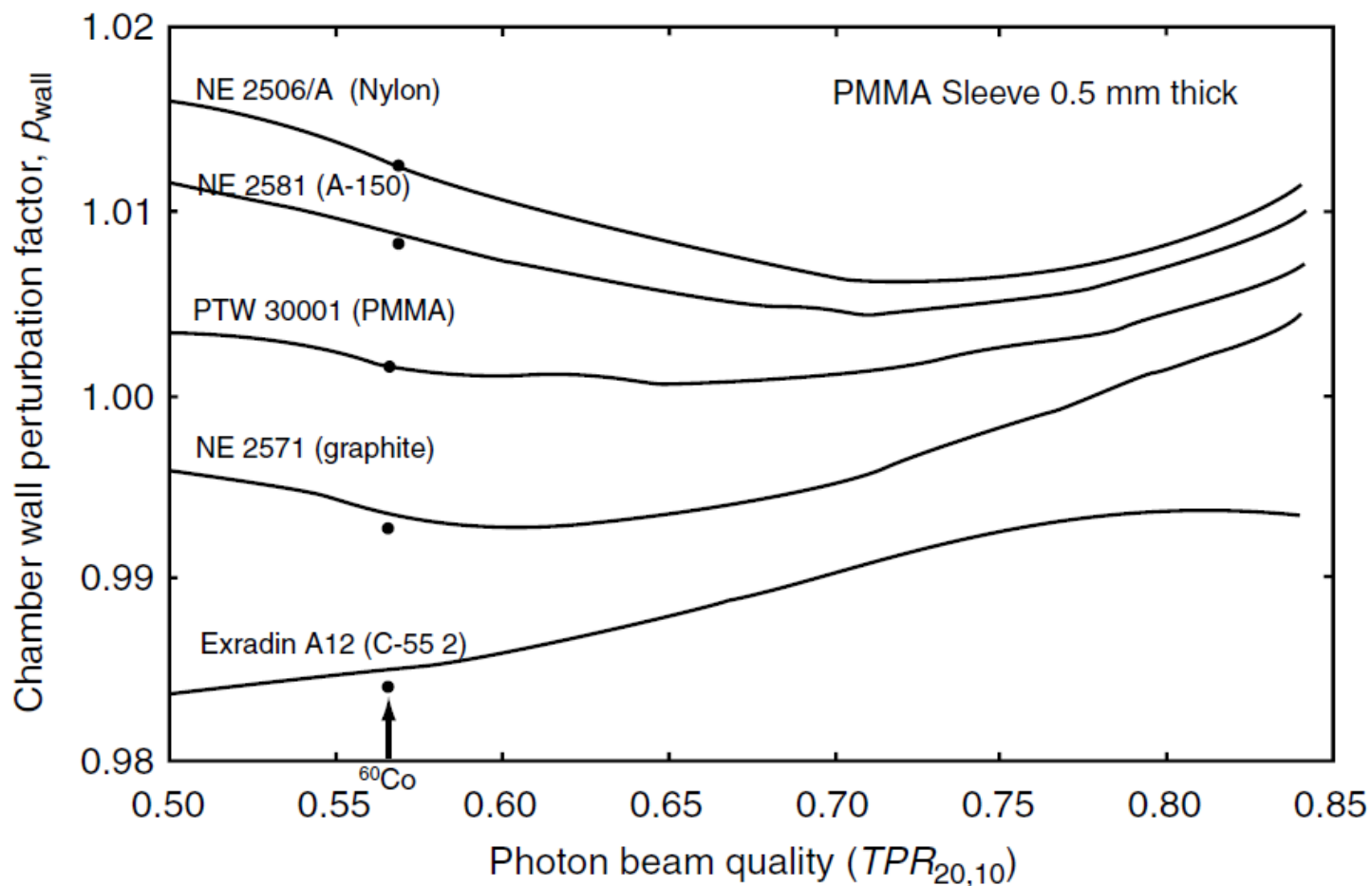
α est la fraction de dose déposée dans la cavité par des e- générés dans la paroi de la CI

t_{wall} est l'épaisseur de la paroi en g/cm²

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

Facteur de correction de la paroi ($p_{\text{wall,Q}}$)



FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

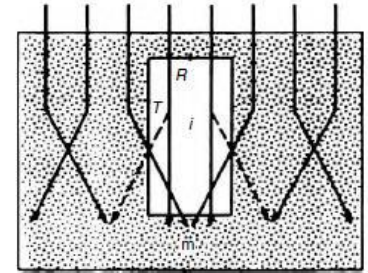
Facteur de correction de la cavité ($p_{cav,Q}$)

La présence de la cavité → hétérogénéité dans le milieu.

Faisceau d'électrons de faible Energie ($R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$) la diffusion des électrons dans le milieu sera beaucoup plus importante que dans la cavité d'air (\neq de densité)

→ Plus d'électrons diffusés qui entrent dans la cavité que d'électrons diffusés qui sortent de la cavité

→ Augmentation du signal recueilli dans la CI



CI cylindrique: +3% si FX e- $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$

CI plate : Longueur du volume sur les côtés est réduite ce qui limite la contribution à la dose des électrons diffusés provenant du milieu

Effet négligeable

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

Facteur de correction de déplacement ($p_{\text{dist},Q}$)

La présence de la chambre dans le milieu provoque le déplacement d'un volume d'eau non négligeable compte tenu de la taille de la cavité d'air.

Ce manque de milieu provoque un manque d'atténuation ce qui se traduit par une augmentation du signal recueilli dans la CI.

$p_{\text{dist},Q}$: Facteur de correction compensant l'effet de déplacement du volume d'eau due à la présence de la cavité d'air

$p_{\text{dist},Q}$ dépend de la taille de la cavité d'air

→ Au lieu de lui attribuer une valeur numérique on décale le point de mesure

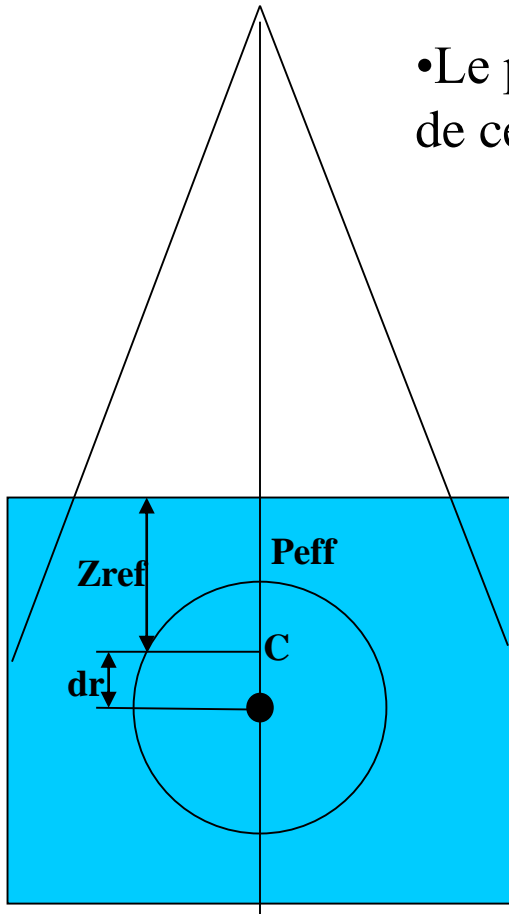
→ Point de mesure effectif

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

Facteur de correction de déplacement ($p_{\text{dist},Q}$)

Point effectif de mesure/chambre cylindrique



- Le point de mesure de la CI n'est plus situé au centre géométrique de celle-ci (C) mais au point effectif de mesure P_{eff}

- P_{eff} est situé en avant de C.

- $P_{\text{eff}} - C = d(r) = f(r)$

r rayon interne de la CI

- $dr = 0,75 r$ RX HE, $dr = 0,5r$ C_o et e^-
Update : $0,6 r \forall$ Type de Ryt

Mesure la dose absorbée à Z_{ref}

→ Placement du centre de la CI à $Z_{\text{ref}} + dr$

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_u)

Facteur de correction de déplacement ($p_{\text{dist,Q}}$)

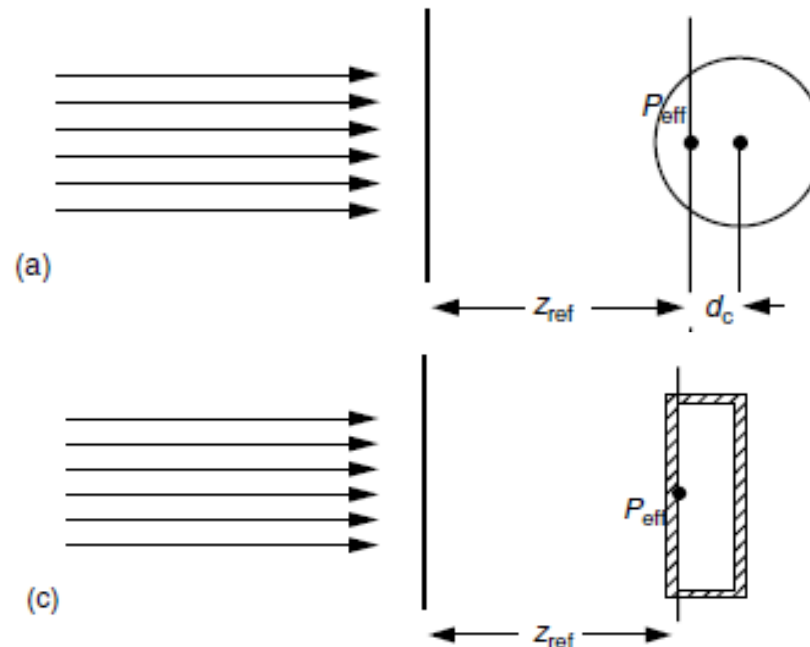


FIGURE D.7

In most N_K -based dosimetry protocols the effective point of measurement of a cylindrical ionisation chamber is positioned at the reference depth, z_{ref} , where the absorbed dose is required; the chamber centre is deeper than z_{ref} a distance d_c equal to the shift of P_{eff} (for example $0.6 r_{\text{cyl}}$ for photon beams in TRS-277 IAEA 1987/1997a) (a). Except in electron and heavy-ion beams, in $N_{D,w}$ -based protocols, the centre of a cylindrical chamber is positioned at the reference depth, z_{ref} , and the absorbed dose is determined at this position (b). For plane-parallel chambers all protocols position the effective point of measurement (front of the air cavity) at the reference depth, z_{ref} (c).

Protocole IAEA 277:

Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR DE CORRECTION DE L'ELECTRODE CENTRALE (p_{cel})

Electrode centrale est généralement en aluminium ou en graphite.

Celle-ci provoque une augmentation du nombre total de charges collectées par rapport à celui qui serait obtenu si l'approximation « petite bulle d'air » était vraie

p_{cel} : Facteur de correction compensant la perturbation due à l'électrode centrale pour les mesures dans l'eau

Electrode centrale en Graphite → effet négligeable RX et e-

Electrode centrale en Aluminium → RX: +0,4% à +0,8%

→ e-: maximum +0,2%

Facteur global de correction de l'électrode centrale → $p_{cel,glb} = p_{cel} \cdot K_{cel}$

Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

RECAPITULATIF

$$D_{eau,Q} = D_{air} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel}$$

$$D_{eau,Q} = M_Q' \cdot N_{Dair,Co} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel}$$

$$D_{eau,Q} = M_Q' \cdot N_{Kair,Co} \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot K_{cel} \cdot (1 - g) \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel}$$

$$D_{eau,Q} = M_Q' \cdot N_{Kair,Co} \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot (1 - g) \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel,glb}$$



Protocole IAEA 277: Étalonnage du détecteur en kerma dans l'air

FACTEUR *GLOBAL* DE CORRECTION DE PERTURBATION (p_Q)

Introduit dans le protocole TRS 398 pour établir la relation avec le formalisme du TRS 277:

$$D_{eau,Q} = M_Q' \cdot N_{k,co} \cdot K_{att} \cdot K_m \cdot K_{cel} \cdot (1 - g) \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_Q$$

$$p_Q = p_u \cdot p_{cel}$$

$$p_Q = p_{wall,Q} \cdot p_{cav,Q} \cdot p_{dist,Q} \cdot p_{cel,Q}$$

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau

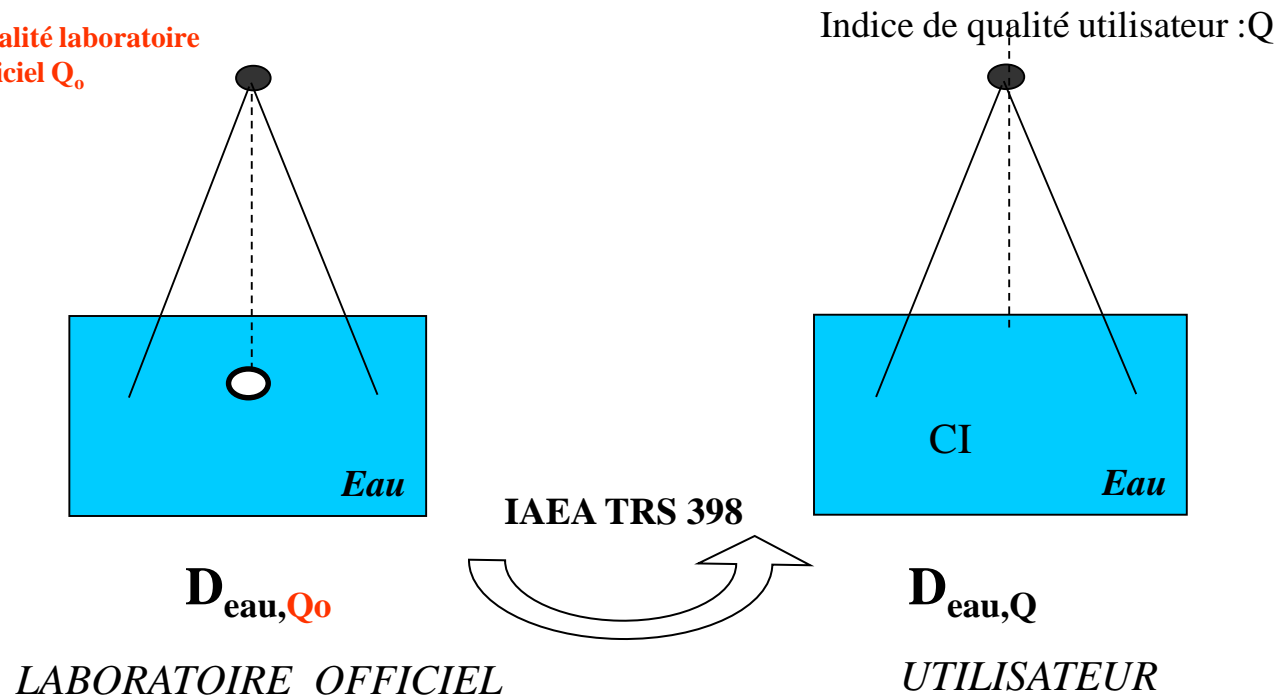
CONDITIONS D'ETALONNAGE DE LA CI

	Dose absorbée dans l'eau au cobalt 60	
Laboratoire	LNHB	LCIE
Faisceau	Type Cirus - horizontal (90°)	horizontal (90°)
Débit à la date de création de la référence	2 Gy/min	0,15 Gy/min
Date de création de la référence	1998	1999
Distance source point de référence	0,80 m	1,60 m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	10 cm × 10 cm	circulaire $\phi = 10$ cm
Point de référence	profondeur : 5 cm dans une cuve de (30×30×30) cm ³ remplie d'eau	profondeur : 5 cm dans une cuve de (30×30×30) cm ³ remplie d'eau
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,48 %	0,60 %

$$N_{D,eau,co} = D_{eau,Qo} / M_{co}$$

exprimé en Gy/C

Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau



2 CAS POSSIBLES:

- 1) $Q_0 = Q$
- 2) $Q_0 \neq Q$ en général $Q_0 = C_0$

Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau



1° CAS : $Q_0 = Q$

$$D_{Eau, Q_0} = M_Q \cdot N_{D, Eau, Q_0}$$

2° CAS : $Q_0 \neq Q$

$$D_{Eau, Q} = M_Q \cdot N_{D, Eau, Q_0} \cdot K_{QQ_0}$$

K_{QQ_0} : Facteur de qualité corrigeant les différences de qualité entre le faisceau d'étalonnage et le faisceau de l'utilisateur

→ Fonction du type de CI utilisée

Se définit comme le rapport des coefficients d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour l'IQ Q et Q_0

$$K_{QQ_0} = \frac{N_{D, Eau, Q}}{N_{D, Eau, Q_0}}$$

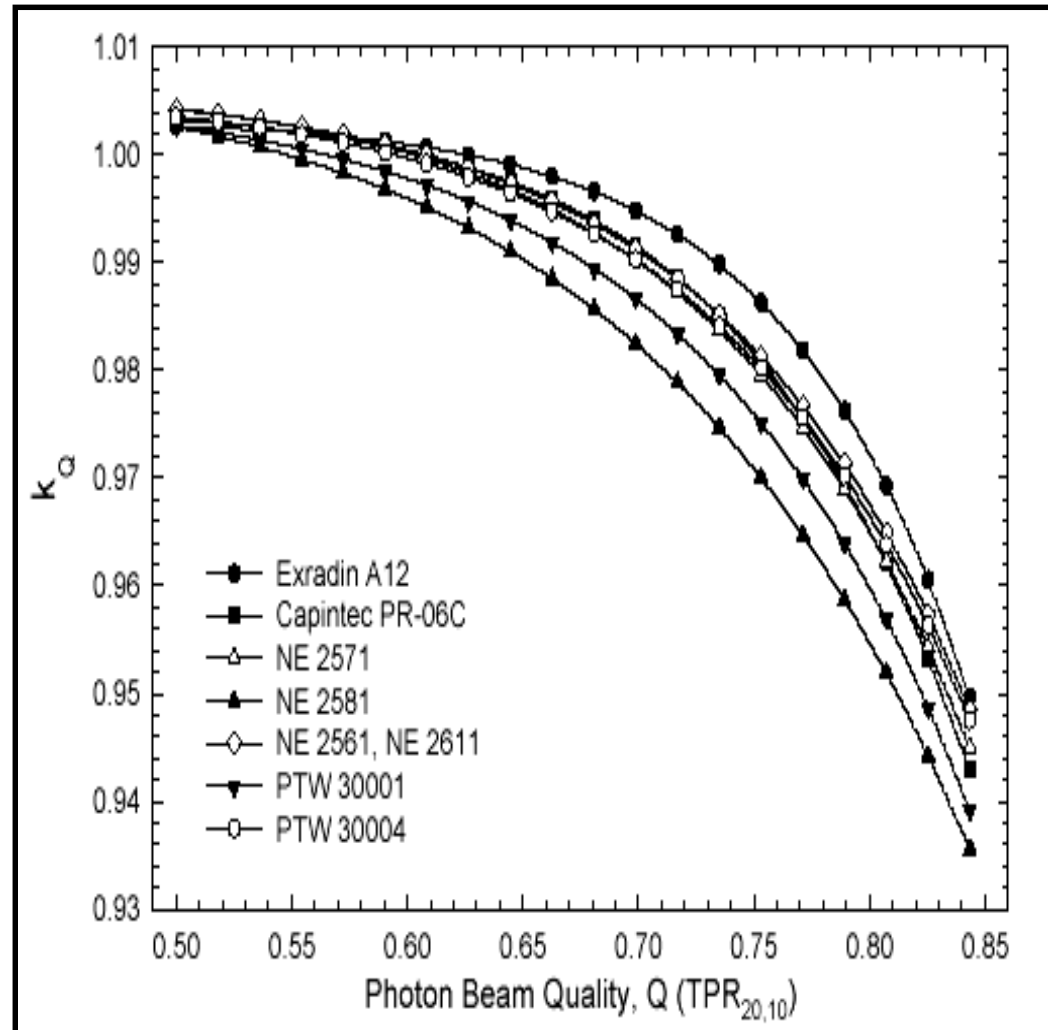
Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau

DETERMINATION EXPERIMENTALE DE K_{QQ_0} :

1° Irradiation de la CI à la dose
connue $D_{\text{eau},Q}$ dans le faisceau Q

2° Lecture sur l'électromètre M_Q '

$$K_{QQ_0} = \frac{D_{\text{eau},Q} / M_Q'}{N_{D,\text{eau},Q_0}}$$



Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau

DETERMINATION THEORIQUE DE K_{QQ_0} :

Détermination expérimentale pas toujours possible: → PSDL/SDDL ne possèdent pas la totalité des IQ

K_{QQ_0} est calculé théoriquement par analogie avec le formalisme basée sur le $N_{D,air}$

$$K_{QQ_0} = \frac{N_{D,Eau,Q}}{N_{D,Eau,Q_0}} = \frac{D_{eauQ}/M_Q}{D_{eau,Q_0}/M_{Q_0}}$$

Théorie cavité

$$K_{QQ_0} = \frac{D_{air,Q} \cdot \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air} \right]_Q^{eau} \cdot p_Q \cdot M_{Q_0}}{D_{air,Q_0} \cdot \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air} \right]_{Q_0}^{eau} \cdot p_{Q_0} \cdot M_Q}$$

Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau

DETERMINATION THEORIQUE DE K_{QQ_0} :

$$K_{QQ_0} = \frac{D_{air,Q} \cdot \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air} \right]_Q \cdot p_Q \cdot M_{Q_0}}{D_{air,Q_0} \cdot \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air} \right]_{Q_0} \cdot p_{Q_0} \cdot M_Q}$$

Principe CI

$$K_{QQ_0} = \frac{\left[\frac{M_Q}{m_{air}} \cdot \left[\frac{W_{air}}{e} \right]_Q \right]}{\left[\frac{M_{Q_0}}{m_{air}} \cdot \left[\frac{W_{air}}{e} \right]_{Q_0} \right]} \cdot \frac{\left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air} \right]_Q}{\left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air} \right]_{Q_0}} \cdot \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \cdot \frac{M_{Q_0}}{M_Q}$$

Protocole IAEA 398: Étalonnage du détecteur en Dose dans l'eau

DETERMINATION THEORIQUE DE K_{QQ_0} :

$$K_{QQ_0} = \frac{\left[\frac{M_Q}{m_{air}} \cdot \left[\frac{W_{air}}{e} \right]_Q \right]}{\left[\frac{M_{Q_0}}{m_{air}} \cdot \left[\frac{W_{air}}{e} \right]_{Q_0} \right]} \cdot \frac{\left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_Q}{\left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_{Q_0}} \cdot \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \cdot \frac{M_{Q_0}}{M_Q}$$

Simplification

$$K_{QQ_0} = \frac{\left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_Q}{\left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_{Q_0}} \cdot \frac{\rho_Q}{\rho_{Q_0}}$$

RELATION ENTRE LES DEUX FORMALISMES:

$$N_{D,Eau,Q} = N_{D,Eau,Q_o} \cdot K_{Q,Q_o}$$

$$N_{D,eau,Q} = \left[N_K (1 - g) K_{att} \cdot K_m \cdot K_{cel} \right]_{Co} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot P_{wall,Q} \cdot P_{cav,Q} \cdot P_{cel,Q} \cdot P_{dist,Q}$$

AVANTAGE DE L'ETALONNAGE EN TERME DE DOSE ABSORBEE DANS L'EAU

- Moins de facteurs de corrections ce qui réduit l'incertitude de la mesure
- K_{QQ_o} peut être déterminé expérimentalement
- Pas de déplacement radial de la CI (photons) ce qui réduit le risque d'erreur

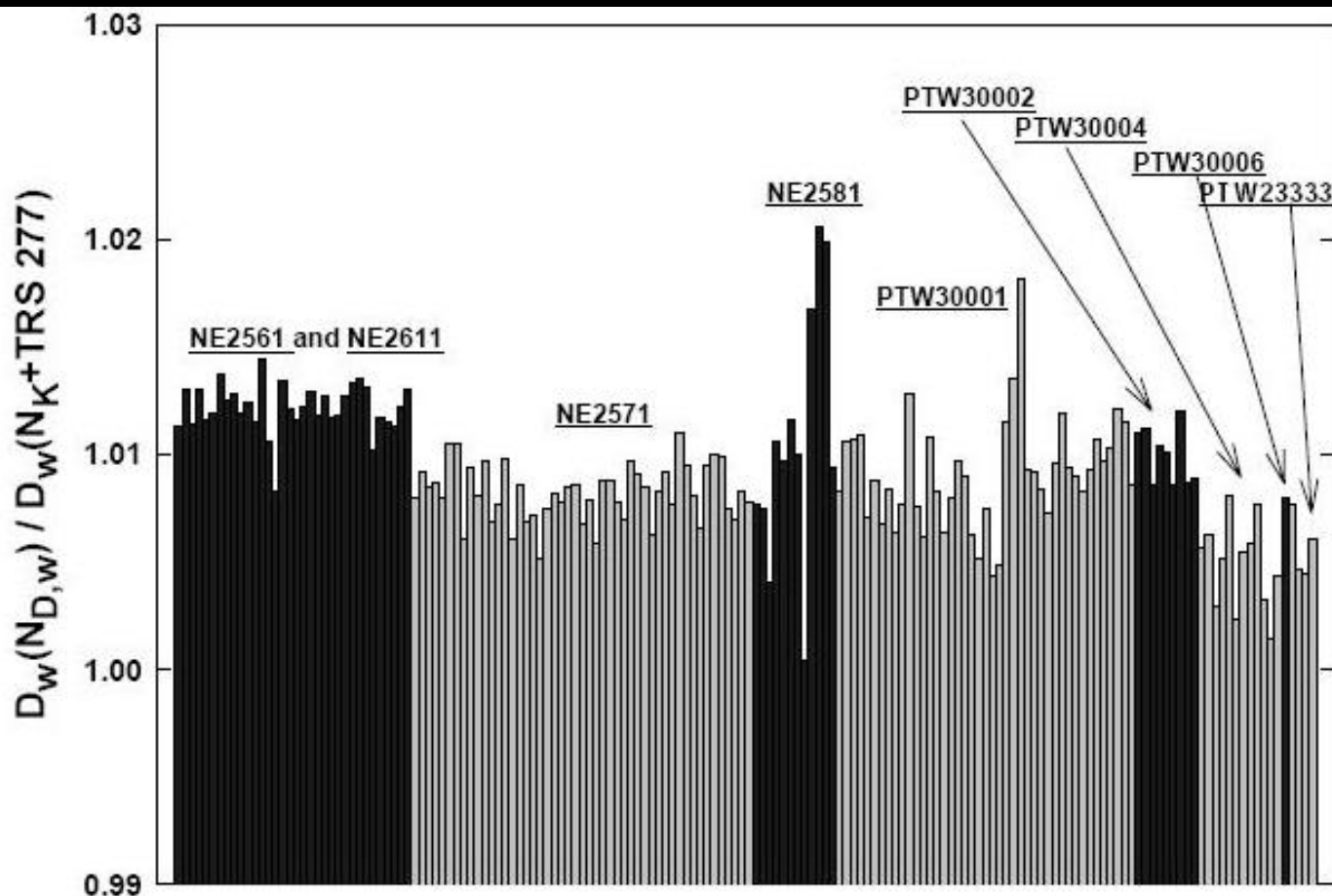


Fig A.2. The ratio of absorbed dose to water in ^{60}Co determined with calibration factors in terms of absorbed dose to water, $N_{D,w}$ and with calibration factors in terms of air kerma, N_K , using the IAEA TRS-277 Code of Practice [17] for some of the ionization chamber types shown in Fig. 1.2. Both calibration factors are traceable to the BIPM. The differences are in most cases within the combined standard uncertainty of the two Codes of Practice based on $N_{D,w}$ and N_K .

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

ASPECTS PRATIQUES:

Contrôles préalables à la détermination de la dose

CHAÎNE DE MESURE (Détecteur, câble et électromètre)

- Étalonnage de *l'ensemble de la chaîne* dans un laboratoire accrédité < 3ans

Accrédité : Laboratoire Primaire (PSDL) : LNE-LNHB, LCIE

Laboratoire secondaire (ADCL)

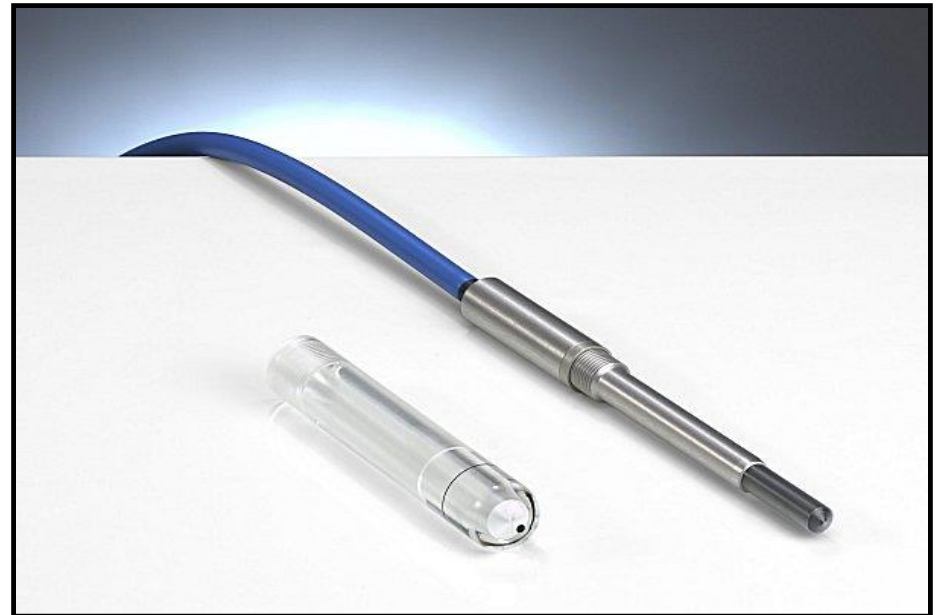
- *Test de constance* de la réponse de la chaîne → source de Co-60
→ source de Sr-90
- Chaîne de mesure *préalablement testée* → répétabilité, reproductibilité des mesures
→ courant de fuite, bruit de fond

ASPECTS PRATIQUES:

Contrôles préalables à la détermination de la dose



Chaîne de mesure= electromètre+cable+CI



ASPECTS PRATIQUES:

Contrôles préalables à la détermination de la dose

REGLAGE DE L'APPAREIL DE TRAITEMENT

- Paramètres *mécaniques et géométriques* → Lasers de positionnement
→ Alignement champ lumineux/Irradié
- Paramètres *dosimétriques* → Homogénéité et symétrie des champs d'irradiation
→ Qualité des faisceaux
→ Reproductibilité et linéarité de la chambre moniteur

MONTAGE EXPERIMENTAL

- Soins particuliers concernant l'*alignement* du fantôme
- Respect des *conditions de référence* préconisées selon l'IQ des faisceaux, on applique une méthodologie dans sa totalité (**pas d'improvisation ni de compromis**)

COMPOSITION DU MILIEU DE REFERENCE

TISSUS BIOLOGIQUE



Pourcentages en masse :

H : 10,2%

C : 12,3%

N : 3,5 %

O : 72,9%

Autres éléments : 1,1%

EAU



Composition proche des
tissus

(H : 11,1% ; O : 88,9%)

AVANTAGES:

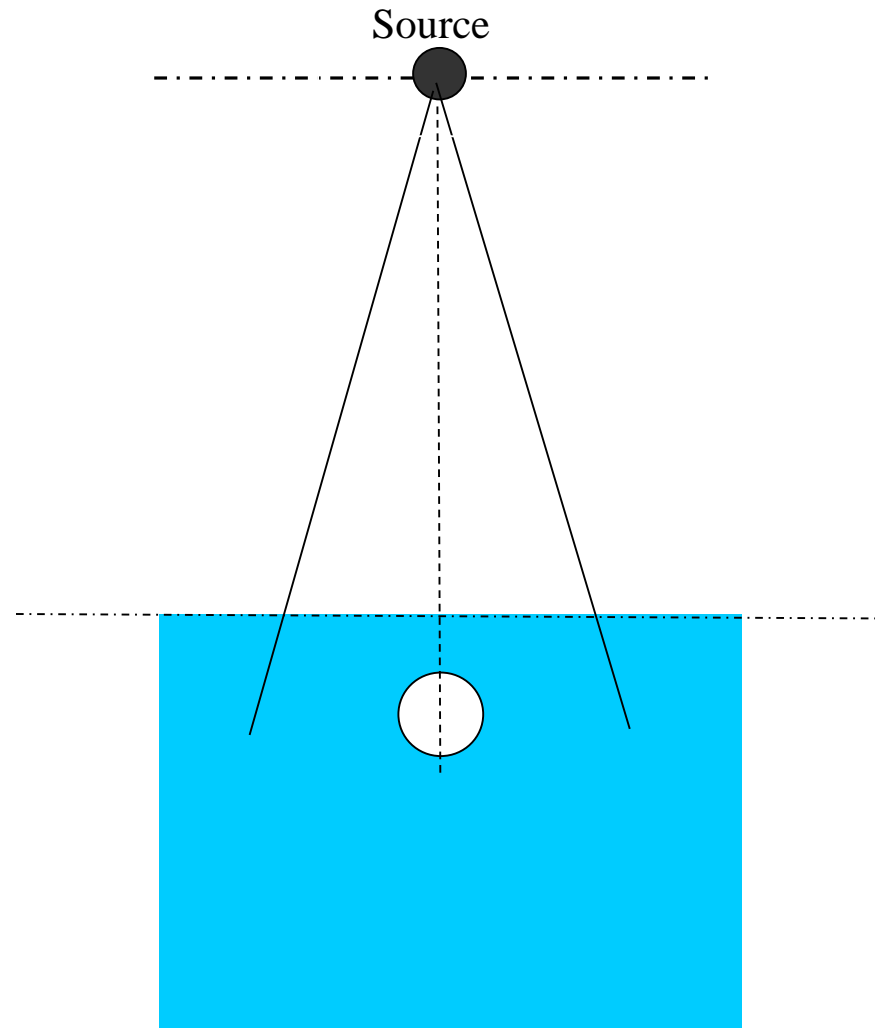
- faible coût
- composition élémentaire simple
- caractéristiques d'absorption proches de celles des tissus humains
- propriétés dosimétriques identiques pour photons et électrons \forall énergie
- milieu utilisé depuis longtemps: données bibliographiques

ASPECTS PRATIQUES

MILIEU DE REFERENCE

Le milieu de référence doit être:

- HOMOGENE
- SEMI-INFINI
- SURFACE PLANE



ASPECTS PRATIQUES

CONDITIONS DE REFERENCE

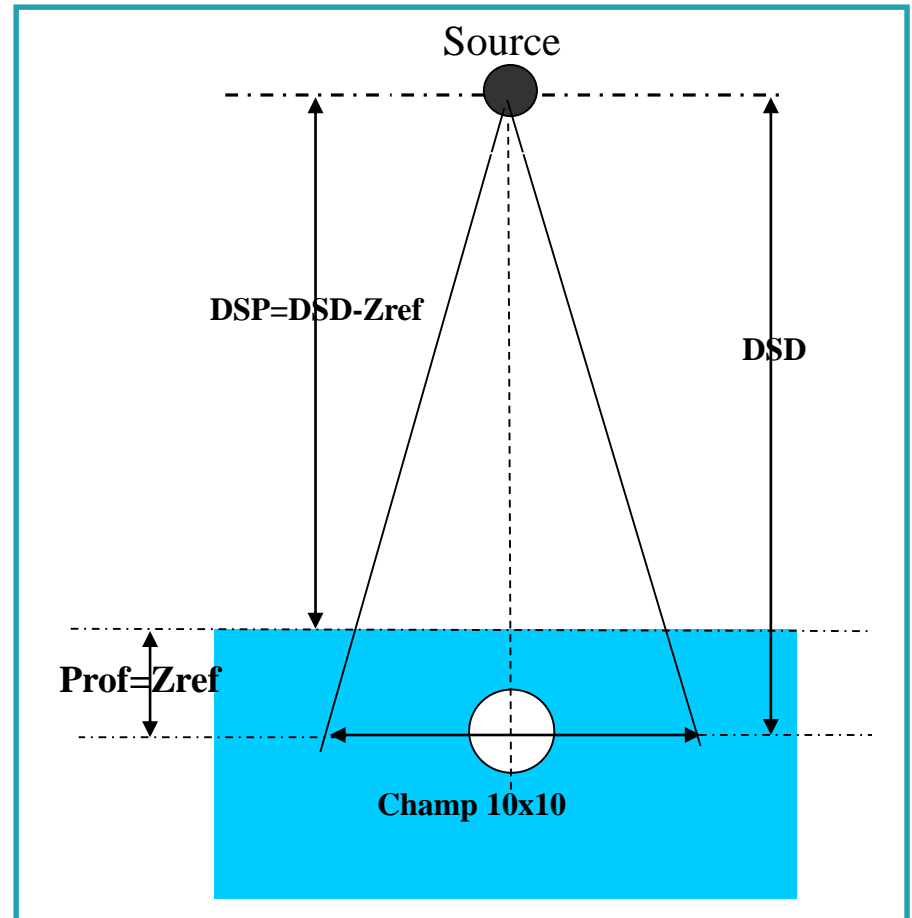
On appelle condition de référence les paramètres de l'irradiation qui devront être choisis lors de la mesure de la dose de référence.

La distance source-détecteur (DSD)

La distance source surface de l'eau (DSP)

La profondeur du point de mesure

La taille du champ d'irradiation (définie à DSA)



ASPECTS PRATIQUES

CONDITIONS DE REFERENCE

Soins particulier à l'alignement du fantôme d'eau qui doit avoir des dimensions adaptées et aux paramètres d'irradiation:

Ecart de +/- 5mm sur la distance source détecteur:

Inverse carré de la distance: +/- $(99,5/100)^2$

+/- 1% d'écart sur l'estimation de la dose

Ecart de 5mm sur la profondeur de référence:

$$\pm \frac{RTM(Z_{ref})}{RTM(Z_{ref}+5mm)}$$

6MV, $Z_{ref}=10cm$ écart= +/- 1,5% sur l'estimation de la dose

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

ASPECTS PRATIQUES : Faisceaux de photons HE (4MV-25MV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE KERMA DANS L'AIR



Conditions de références:

- Milieu de référence : *eau*
- DSD=DSA= 100 cm
- Champ 10x10cm²
- *Zref=5cm si IQ<0,7, 10cm si IQ>0,7*
- *Déplacement radial* : Centre géométrique CI placée en Z=Zref+dr

$$dr=0,6r$$

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,air} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel,glb}$$

$$p_u = p_{wall,Q}$$

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons HE (4MV-25MV)

Perturbation Factor for photon beams

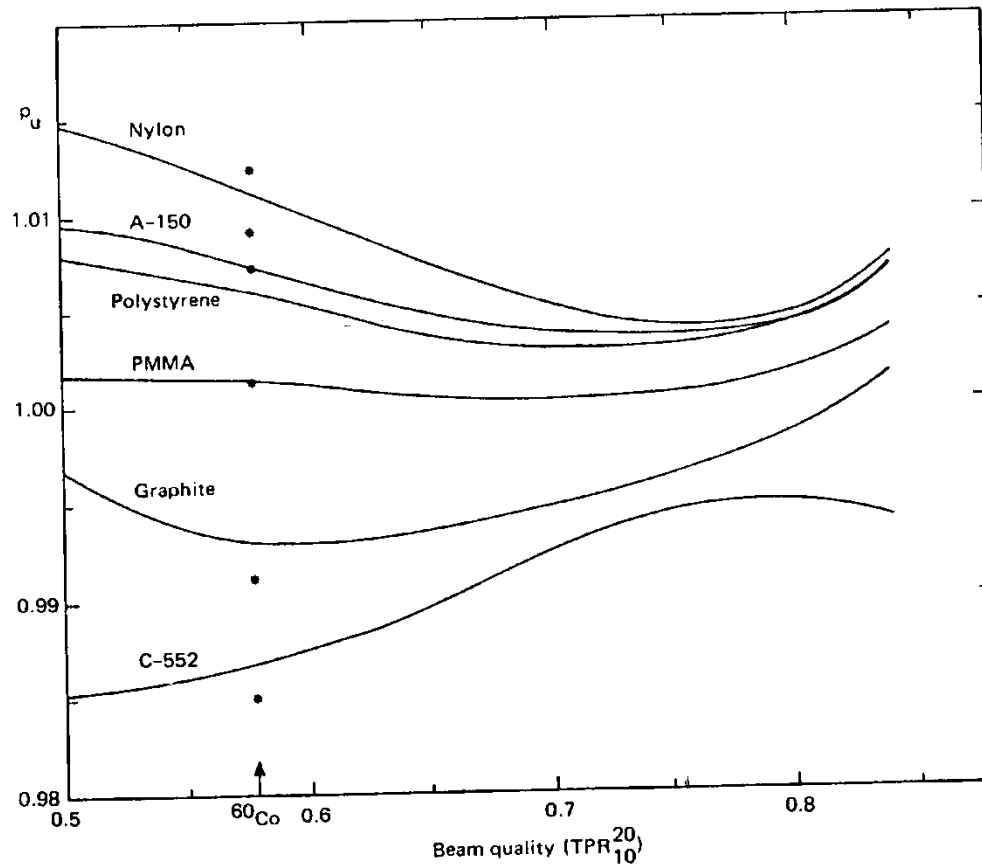


FIG. 14. The perturbation factor p_u as a function of the quality of photon beams for different chamber wall materials. It is assumed that the chamber is of thimble type having a wall thickness equal to 0.5 mm. (From Andreo et al. [82])

TABLE XIII. THE STOPPING POWER RATIO WATER TO AIR ($s_{w,air}$) AT THE REFERENCE DEPTHS AS A FUNCTION OF THE PHOTON BEAM QUALITY (Andreo et al. [82])

TPR ₁₀ ²⁰	Beam quality D_{20}/D_{10} ^a	$s_{w,air}$	Ref. depth (cm)
0.50	0.44	1.135	5
0.53	0.47	1.134	5
0.56	0.49	1.132	5
0.59	0.52	1.130	5
0.62	0.54	1.127	5
0.65	0.56	1.123	5
0.68	0.58	1.119	5
0.70	0.60	1.116	5
0.72	0.61	1.111	10
0.74	0.63	1.105	10
0.76	0.65	1.099	10
0.78	0.66	1.090	10
0.80	0.68	1.080	10
0.82	0.69	1.069	10
0.84	0.71	1.059	10
<hr/>			
Cs-137		1.136	5
Co-60		1.133	5

^a At SSD = 100 cm: obtained from TPR_{10}^{20} by a fit to experimental data.

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons HE (4MV-25MV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE DOSE ABSORBEE DANS L'EAU



Détecteur de référence:

Conditions de références:

- Milieu de référence : *eau*
- DSD=DSA= 100 cm
- Champ 10x10 cm²
- *Zref=10cm* $\forall IQ$
- *Pas de déplacement radial de la CI*
- CI *cylindrique 0,6cc*
- Étalonnée dans un faisceau de Co ou RX HE (IQ utilisateur)

$$D_{Eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,Eau,Q_0} \cdot K_{QQ_0}$$

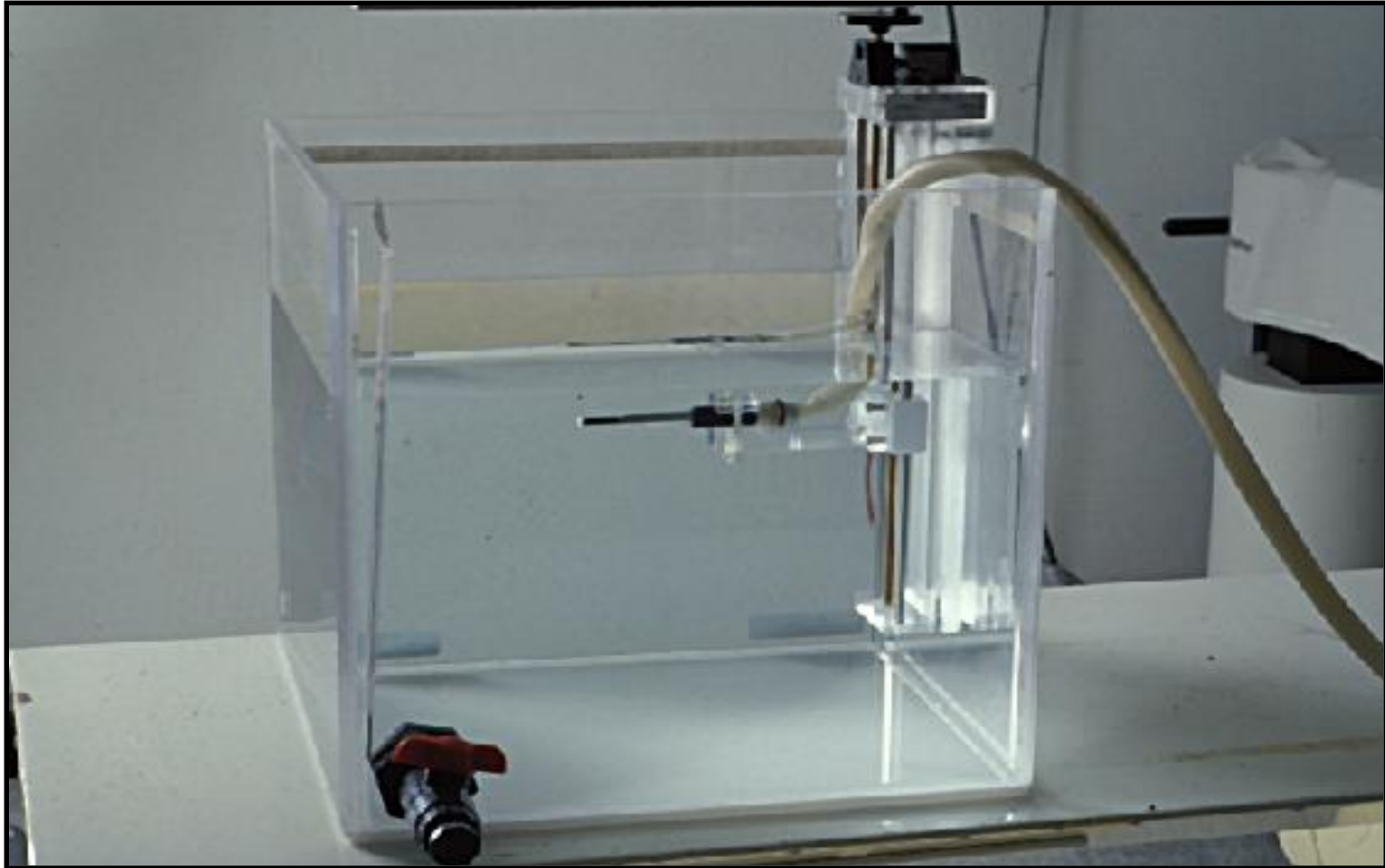
Si Q différent de Q₀

ASPECTS PRATIQUES : Faisceaux de photons HE (4MV-25MV)

$K_{Q_{Q_0}}$ FONCTION DE L'IQ

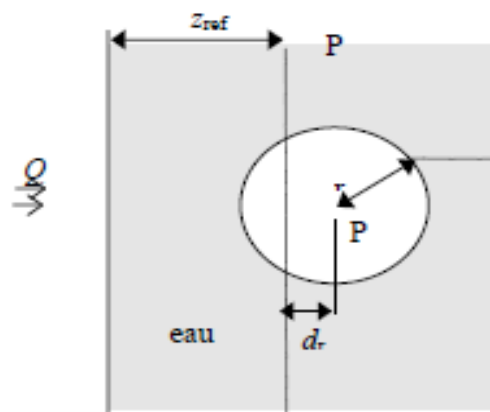
Ionization chamber type ^a	Beam quality $TPR_{20,10}$													
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952
SNC 100730 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.981	0.977	0.970	0.963	0.956
SNC 100740 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.990	0.987	0.983	0.977	0.971	0.963
Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.983	0.979	0.975	0.968	0.961	0.954
Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953
Wellhöfer IC 05	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956
Wellhöfer IC 06	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956
Wellhöfer IC 10	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956
Wellhöfer IC 15	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956
Wellhöfer IC 25	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956
Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956
Wellhöfer IC 69 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953
Wellhöfer IC 70 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.988	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959

ASPECTS PRATIQUES : Faisceaux de photons HE (4MV-25MV)



ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons HE (4MV-25MV)



1ère DEMARCHE : UTILISATION DU COEFFICIENT D'ETALONNAGE EN KERMA DANS L'AIR ($N_{K,Co}$) ET APPLICATION DU PROTOCOLE DE DOSIMETRIE AIEA 277/1987

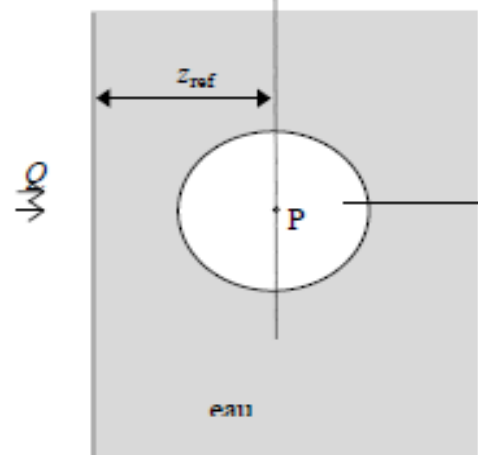
→ cavité de la chambre centrée à la profondeur ($z_{ref} + d_r$)

z_{ref} : profondeur de référence

d_r : déplacement radial

→ Dose absorbée dans l'eau à la profondeur z_{ref} :

$$D_{eau,Q} = M_Q^* \cdot N_{K,Co} \cdot (1-g) \cdot k_{m,Co} \cdot k_{air,Co} \cdot k_{ele,Co} \cdot s_{eau,air,Q} \cdot p_Q^*$$



2ème DEMARCHE : UTILISATION DU COEFFICIENT D'ETALONNAGE EN DOSE DANS L'EAU POUR LA QUALITE Q ($N_{D,eau,Q}$) :

→ cavité de la chambre centrée à la profondeur z_{ref} :

→ Dose absorbée dans l'eau à la profondeur z_{ref} :

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,eau,Q}$$

ou $D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,eau,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}$

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons BE (40kV-100kV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE KERMA DANS L'AIR:

Méthode « in-air »

Détecteur de référence:

- CI plate à face parallèles
- Étalonnée dans un faisceau de qualité égale à celle du faisceau clinique*

Conditions de références:

- Milieu de référence : *dans l'air*
- Distance source-point de mesure=distance usuelle de traitement
- champ 3x3cm² ou diamètre=3cm
- *Pas de déplacement radial de la CI*

* Si qualité non disponible dans le laboratoire officiel, étalonnage du détecteur pour des qualités encadrant le faisceau clinique puis calcul du $N_{k,Q}$ par interpolation linéaire

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons BE (40kV-100kV)

$$D_{eau,Q}^{surface} = M_Q \cdot N_{K,Q} \cdot B \cdot k_u \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^{eau}$$

k_u : facteur corrigeant de la différence entre la distribution spectrale du rayonnement utilisé pour l'étalonnage et celle du rayonnement à la surface du fantôme.

B : facteur de rétro diffusion (Backscatter factor) défini par le rapport du kerma dans l'air à la surface d'un fantôme d'eau semi-infini et du kerma dans l'air au même point en l'absence du fantôme

$\left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air,eau}$ rapport des coefficients d'absorption en énergie moyens dans l'eau et dans l'air pour le spectre de photons incidents

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons $BE \leq 100kV$

TABLE XVI. BACKSCATTER FACTOR B FOR LOW ENERGY X-RAYS AS A FUNCTION OF THE HALF-VALUE LAYER FOR DIFFERENT FIELD SIZES

Beam quality Aluminium HVL (mm)	Field diameter			
	3 cm	5 cm	10 cm	20 cm
0.1	1.007	1.007	1.007	1.007
0.15	1.012	1.013	1.013	1.013
0.2	1.021	1.023	1.023	1.023
0.3	1.036	1.040	1.041	1.041
0.4	1.048	1.054	1.060	1.061
0.5	1.061	1.071	1.081	1.086
0.6	1.071	1.085	1.100	1.110
0.8	1.088	1.109	1.133	1.148
1.0	1.099	1.126	1.155	1.176
1.5	1.122	1.164	1.204	1.245
2.0	1.138	1.190	1.241	1.296
3.0	1.157	1.219	1.291	1.363
4.0	1.169	1.230	1.330	1.412

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons BE (40kV-100kV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE DOSE DANS L'EAU:

Formalisme décrit dans le protocole TRS398 mais peu utilisé :

Cette qualité de faisceau correspond au domaine de la radiologie et l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en terme de kerma dans l'air est communément utilisé

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398

7. Aspects pratiques

- Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
 10. Assurance Qualité de la dose

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons ME (>100kV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE KERMA DANS L'AIR:

Méthode « in-air »

→ idem formalisme basses énergies

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons ME (>100kV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE KERMA DANS L'AIR:

Méthode « in-phantom »

Détecteur de référence:

- CI type Farmer
- Étalonnée dans un faisceau de qualité égale à celle du faisceau clinique*

Conditions de références:

- Milieu de référence : *eau ou équivalent*
- Distance source-point de mesure=distance usuelle de traitement
- Champ 10x10 cm²
- Zref= 2cm (les protocoles plus récents que le TRS277 préconisent 2cm)
- *Pas de déplacement radial de la CI*

* Si qualité non disponible dans le laboratoire officiel, étalonnage du détecteur pour des qualités encadrant le faisceau clinique puis calcul du Nk,Q par interpolation linéaire

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons ME (>100kV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE KERMA DANS L'AIR:

Méthode « in-phantom »

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{K,Q} \cdot \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_Q \cdot P_Q$$

$N_{K,Q}$ Si la qualité

$\left[\frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air,eau}$ rapport des coefficients d'absorption en énergie moyens dans l'eau et dans l'air pour le spectre de photons au point de référence dans l'eau en l'absence de chambre

P_Q Facteur global de correction de la chambre

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux de photons ME (>100kV)

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE DOSE DANS L'EAU:

Détecteur de référence:

- CI cylindrique
- Étalonnée dans un faisceau de qualité égale à celle du faisceau clinique*

Conditions de références:

- Milieu de référence : *eau*
- Distance source-point de mesure=distance usuelle de traitement
- Champ 10x10 cm²
- Zref= 2cm
- *Pas de déplacement radial de la CI*

$$D_{Eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,Eau,Q}$$

* Si qualité non disponible dans le laboratoire officiel, étalonnage du détecteur pour des qualités encadrant le faisceau clinique puis calcul du $N_{k,Q}$ par interpolation linéaire

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

ASPECTS PRATIQUES : Faisceaux d'électrons HE

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE KERMA DANS L'AIR



Spécification de la qualité du faisceau \bar{E}_0

Conditions de références:

- Milieu de référence : *eau*
- DSP= 100 cm
- Champ 10x10cm²
- ***Zref= Zmax***
- CI Cylindrique : ***Déplacement radial*** → CI placée en Z=Zref+dr, dr=0,6r
- CI Plate : ***Pas de déplacement radial***

Détecteur de référence:

- CI ***cylindrique 0,6cm³*** $\bar{E}_0 > 10\text{MeV}$
- CI ***Plate*** $\bar{E}_0 < 10\text{MeV}$
- Étalonnée dans un faisceau de Co

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,air} \cdot \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \cdot p_u \cdot p_{cel,glb} \quad p_u = p_{cav,Q}$$

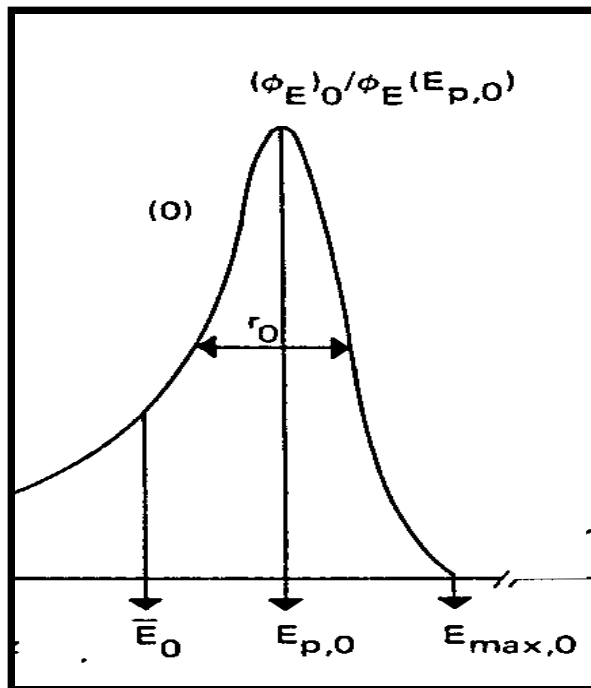
ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux d'électrons HE

Atténuation et diffusion ++ des e- avec la profondeur d'où $\rightarrow \left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}^{eau} = f(Z)$

Si $E_{p,0} - \bar{E}_0 > 0,1 \cdot E_{p,0}$:

On attribue à la profondeur z la valeur de $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}^{eau}$ correspondant à la profondeur Z_t



$$Z_t = Z \frac{R_{p,t}}{R_{p,m}} \quad \text{Avec } R_{p,m} \text{ la valeur mesurée}$$

$R_{p,t}$ la valeur théorique

$$E_{p,0} = C_1 + C_2 R_{p,t} + C_3 R_{p,t}^2$$

$$C_1 = 0,22 \text{ MeV}$$

$$C_2 = 1,98 \text{ MeV.cm}^{-1}$$

$$C_3 = 0,0025 \text{ MeV.cm}^{-2}.$$

ASPECTS PRATIQUES : Faisceaux d'électrons HE

TABLE X. THE STOPPING POWER RATIO WATER TO AIR ($S_{w,air}$) FOR ELECTRON BEAMS AS A FUNCTION OF \bar{E}_0 AND PHANTOM DEPTH

From AAPM [8], i.e. density effect corrections based on Sternheimer [77] and Carlsson [78] (see [18]) and Monte Carlo calculations from Berger [76]; R_p values are from ICRU [16]

Depth in water (cm)	Electron beam energy \bar{E}_0 (MeV)								
	50.0 R_p 24.6	40.0 19.6	30.0 14.8	25.0 12.3	20.0 9.87	18.0 8.88	16.0 7.89	14.0 6.90	12.0 5.91
0.0	0.904	0.912	0.926	0.940	0.955	0.961	0.969	0.977	0.986
0.1	0.905	0.913	0.929	0.941	0.955	0.962	0.969	0.978	0.987
0.2	0.906	0.914	0.930	0.942	0.956	0.963	0.970	0.978	0.988
0.3	0.907	0.915	0.931	0.943	0.957	0.964	0.971	0.979	0.989
0.4	0.908	0.916	0.932	0.944	0.958	0.965	0.972	0.980	0.990
0.5	0.909	0.917	0.933	0.945	0.959	0.966	0.973	0.982	0.991
0.6	0.909	0.918	0.934	0.946	0.960	0.967	0.974	0.983	0.993
0.8	0.911	0.920	0.936	0.948	0.962	0.969	0.976	0.985	0.996
1.0	0.913	0.922	0.938	0.950	0.964	0.971	0.979	0.988	0.999
1.2	0.914	0.924	0.940	0.952	0.966	0.973	0.981	0.991	1.002
1.4	0.916	0.925	0.942	0.954	0.968	0.976	0.984	0.994	1.006
1.6	0.917	0.927	0.944	0.956	0.971	0.978	0.987	0.997	1.010
1.8	0.918	0.929	0.945	0.957	0.973	0.981	0.990	1.001	1.014
2.0	0.920	0.930	0.947	0.959	0.975	0.983	0.993	1.004	1.018
2.5	0.923	0.934	0.952	0.964	0.981	0.990	1.000	1.013	1.030
3.0	0.926	0.938	0.956	0.969	0.987	0.997	1.008	1.023	1.042
3.5	0.929	0.941	0.960	0.974	0.994	1.004	1.017	1.034	1.056
4.0	0.932	0.944	0.964	0.979	1.001	1.012	1.027	1.046	1.071
4.5	0.935	0.948	0.969	0.985	1.008	1.021	1.037	1.059	1.086
5.0	0.936	0.951	0.973	0.990	1.016	1.030	1.049	1.072	1.101
5.5	0.940	0.954	0.978	0.996	1.024	1.040	1.061	1.086	1.113
6.0	0.943	0.958	0.983	1.002	1.033	1.051	1.074	1.100	1.121
7.0	0.948	0.965	0.993	1.017	1.054	1.075	1.099	1.118	1.122
8.0	0.954	0.972	1.005	1.032	1.076	1.098	1.116	1.120	
9.0	0.960	0.981	1.018	1.049	1.098	1.114	1.118		
10.0	0.966	0.990	1.032	1.068	1.112	1.116			
12.0	0.980	1.009	1.062	1.103					
14.0	0.996	1.031	1.095	1.107					

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux d'électrons HE

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE DOSE ABSORBEE DANS L'EAU

Spécification de la qualité du faisceau = R_{50}



Conditions de références:

• Milieu de référence : *eau*

• DSP= 100 cm

• Champ 10x10cm²

• $Z_{ref} = 0,6 R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2$ $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$ $Z_{ref} \approx Z_{max}$

$R_{50} > 4 \text{ g.cm}^{-2}$ $Z_{ref} > Z_{max}$

• *déplacement radial* si CI Cyindrique $\rightarrow dr = 0.5 r$

Détecteur de référence:

• CI *cyindrique* $0,6 \text{ cm}^3$ $R_{50} > 4 \text{ g.cm}^{-2}$

• CI *Plate* $R_{50} < 4 \text{ g.cm}^{-2}$

• Étalonnée dans un faisceau de Co ou ^{60}Co
d'e- (IQ utilisateur)

$$D_{Eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,Eau,Q_o} \cdot K_{QQ_o}$$

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux d'électrons HE

ETALONNAGE DE LA CI EN TERME DE DOSE ABSORBEE DANS L'EAU

- CI étalonnée dans un faisceau de Co: les valeurs de $K_{Q,Co}$ calculées dans les tables du protocole comportent une incertitude élevée
- CI étalonnée dans un faisceau d'électrons de haute énergie:

Recommandations: **Utilisation de $N_{D,eau,Q_{cross}}$ ($Q_{cross} = R50 > 7g.cm^{-2}$)**

Obtenu par un laboratoire officiel

Obtenu par un étalonnage croisé sur site à l'aide d'une autre CI

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_{cross}} k_{Q,Q_{cross}}$$

$$k_{Q,Q_{cross}}^x = \frac{k_{Q,Q_{int}}^x}{k_{Q_{cross},Q_{int}}^x} \longrightarrow \text{Table } K_{Q,Q_{int}} \text{ donnée dans le protocole}$$

ASPECTS PRATIQUES :

Faisceaux d'électrons HE

TABLE 7.III. CALCULATED VALUES FOR k_Q FOR ELECTRON BEAMS, FOR VARIOUS CHAMBER TYPES CALIBRATED IN ^{60}Co GAMMA RADIATION, FUNCTION OF BEAM QUALITY R_{90}

(The data are derived using values for stopping-power ratios and perturbation factors as given in Appendix B.)

Ionization chamber type ^a	Beam quality R (g cm ⁻²)															
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0
<i>Plane-parallel chambers</i>																
Atix RMI 449	0.953	0.943	0.932	0.925	0.919	0.913	0.908	0.904	0.900	0.896	0.893	0.886	0.881	0.871	0.859	0.849
Capintec PS-033	-	-	0.921	0.920	0.919	0.918	0.917	0.916	0.915	0.913	0.912	0.908	0.905	0.898	0.887	0.877
Exradin P11	0.958	0.948	0.937	0.930	0.923	0.918	0.913	0.908	0.904	0.901	0.897	0.891	0.885	0.875	0.863	0.853
Holt (Memorial)	0.971	0.961	0.950	0.942	0.936	0.931	0.926	0.921	0.917	0.913	0.910	0.903	0.897	0.887	0.875	0.865
NACP / Calcam	0.952	0.942	0.931	0.924	0.918	0.912	0.908	0.903	0.899	0.895	0.892	0.886	0.880	0.870	0.858	0.848
Markus	-	-	0.925	0.920	0.916	0.913	0.910	0.907	0.904	0.901	0.899	0.894	0.889	0.881	0.870	0.860
Roos	0.965	0.955	0.944	0.937	0.931	0.925	0.920	0.916	0.912	0.908	0.904	0.898	0.892	0.882	0.870	0.860
<i>Cylindrical chambers</i>																
Capintec PR06C (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.916	0.914	0.912	0.911	0.909	0.906	0.904	0.899	0.891	0.884
Exradin A2 (Spokas)	-	-	-	-	-	-	0.914	0.913	0.913	0.913	0.912	0.911	0.910	0.908	0.903	0.897
Exradin T2 (Spokas)	-	-	-	-	-	-	0.882	0.881	0.881	0.881	0.880	0.879	0.878	0.876	0.871	0.865
Exradin A12 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.921	0.919	0.918	0.916	0.914	0.911	0.909	0.903	0.896	0.888
NE 2571 (Guarded Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.918	0.916	0.915	0.913	0.911	0.909	0.906	0.901	0.893	0.886
NE 2581 (Robust Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.899	0.898	0.896	0.894	0.893	0.890	0.888	0.882	0.875	0.868
PTW 30001/30010 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.911	0.909	0.907	0.905	0.904	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877
PTW 30002/30011 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.916	0.914	0.912	0.910	0.909	0.906	0.903	0.897	0.890	0.882
PTW 30004/30012 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.920	0.918	0.916	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.887
PTW 31002/31003 (flexible)	-	-	-	-	-	-	0.912	0.910	0.908	0.906	0.905	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877
Victoreen 30-348	-	-	-	-	-	-	0.910	0.908	0.906	0.903	0.902	0.898	0.895	0.888	0.880	0.872
Victoreen 30-351	-	-	-	-	-	-	0.906	0.904	0.902	0.901	0.899	0.896	0.893	0.888	0.880	0.873
Victoreen 30-349	-	-	-	-	-	-	0.899	0.898	0.897	0.896	0.895	0.893	0.891	0.888	0.881	0.875

1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

NE PAS CONFONDRE ERREUR ET INCERTITUDE

ERREUR DE MESURE:

Différence entre la mesure et la valeur vraie

Possède un signe

Peut être corrigée par un facteur de correction

INCERTITUDE :

Absolue:

Associée au résultat d'une mesure

Caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuées à la quantité mesurée

Relative:

Le rapport de l'incertitude absolue sur la valeur du résultat de mesure

Attribuer une valeur à l'incertitude
est indispensable afin de quantifier la
qualité d'une mesure



INCERTITUDE TYPE:

Incertitude exprimée sous la forme d'un écart-type

Incertitude de Type A

Méthode d'évaluation de l'incertitude par analyse statistique des séries d'observation

$$s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1,n} (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Série de n résultats

Incertitude de Type B

Méthode d'évaluation de l'incertitude par tout autre méthode que l'analyse statistique des série d'observation.

Évaluation basée sur sur les information concernant la variation des paramètres de mesures:

- Données sur les mesures antérieures
- Comportement des instruments de mesures
- Spécification des fabricants, ...

INCERTITUDE COMPOSEE:

Dans nombreux cas la mesure est déterminée à partir de plusieurs valeurs mesurées

L'incertitude type est alors la composition appropriée des incertitudes types de chaque valeurs mesurées

→ Loi de propagation de l'incertitude

→ Pour un résultat m étant égal au produit de i facteurs l'incertitude combinée relative s'exprime de la façon suivante:

$$\frac{\Delta(m)}{m} = \sqrt{\sum \left[\frac{\Delta x_i}{x_i} \right]^2}$$

INCERTITUDE ELARGIE:

Le but est de définir un intervalle à l'intérieur duquel on suppose que se situe la distribution des valeurs mesurées

Obtenue en multipliant l'incertitude type par *un facteur d'élargissement k*

K généralement compris entre 2 et 3

INCERTITUDES DE MESURES

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
kerma dans l'air de référence		0,45
mesure de courant	0,1	
mesure de t		0,1
mesure de p		0,1
Hygrométrie		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
Incertitude type combinée (%)	0,50	
INCERTITUDE ÉLARGIE ($k = 2$) (%)	1,0	

LNHB

Incertitudes concernant les **facteurs d'étalonnage des CI en terme de kerma dans l'air au Cobalt 60** pour les deux laboratoires primaires français

PHASE 1

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
kerma dans l'air de référence		0,43
mesure de courant	0,1	
$k_{rec} \cdot k_{pol}$		0,14
mesure de t		0,1
mesure de p		0,1
Hygrométrie		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
Incertitude type combinée (%)	0,50	
INCERTITUDE ÉLARGIE ($k = 2$) (%)	1,0	

LCIE

INCERTITUDES DE MESURES

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
dose absorbée dans l'eau de référence		0,48
mesure de courant	0,1	
$k_{rec} \cdot k_{pol}$		0,14
mesure de t		0,2
mesure de p		0,2
Hygrométrie		0,2
mesure de la distance/positionnement		0,1
mesure de la profondeur de référence		0,2
Incertitude type combinée (%)	0,66	
INCERTITUDE ÉLARGIE ($k = 2$) (%)	1,3	

LNHB

Incertitudes concernant les facteurs
 d'étalonnage des CI en terme de
 dose absorbée dans l'eau dans un
 faisceau de Cobalt 60 pour les deux
 laboratoires primaires français

PHASE 1

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
dose absorbée dans d'eau de référence		0,60
mesure de courant	0,1	
mesure de t		0,1
mesure de p		0,1
Hygrométrie		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
mesure de la profondeur de référence		0,1
Incertitude type combinée (%)	0,65	
INCERTITUDE ÉLARGIE ($k = 2$) (%)	1,3	

LCIE

Incertitude sur $D_{\text{eau,Q}}$ déterminée par le formalisme du TRS277: PHASE 2

TABLE XXIII. COMBINED UNCERTAINTIES IN THE DIFFERENT PHYSICAL QUANTITIES OR PROCEDURES

The values of the uncertainties correspond to one standard deviation.

Step 2 in the calibration procedure

Type of physical quantity or procedure	Uncertainty (%)		
	^{60}Co gamma rays	High energy X-rays	Electrons
Interaction coefficients (k_m , k_{att} , $s_{w,\text{air}}$, p_u ; also uncertainties due to input parameters are included, i.e. \bar{E}_0 , TPR_{10}^{20})	2.4	2.6	3.2
Field instrument measurements in the therapy beam	0.5	1	1
Dose monitor of the therapy unit	0.5	1.5	1.5
Combined uncertainty	2.5	3.2	3.7

Incertitude sur $D_{\text{eau},Q}$ déterminée par le formalisme du TRS398: PHASE 2

TABLE 6.IV. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY ^a OF $D_{w,Q}$ AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER AND FOR A HIGH-ENERGY PHOTON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN ^{60}Co GAMMA RADIATION

Step 2: User high-energy photon beam

Long-term stability of user dosimeter	0.3
---------------------------------------	-----

Establishment of reference conditions	0.4
---------------------------------------	-----

Dosimeter reading M_Q relative to beam monitor	0.6
--	-----

Correction for influence quantities k_i	0.4
---	-----

Beam quality correction k_Q (calculated values)	1.0
---	-----

<i>Combined uncertainty of Step 2</i>	1.4
---------------------------------------	------------

Incertitude sur $D_{\text{eau,Q}}$ déterminée par le formalisme du TRS398: PHASE 2

TABLE 7.VII. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY^a OF $D_{\text{w,Q}}$ AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER AND FOR AN ELECTRON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN ^{60}Co GAMMA RADIATION

Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)	
	User chamber type: cylindrical Beam quality range: $R_{50} \geq 4 \text{ g cm}^{-2}$	plane-parallel $R_{50} \geq 1 \text{ g cm}^{-2}$
<i>Step 2: User electron beam</i>		
Long-term stability of user dosimeter	0.3	0.4
Establishment of reference conditions	0.4	0.6
Dosimeter reading M_Q relative to beam monitor	0.6	0.6
Correction for influence quantities k_i	0.4	0.5
Beam quality correction k_Q (calculated values)	1.2	1.7
Combined uncertainty of Step 2	1.5	2.0

Incertitude sur $D_{\text{eau},Q}$ déterminée par le formalisme du TRS398: PHASE 2

TABLE 7.VIII. ESTIMATED RELATIVE STANDARD UNCERTAINTY^a OF $D_{w,Q}$ AT THE REFERENCE DEPTH IN WATER AND FOR AN ELECTRON BEAM, BASED ON A CHAMBER CALIBRATION IN A HIGH-ENERGY ELECTRON BEAM

Physical quantity or procedure	Relative standard uncertainty (%)		
	User chamber type: Beam quality range:	cylindrical $R_{50} \geq 4 \text{ g cm}^{-2}$	plane-parallel $R_{50} \geq 1 \text{ g cm}^{-2}$
<i>Step 2: User electron beam</i>			
Long-term stability of user dosimeter		0.3	0.4
Establishment of reference conditions		0.4	0.6
Dosimeter reading M_Q relative to beam monitor		0.6	0.6
Correction for influence quantities k_i		0.4	0.5
Beam quality correction k_{Q,Q_0} (calculated values)		0.9	0.6
Combined uncertainty of Step 2		1.3	1.2

INCERTITUDE TOTALE SUR LA DETERMINATION DE LA DOSE ABSORBEE DANS L'EAU DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE (PHASE1+PHASE2)

TRS 398:

0,66 % Co

1,5 % RX HE (CI Cylindrique étalonnée au Co)

1.6% e- avec $IQ=R50>4g.cm^{-2}$ (CI Cylindrique étalonnée au Co)

2,1% e- avec $IQ=R50>1g.cm^{-2}$ (CI Plate étalonnée au Co)

1.4% e- avec $IQ=R50>4g.cm^{-2}$ (CI Cylindrique, étalonnage dans fx e- ($R50>7g.cm^2$))

1,4% e- avec $IQ=R50>1g.cm^{-2}$ (CI Plate, étalonnage dans fx e- ($R50>7g.cm^2$))

TRS 277: 2,5% Co(CI Cylindrique étalonnée au Co)

3,2% RX HE (CI Cylindrique étalonnée au Co)

3,7% e- HE



1. Rappels
2. Problématique
3. Choix/Etalonnage du détecteur
4. Corrections à appliquer à la réponse du détecteur
5. Principe de la mesure de la dose absorbée avec une chambre d'ionisation
6. Protocoles de dosimétrie
 - Protocole IAEA 277
 - Protocole IAEA 398
7. Aspects pratiques
 - Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de références
 - Faisceaux de photons HE
 - Faisceaux de photons BE
 - Faisceaux de photons ME
 - Faisceaux d'électrons de HE
9. Incertitudes de mesure
10. Assurance Qualité de la dose

ASPECTS PRATIQUES :

Assurance Qualité

CONTRÔLE QUALITE INTERNE

Recommandations nationales :

~~2007~~

Décision du 02/03/2004 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des accélérateurs d'électrons à usage médical et des dispositifs de télécobalthérapie

Article 1

Les modalités du contrôle de qualité interne des accélérateurs d'électrons à usage médical et des dispositifs de télécobalthérapie, et de leurs accessoires, sont fixées dans l'annexe à la présente décision.

Article 2

Les exploitants des dispositifs médicaux mentionnés à l'article 1er mettent en oeuvre le contrôle de qualité interne selon les modalités prévues au même article, au plus tard six mois après la publication de la présente décision.

Article 3

Le directeur de l'évaluation des dispositifs médicaux et le directeur de l'inspection et des établissements sont chargés, chacun en ce qui le concerne, de l'exécution de la présente décision, qui sera publiée au Journal officiel de la République française.

ASPECTS PRATIQUES :

Assurance Qualité

STABILITE DE LA REPONSE DU MONITEUR

8.1.4. Stabilité de l'étalonnage de chaque faisceau dans le temps :

8.1.4.1. Périodicité :

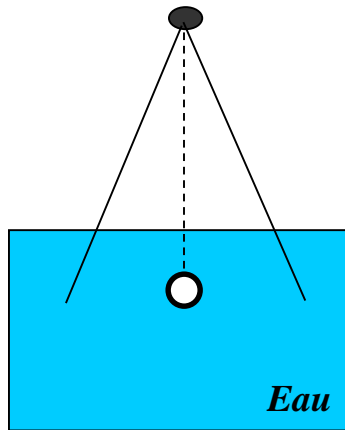
- régime photons : quotidienne pour toutes les énergies ;
- régime électrons : quotidienne avec, à chaque contrôle, une énergie différente.

8.1.4.2. Critères d'acceptabilité :

- pour chaque énergie, la réponse du moniteur pour une dose donnée ne doit pas varier de plus de $\pm 2 \%$ d'un contrôle à l'autre ;
- un dépassement compris entre -4% et -2% ou entre $+2 \%$ et $+4 \%$, nécessite un deuxième contrôle le lendemain avec le même dosimètre. Les mesures correctives nécessaires doivent être prises en cas de confirmation de ce dépassement ;
- un dépassement en dehors de l'intervalle -4% , $+4 \%$ nécessite un deuxième contrôle immédiat avec un système dosimétrique différent. La confirmation du dépassement impose l'arrêt de l'accélérateur et le signalement de l'anomalie aux services de l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé en charge de la matériovigilance.

ASPECTS PRATIQUES : Assurance Qualité

STABILITE DE LA REPONSE DU MONITEUR

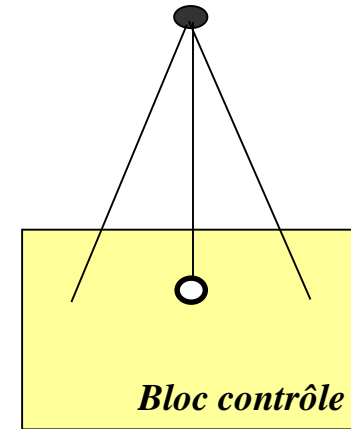


$D_{\text{eau},Q}$

Etalonnage

Conditions de référence

Périodicité de la Vérification: Mensuelle



Bloc contrôle

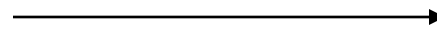
STABILITE

Contrôle de la réponse du jour

Conditions \neq conditions de référence

Périodicité de la Vérification: Journalière

J1: Etalonnage $D_{\text{eau},Q}=D_{\text{REF}}$



J1: $STAB=STAB_{\text{REF}}$

J2: $STAB=STAB_{\text{REF}} \pm 2\%$

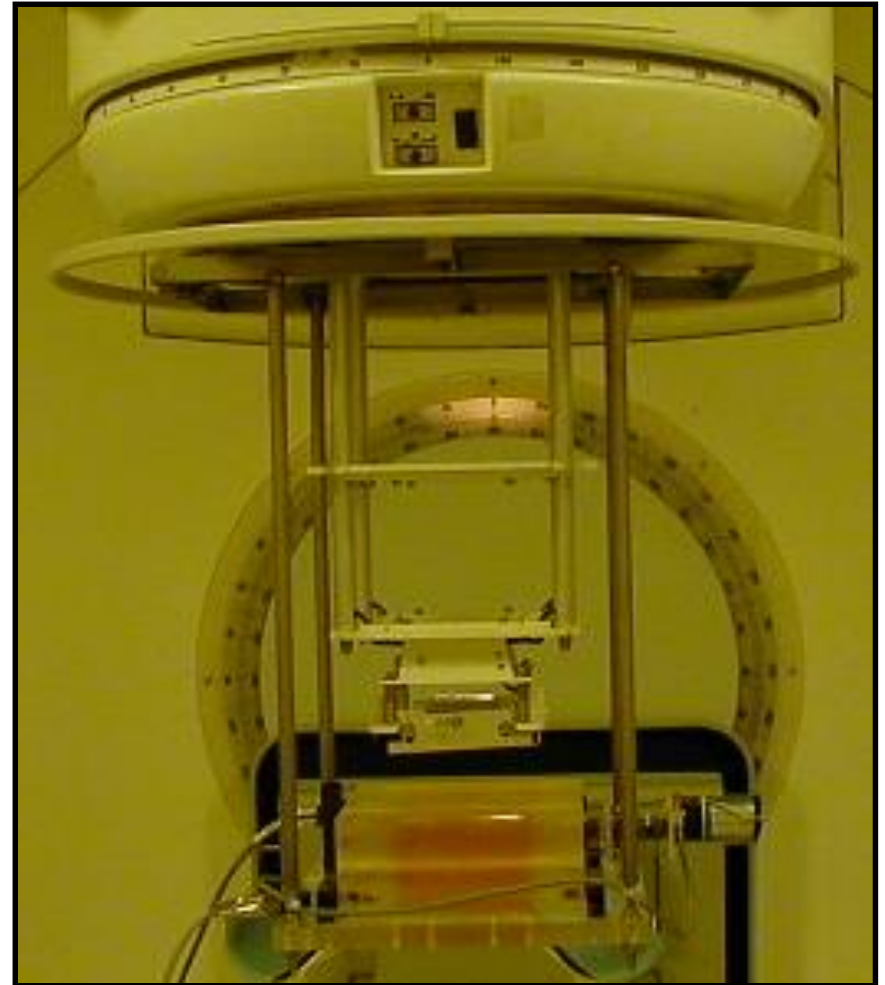
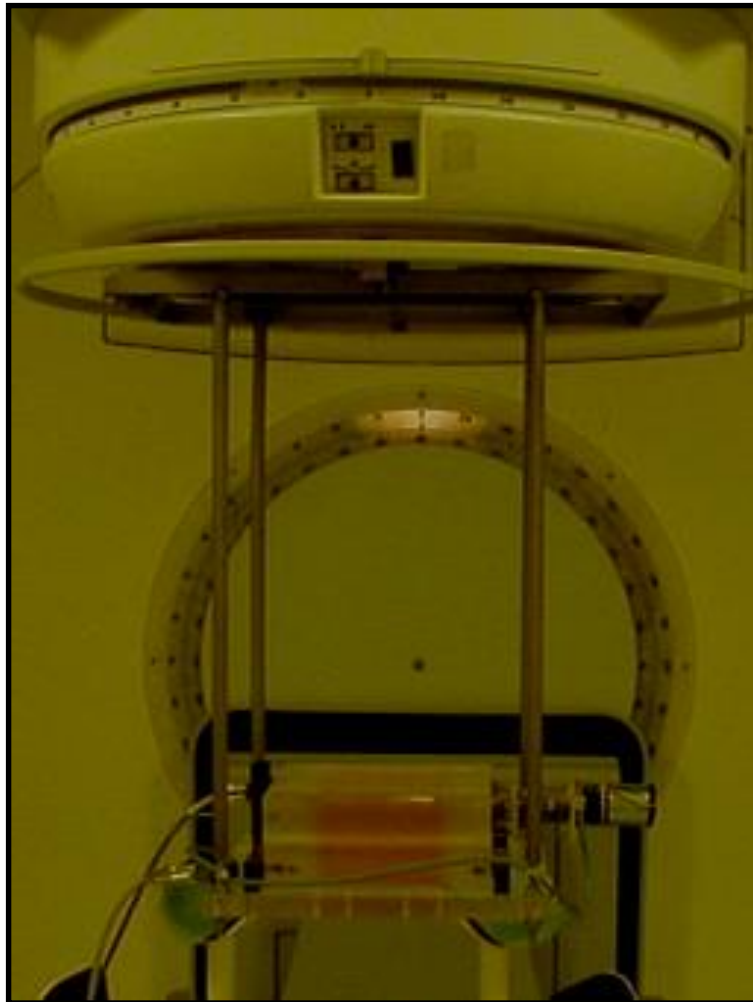


J 30: $STAB=STAB_{\text{REF}} \pm 2\%$



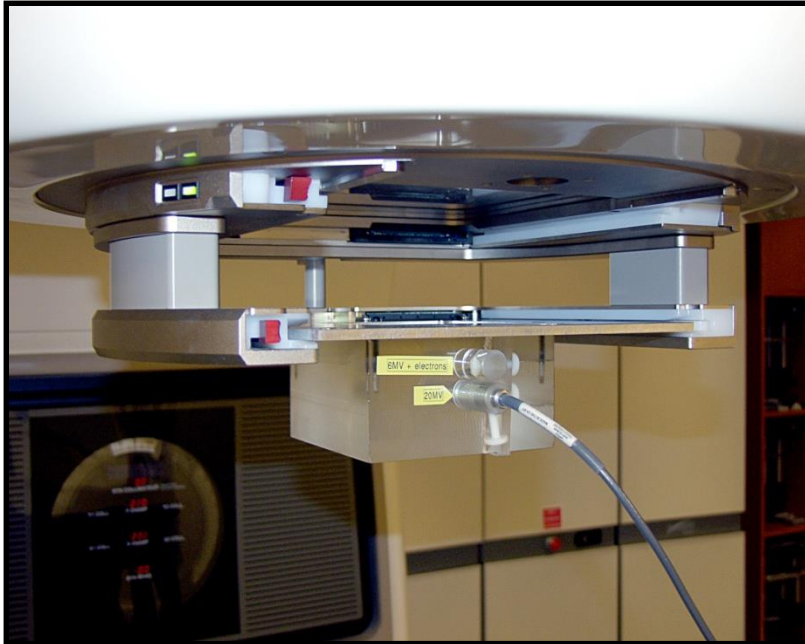
ASPECTS PRATIQUES : Assurance Qualité

STABILITE DE LA REPONSE DU MONITEUR



ASPECTS PRATIQUES : Assurance Qualité

STABILITE DE LA REPONSE DU MONITEUR



ASPECTS PRATIQUES :

Assurance Qualité

CONTRÔLE QUALITE EXTERNE

Recommandations nationales

Décision du 02/03/2004

fixant les modalités du
contrôle de qualité
externe des accélérateurs
d'électrons à usage
médical et des dispositifs
de télécobalthérapie

1. Objet du contrôle de qualité externe

Le contrôle de qualité externe des installations de radiothérapie externe a pour objet de vérifier que la dose de rayonnements ionisants délivrée par l'appareil de traitement de l'installation, ci-après appelée « dose », est bien celle prévue par l'exploitant.

A cette fin, l'organisme de contrôle de qualité externe met à la disposition de l'exploitant des objets tests que celui-ci doit irradier à une dose imposée, après calcul des modalités de délivrance selon les procédures habituelles de calcul, et renvoyer à l'organisme de contrôle qui mesure alors la dose réellement délivrée. Cette méthode permet ainsi de contrôler directement ou indirectement :

- l'étalonnage du faisceau dans les conditions de référence, et donc la dose de référence, définies au deuxième alinéa du point 4 de la présente annexe ;
- le bon usage du protocole de dosimétrie ;
- la dose délivrée dans les conditions autres que celles de référence ;
- le paramétrage et l'utilisation du système de calcul de dose ;
- le bon fonctionnement de l'appareil de traitement dans les conditions testées.

Pour chaque énergie les opérations de contrôle concernent :

- l'étalonnage des faisceaux (régime photons et électrons) ;
- la variation de la dose en fonction de l'ouverture du collimateur (régime photons et électrons) ;
- la variation de la dose en fonction de la profondeur (régime photons) ;
- le facteur de transmission du filtre en coin le plus épais parmi ceux les plus utilisés (régime photons).

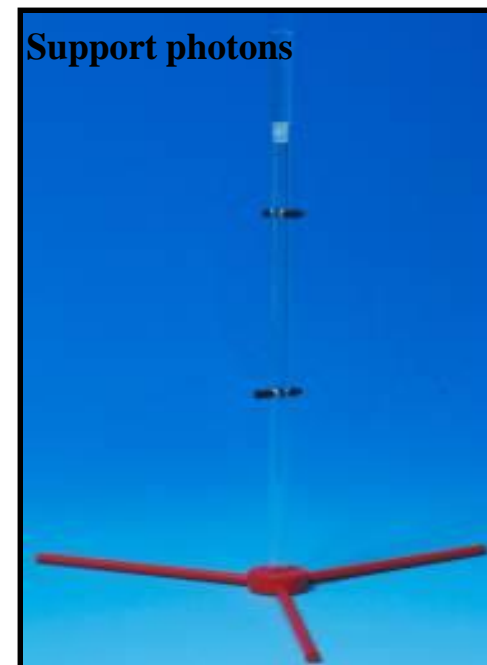
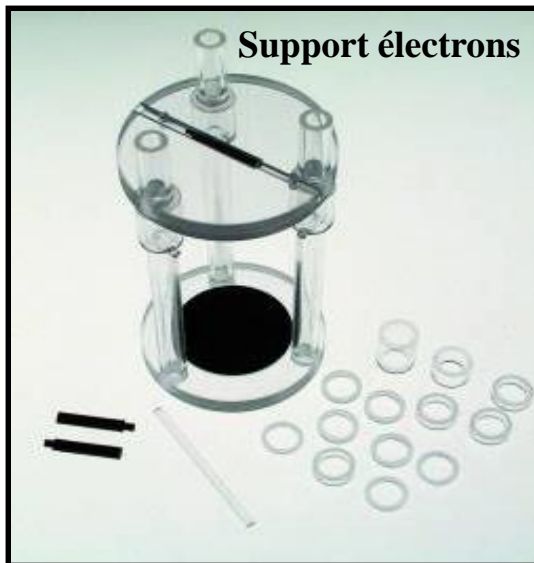
ASPECTS PRATIQUES : Assurance Qualité

CONTRÔLE QUALITE EXTERNE

Organisme de contrôle agréé: EQUAL- ESTRO

Envoi postal de support et de détecteur TLD à irradier dans des conditions précises pour délivrer une dose de 2 Gy.

Les Unités Moniteurs doivent être calculées comme pour un cas clinique



ASPECTS PRATIQUES :

Assurance Qualité

CONTRÔLE QUALITE EXTERNE

ECART \pm 5 %: OK

ECART ENTRE 5 et 10 %:

Recherche de la cause de cet écart.

Délai maximum de 2 mois pour remettre en conformité l'installation et procéder à une deuxième irradiation des objets tests

ECART SUPERIEUR A 10%:

Arrêt de l'exploitation du faisceau jusqu'à une deuxième irradiation des objets tests avec un résultat positif

Dose dans les conditions de références: 1499 faisceaux de photons testés:

79% : $|\text{Ecart}| < 3\%$

6% : $|\text{Ecart}| \leq 5\%-10\%$

13% : $|\text{Ecart}| \leq 3\%-5\%$

2% : $|\text{Ecart}| > 10\%$

1. **INTERNATIONAL ATOMIC ENARGIE AGENCY (IAEA), « Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice », AIEA Technical Reports Series, TRS-277, IAEA, Vienna, Austria (1987)**
2. **INTERNATIONAL ATOMIC ENARGIE AGENCY (IAEA), « Absorbed dose determination in photon and electron beams: An international code of practice », Second Edition, AIEA Technical Reports Series, TRS-277, IAEA, Vienna, Austria (1997)**
3. **INTERNATIONAL ATOMIC ENARGIE AGENCY (IAEA), « The use of planne parallele ionisation chembers in high energy electronand photon beams: An international code of practice for dosimetry », AIEA Technical Reports Series, TRS-381, IAEA, Vienna, Austria (1997)**
4. **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDECINE (AAPM), « A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams », AAPM Task Group 21 Report; Med Phys 10,741-771 (1983)**
5. **LES RAYONEMENTS IONISANTS Détection,spectrométrie, dosimétrie. D. BLANC, Masson, 1990**
6. **INTERNATIONAL ATOMIC ENARGIE AGENCY (IAEA), « Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers ans Students»,, AIEA Educational Reports Series, May 1 2003, IAEA,Vienna, Austria (2003)**
7. **SOCIETE FRANCAISE DES PHYSICIENS MEDICAUX (SFPM), « Utilisation des références métrologiques nationales de dose absorbée dans l'eau, application du protocole de dosimétrie AIEA TRS n°398 aux faisceaux de photons de haute énergie » Mai 2003**