



# Etablissement des références nationales, en termes de dose absorbée, par calorimétrie dans l'eau, pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie

Nicolas Perichon

► **To cite this version:**

Nicolas Perichon. Etablissement des références nationales, en termes de dose absorbée, par calorimétrie dans l'eau, pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie. Autre [cond-mat.other]. Université Paris Sud - Paris XI, 2012. Français. <NNT : 2012PA112153>. <tel-00763348>

**HAL Id: tel-00763348**

**<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00763348>**

Submitted on 10 Dec 2012

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UNIVERSITE PARIS-SUD

ÉCOLE DOCTORALE : MIPEGE

Laboratoire de Métrologie de la Dose du Laboratoire National Henri Becquerel

*DISCIPLINE : Physique*

THÈSE DE DOCTORAT

soutenue le 10/09/2012

par

Nicolas PERICHON

Etablissement des références nationales, en termes de dose absorbée, par calorimétrie dans l'eau, pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie.

**Directeur de thèse :** Jean-Marc BORDY HDR  
(LNHB, CEA Saclay, Gif-sur-Yvette)

**Composition du jury :**

<i>Président du jury :</i>	Michel BOURGUIGNON	Professeur, Commissaire de l'Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN, Paris)
<i>Rapporteurs :</i>	Michel FROMM	Professeur (LCPR-AC - UMR CNRS 6249, LRC CEA Université de Franche Comté, Besançon)
	Jean-Pierre MANENS	Physicien Médical, PhD, HDR (Centre de lutte contre le cancer Eugène Marquis, Rennes)
<i>Examineurs :</i>	David BURNS	PhD (BIPM, Sèvres)
	Irène BUVAT	Professeur (IMNC - UMR 8165, Orsay)
<i>Membres invités :</i>	Benjamin RAPP	PhD (LNHB, CEA Saclay, Gif-sur-Yvette)
	Marc DENOZIERE	PhD (LNHB, CEA Saclay, Gif-sur-Yvette)



## **Résumé : Etablissement des références nationales, en termes de dose absorbée, par calorimétrie dans l'eau, pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie.**

Les références actuelles, pour les rayons X de moyenne énergie en radiothérapie, sont établies au LNHB en termes de kerma dans l'air. La dose absorbée dans l'eau, grandeur d'intérêt pour la radiothérapie, est déduite de ces valeurs par transfert conformément aux protocoles internationaux. Ce travail de thèse a permis d'établir les références en termes de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence des protocoles en utilisant la méthode de calorimétrie dans l'eau. La calorimétrie est la mesure de la dose absorbée à partir de l'élévation de température. Un « calorimètre-eau » a été conçu et réalisé afin d'effectuer des mesures à 2 cm de profondeur : conditions de référence définies par le protocole AIEA TRS-398. Les débits de dose absorbée dans l'eau ainsi déterminés ont été comparés aux valeurs issues de l'application des protocoles fondés sur le kerma dans l'air. Un écart maximum inférieur à 2.1 % a été trouvé par rapport à la calorimétrie. L'incertitude type associée aux valeurs calorimétriques étant inférieure à 0.8 % et celle associée aux valeurs issues des protocoles étant de l'ordre de 3.0 %, les résultats sont compatibles aux incertitudes des méthodes près. Grâce à ces nouvelles références, la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans ce type de faisceau pourra désormais être réalisée en appliquant le protocole AIEA TRS-398, conduisant ainsi à une forte réduction des incertitudes (facteur 3 par rapport au protocole AIEA TRS-277). Actuellement, aucun autre laboratoire primaire ne possède un tel instrument permettant l'établissement direct de ces références dans les conditions recommandées par les protocoles.

Mots-clés : calorimétrie eau, rayons X, métrologie, dosimétrie, radiothérapie

## **Abstract: National absorbed dose to water references for radiotherapy medium energy X-rays by water calorimetry.**

LNE-LNHB current references for medium energy X-rays are established in terms of air kerma. Absorbed dose to water, which is the quantity of interest for radiotherapy, is obtained by transfer dosimetric techniques following a methodology described in international protocols. The aim of the thesis is to establish standards in terms of absorbed dose to water in the reference protocol conditions by water calorimetry. The basic principle of water calorimetry is to measure the absorbed dose from the rise in temperature of water under irradiation. A calorimeter was developed to perform measurements at a 2 cm depth in water according to IAEA TRS-398 protocol for medium energy x-rays. Absorbed dose rates to water measured by calorimetry were compared to the values established using protocols based on references in terms of air kerma. A difference lower than 2.1% was reported. Standard uncertainty of water calorimetry being 0.8%, the one associated to the values from protocols being around 3.0%, results are consistent considering the uncertainties. Thanks to these new standards, it will be possible to use IAEA TRS-398 protocol to determine absorbed dose to water: a significant reduction of uncertainties is obtained (divided by 3 by comparison with the application of the IAEA TRS-277 protocol). Currently, none of the counterparts' laboratories own such an instrument allowing direct determination of standards in the reference conditions recommended by the international radiotherapy protocols.

Keywords: water calorimetry, X-ray dosimetry, metrology, radiotherapy



# Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Monsieur François DAMOY, chef du Laboratoire National Henri Becquerel, de m'avoir permis de réaliser cette thèse au sein de son laboratoire. Merci également à Loïc DE CARLAN successivement chef du laboratoire de métrologie de la dose et du Laboratoire National Henri Becquerel pour son accueil et son implication dans ce projet.

J'exprime mon profond respect pour Jean-Marc BORDY, mon directeur de thèse. Je lui adresse mes sincères remerciements pour tous ses conseils, son suivi et sa grande disponibilité durant ces trois années.

Je remercie chacun des membres de mon jury et leur témoigne ma grande reconnaissance. Merci à Messieurs Michel BOURGUIGNON (également président de jury), Michel FROMM et Jean-Pierre MANENS d'avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail de thèse. Je les remercie pour leurs conseils avisés qui ont permis de présenter ce manuscrit dans sa version finale. Merci à Monsieur David BURNS et Madame Irène BUVAT d'avoir accepté de faire partie de mon jury ainsi que pour leurs remarques en tant qu'examineur.

Je remercie mes deux « encadrants » : Benjamin RAPP (chef calo-eau), pour son encadrement scientifique mais également pour ses qualités humaines ; Marc DENOZIERE (chef RX), de m'avoir fait bénéficier de ses connaissances et pour sa bonne humeur communicative.

Un grand merci à mes collègues de bureau qui m'ont supporté accompagné au quotidien pendant ces trois ans de thèse : Soizic, Dominique et Line. Elles ont contribué de manière importante au bon déroulement de ma thèse, en favorisant une très bonne ambiance au sein du bureau. Merci à Josiane qui a veillé sur moi pendant cette période de fin de thèse. Merci pour sa grande générosité ainsi que ses attentions pour moi et ma famille.

Je remercie également l'équipe des RX doux : Nelly, Eric, Johann avec qui j'ai pu toujours travailler dans une ambiance conviviale.

Je tiens à remercier Aimé Ostrowsky pour son ingéniosité et la qualité de ses conseils qui ont permis de mener à bien cette étude.

J'adresse de sincères remerciements à Frank pour ses conseils toujours très avisés et ses réponses à mes (nombreuses) questions.

Merci à Bruno pour sa grande disponibilité, le temps qu'il a consacré au suivi de cette étude ainsi que pour ses explications dosimétriques.

Merci à Tristan qui a été le premier à me faire confiance en me permettant de réaliser mon stage de master au LNHB. Merci également à Valérie qui a été ma co-chef pendant ce stage.

Je n'oublie pas mes « collègues thésards » : Dr Maïwenn tout d'abord qui m'a conduit sur la voie de la bonne réalisation de ce travail ; Sybelle et Stéphane à qui je souhaite tous mes vœux de réussite.

Merci aux GG (Christel et Fabien).

Merci à tous ceux que je n'ai pas cités et qui ont eux aussi contribué à la bonne ambiance du laboratoire.

Je ne manque pas de remercier ma famille et mes amis qui m'ont toujours soutenu. Merci JB, Stéphanie, Samuel, Camille, Charles...

Je remercie enfin Céline qui m'a soutenu pendant ces trois ans. Son attention, sa patience, ses conseils... m'ont été d'une très grande aide. Elle a su m'accompagner au quotidien durant toute cette période comme elle le fait depuis de nombreuses années : l'aboutissement de ce travail lui est en partie dû.

Je garderai un excellent souvenir de mon passage au LNHB et le sentiment d'avoir beaucoup appris.



*A Albin . . .*



# Table des matières

Introduction .....	15
Chapitre 1 Les rayons X de moyenne énergie en radiothérapie .....	21
1.1. Généralités .....	22
1.1.1. Le mode de production des rayons X de moyenne énergie .....	22
1.1.2. Indice de qualité du faisceau .....	22
1.1.3. Les rayons X de moyenne énergie selon les protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie .....	23
1.2. Caractérisation des faisceaux de rayons X de moyenne énergie .....	24
1.2.1. Choix de faisceaux d'intérêt pour cette étude .....	24
1.2.2. Détermination expérimentale de la couche de demi-atténuation .....	25
1.2.2.1. Matériel et Méthode .....	25
1.2.2.2. Résultats .....	26
1.2.2.3. Discussion sur la CDA .....	27
1.2.3. Distribution spectrale en énergie de la fluence des faisceaux d'intérêt .....	29
1.2.3.1. Simulations Monte-Carlo .....	29
1.2.3.2. Comparaison avec des données de la littérature .....	32
1.2.4. Références en termes de kerma dans l'air .....	36
1.2.5. Mesures ionométriques dans l'air : profils .....	37
1.2.5.1. Mesures expérimentales par chambre d'ionisation .....	37
1.2.5.2. Simulations Monte-Carlo .....	41
1.2.5.3. Comparaison des résultats expérimentaux et issus des simulations Monte-Carlo .....	42
1.2.6. Mesures ionométriques dans l'eau : profils .....	43
1.2.6.1. Mesures ionométriques .....	43
1.2.6.2. Simulations Monte-Carlo et comparaison aux mesures .....	45
1.2.7. Mesures ionométriques en profondeur dans l'eau .....	46

1.3.	Conclusion du chapitre 1 .....	47
Chapitre 2 Détermination de la dose absorbée dans l'eau à partir de références en termes de kerma dans l'air .....		49
2.1.	Démarche théorique .....	50
2.2.	Application des protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie .....	55
2.2.1.	Matériel .....	55
2.2.2.	Méthodes .....	56
2.2.2.1.	Le coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air ( $N_K$ ) .....	56
2.2.2.2.	La mesure dans l'eau par chambre d'ionisation ( $M_U$ ) .....	58
2.2.2.3.	Les facteurs de correction.....	60
2.2.2.3.1.	<i>Le protocole AIEA TRS-277</i> .....	60
2.2.2.3.2.	<i>Le protocole AAPM TG-61</i> .....	68
2.2.2.3.3.	<i>Les autres méthodes référencées</i> .....	72
2.2.3.	Résultats et comparaison des protocoles .....	73
2.2.3.1.	Le protocole AIEA TRS-277.....	73
2.2.3.2.	Le protocole AAPM TG-61.....	73
2.2.3.3.	Les autres protocoles de dosimétrie des rayons X de moyenne énergie.....	74
2.2.3.4.	Comparaison.....	74
2.2.4.	Bilan d'incertitudes .....	77
2.3.	Conclusion du chapitre 2.....	78
Chapitre 3 Etablissement des références primaires en termes de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence des protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie. ....		81
3.1.	La calorimétrie dans l'eau : Etat de l'art .....	82
3.2.	Développement du calorimètre eau du LNHB .....	93
3.2.1.	Etude préliminaire à la conception du calorimètre .....	93
3.2.2.	Caractéristiques .....	96
3.2.2.1.	Le fantôme et l'enceinte thermique .....	96
3.2.2.2.	Système de régulation de la température .....	98

## Table des matières

---

3.2.2.3.	L'ampoule de confinement de l'eau ultra-pure .....	99
3.2.2.4.	Les sondes de température.....	100
3.2.3.	Performances techniques du calorimètre et validation dans le faisceau de $^{60}\text{Co}$ du LNHB .....	104
3.2.3.1.	Stabilité thermique.....	104
3.2.3.2.	Réponse sous irradiation et validation du calorimètre.....	107
3.3.	Application de la méthode calorimétrique dans l'eau aux faisceaux de rayons X de moyenne énergie .....	108
3.3.1.	La capacité thermique de l'eau à pression constante ( $C_p$ ) .....	109
3.3.2.	La mesure de l'élévation de température sous irradiation ( $\Delta T$ ).....	109
3.3.3.	Le défaut de chaleur de l'eau ( $h$ ) .....	111
3.3.4.	Le facteur de correction de la conduction thermique ( $k_c$ ).....	111
3.3.5.	Le facteur de correction des perturbations dosimétriques ( $k_p$ ) .....	119
3.3.6.	Le facteur de correction de la densité de l'eau ( $k_\rho$ ).....	125
3.3.7.	Le facteur de correction de la profondeur des sondes dans l'eau ( $k_{prof}$ ) .....	128
3.4.	Dose absorbée déterminée par calorimétrie dans l'eau pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie.....	130
3.4.1.	Résultats en termes de dose absorbée dans l'eau .....	130
3.4.2.	Bilan d'incertitudes .....	132
3.5.	Synthèse des références.....	134
3.6.	Conclusion du chapitre 3.....	134
Chapitre 4 Interprétation des résultats et perspectives. ....		137
4.1.	La caractérisation des faisceaux .....	138
4.2.	La calorimétrie dans l'eau et l'approche fondée sur les références en termes de kerma dans l'air .....	139
4.2.1.	La dose absorbée dans l'eau déterminée à partir de références en termes de kerma dans l'air. ....	139
4.2.2.	La dose absorbée dans l'eau déterminée par mesures calorimétriques .....	141
4.2.3.	Comparaison des valeurs de débit de dose absorbée dans l'eau déterminées par application des protocoles et par calorimétrie .....	143

4.2.4. Une méthode complémentaire de détermination de la dose absorbée dans l'eau : la calorimétrie dans le graphite .....	146
Conclusion.....	151
Bibliographie.....	157
ANNEXES .....	163
ANNEXE 1 : Evaluation de la stabilité du faisceau RQR10 (150kV ; 10mA).....	164
ANNEXE 2 : Détermination des Couches de Demi-Atténuation (CDA).....	165
ANNEXE 3 : Tableau des matériaux utilisés pour les simulations Monte-Carlo avec le code MCNPX.....	169
ANNEXE 4 : Signification des paramètres relatifs au mode PHYS :E.....	170
ANNEXE 5 : Comparaison des distributions spectrales issues des simulations MCNPX et PENELOPE et de la littérature.....	171
ANNEXE 6 : Comparaison des profils dans l'air, mesurés avec la chambre d'ionisation PTW31010 et calculés avec le code MCNPX utilisant une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation. .	176
ANNEXE 7 : Comparaison des profils dans l'eau, mesurés avec la chambre d'ionisation PTW31010 et calculés avec le code MCNPX utilisant une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation. .	178
ANNEXE 8 : Comparaison des mesures ionométriques en profondeur dans l'eau, mesurés avec les chambres d'ionisation PTW31010 et PTW34001 ainsi que calculés avec le code MCNPX utilisant une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation PTW31010. ....	181
ANNEXE 9 : CSDA dans l'air et dans l'eau (données du NIST). ....	184
ANNEXE 10 : Spectres « équivalent eau » permettant la détermination du facteur de correction de la dépendance de la réponse de la chambre d'ionisation avec l'énergie du faisceau. ....	185
ANNEXE 11 : Bilan d'incertitudes relatif à l'application des différents protocoles de radiothérapie à la chambre d'ionisation NE2571 pour le faisceau CCRI180. ....	190
ANNEXE 12 : Modélisation MCNPX du dépôt d'énergie dans l'ampoule.....	192
Liste des communications .....	197







# **Introduction**

Le Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB) est le laboratoire national de métrologie français pour les rayonnements ionisants notamment pour la dosimétrie. Son rôle est d'établir et de maintenir les références nationales relatives aux faisceaux de rayonnements ainsi que de les transférer aux utilisateurs. Ces utilisateurs sont des laboratoires de recherche, des industriels, les centres de diagnostic et les services de radiothérapie comme dans le cas de la présente étude traitant des rayons X de moyenne énergie. Le LNHB s'assure également de la bonne cohérence de ses valeurs de référence en effectuant des comparaisons internationales avec les autres laboratoires nationaux de métrologie et avec le Bureau International des Poids et Mesures (BIPM), instance en charge de l'uniformité mondiale des mesures et de leur traçabilité au système international d'unités. Les références mises en place au moyen d'instruments de référence primaires participent ainsi pour une part non négligeable au bon déroulement du traitement de radiothérapie en intervenant directement dans le processus de détermination de la dose délivrée au patient.

En radiothérapie externe, plusieurs types de faisceaux peuvent être utilisés : photons, électrons et protons par exemple. Les rayonnements utilisés dans cette étude sont des photons X de moyenne énergie pour la radiothérapie que nous appellerons dans toute cette étude « rayons X de moyenne énergie ». Ils sont produits par des tubes à rayons X. De nos jours, la grande majorité des traitements s'effectue préférentiellement avec des faisceaux de photons de haute énergie issus d'accélérateurs linéaires d'électrons, par rapport aux rayons X de moyenne énergie (produits par les tubes à rayons X). Les rayons X de faible et moyenne énergies sont historiquement les premiers types de rayons à avoir été utilisés en radiothérapie externe (tentative dès janvier 1896 de traitement de cancer du sein par Emil Grubbe (Chicago, USA) puis par le Dr Victor Despeignes en juillet 1896<sup>1</sup>, traitement menant à une guérison formelle en 1899). Face au développement de nouvelles techniques de traitement utilisant des faisceaux de plus haute énergie, les rayons X de faible et moyenne énergies ont peu à peu été abandonnés du fait de la grande différence d'absorption des divers tissus (os, air, tissus mous...) dans cette gamme d'énergie induisant une dose aux tissus sains environnants la tumeur importante. S'ajoute à cette problématique le faible rendement en profondeur et l'équilibre électronique atteint à quelques millimètres de la surface qui contribuent tous deux à un dépôt important de la dose en surface de la peau et dans les premiers millimètres de tissus. L'utilisation des photons de haute énergie par rapport aux faisceaux de rayons X ici considérés est indiscutable pour bon nombre de pathologies. Cependant, le traitement au moyen de ce type de faisceaux demeure intéressant pour un certain nombre de pathologies. En effet, les rayons X de moyenne énergie peuvent être utilisés (parmi d'autres techniques que sont l'exérèse, la microchirurgie et l'électrocautérisation) dans le cadre de traitement de cancer de la peau : lentigo maligna, lentigo maligna melanoma, sarcome de kaposi, lymphome

---

<sup>1</sup> « Des rayons contre le cancer » JM Cosset : premier radiothérapeute le Dr Victor Despeignes publie dans le *Lyon médical* du 26 juillet 1896 page 428 « à partir du 4 juillet, je fis subir au malade, chaque jour, deux séances d'une demi heure ... au bout de huit jours d'un semblable traitement, je constatais une amélioration très notable ... »

cutané à cellules T et tumeur de Merkel [1-5]. Une autre application courante de traitements concerne la prise en charge palliative de métastases osseuses superficielles, par exemple des côtes [5-7]. Concernant les applications dermatologiques, ce type de rayonnement est utilisé pour l'irradiation de cicatrices chéloïdes [8].

Signe d'un regain d'intérêt pour cette technique, d'autres applications font actuellement l'objet de recherches comme celles concernant le traitement de tumeurs de tissus mous [9]. Des études sont également menées pour des applications supplémentaires notamment dans le traitement de tumeurs cérébrales [10] ou encore sur des systèmes innovants de traitement de cancer de la rétine et de la dégénérescence maculaire liée à l'âge [11].

Les rayons X de moyenne énergie pourraient également trouver de nouvelles utilisations thérapeutiques par l'intermédiaire de techniques visant à l'augmentation de la dose délivrée au cours d'un traitement par photoactivation de nano particules de métaux lourds (or par exemple). Il s'agit, dans ces techniques, de réaliser, après avoir préalablement injecté au patient un produit pharmaceutique contenant des nano particules de métal, une irradiation par faisceaux de rayons X de moyenne énergie. Le but est d'augmenter localement l'effet biologique grâce à l'augmentation de l'effet photo électrique dû à la présence des nano particules de métal dans le volume cible [12]. Dans la même approche, la photothérapie par rayons X utilisant de l'iode est également étudiée [13-14].

Enfin, il est intéressant de noter que, certains faisceaux de rayons X (autour de 200 kV) sont utilisés en recherche dans le domaine de la radiobiologie comme faisceaux de référence pour la détermination de l'efficacité biologique relative (EBR) des rayonnements [15-18]. La nécessité de références fiables en termes de dose absorbée dans l'eau apparaît donc indispensable pour une bonne détermination de l'EBR.

Au LNHB, les références actuelles pour ces rayonnements sont définies en termes de kerma dans l'air. La dose absorbée dans l'eau, grandeur d'intérêt en radiothérapie, est alors déduite par utilisation de méthodes dosimétriques indirectes faisant appel aux protocoles internationaux fondés sur l'utilisation de coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. En effet, les protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie faisant appel à des références en termes de dose absorbée dans l'eau ne sont hélas pas applicables actuellement par manque de références en termes de dose absorbée dans l'eau dans les conditions décrites par les protocoles. Il est donc indispensable de développer de nouvelles références en termes de dose absorbée dans l'eau respectant les conditions de référence définies par les protocoles afin que les médecins d'hôpitaux puissent appliquer leurs recommandations et *in fine* réduire l'incertitude associée à la valeur de la dose absorbée, mesurée dans les conditions de référence, par rapport à l'utilisation des méthodes indirectes fondées sur le kerma dans l'air. L'établissement de telles références fait également l'objet de recherches de la part des laboratoires homologues du LNHB. Cependant, pour l'heure, les conditions de mesures adoptées par ces laboratoires ne sont pas celles requises par les protocoles. Le travail de thèse présenté ici s'inscrit

dans le cadre d'un projet porté par le Laboratoire National de Métrologie et d'Essais (LNE) pour le développement et le renforcement de ses références dans le domaine des rayonnements ionisants.

L'objectif de cette étude est donc double :

- Etablir les références en termes de dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie dans les conditions de référence des protocoles internationaux pour la radiothérapie,
- Permettre une réduction de l'incertitude sur le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau du dosimètre de transfert et *in fine* de celle sur la dose absorbée délivrée au volume cible,

le tout contribuant à améliorer la traçabilité de la chaîne dosimétrique.

Ces références en termes de dose absorbée dans l'eau seront les premières, au niveau international, à être établies directement dans les conditions de références préconisées par les protocoles de dosimétrie pour la radiothérapie.

Il s'agit également dans cette étude de calculer la dose absorbée dans l'eau à partir de références connues en termes de kerma dans l'air par application de protocoles de dosimétrie en radiothérapie. A la différence des faisceaux de photons de haute énergie, pour les rayons X de moyenne énergie, il n'est pas systématiquement proposé de valeurs pour les différents termes correctifs intervenant dans ces protocoles ni même de méthodologie pour les déterminer : c'est à l'utilisateur de les calculer et/ou mesurer et de mettre en place, le cas échéant, une méthodologie pour leur détermination. A défaut de références en termes de dose absorbée dans l'eau, établies dans les conditions de référence des protocoles, émanant d'autres laboratoires primaires, les valeurs ainsi calculées de dose absorbée dans l'eau serviront d'élément comparatif à nos références établies par calorimétrie dans l'eau.

Ce manuscrit est composé de quatre chapitres. Les méthodes de mesure permettant la réalisation de ce travail étant très différente : caractérisation des faisceaux, application et adaptation des protocoles existants, réalisation d'un nouvel instrument de mesure primaire, il m'est apparu, comme étant le plus adapté, d'adopter une présentation de ce travail par thème. Ainsi la partie théorique correspondant à chaque thématique est présentée au début de chaque chapitre plutôt que rassemblée dans un seul et unique chapitre au début de ce mémoire.

Dans le premier chapitre, après avoir décrit de manière théorique le mode de production des rayons X de moyenne énergie, nous présentons le travail réalisé qui a consisté à choisir et caractériser numériquement et expérimentalement les six faisceaux étudiés dans cette thèse.

Le calcul de la dose absorbée dans l'eau à partir de références en termes de kerma dans l'air et sa mesure directement dans l'eau par application de la méthode calorimétrique sont deux démarches complémentaires, qui reposent sur des grandeurs différentes, avec un processus de détermination associé, propre à chaque procédé. Par soucis de clarté, comme précédemment évoqué, j'ai choisi de

séparer les démarches par chapitre et donc d'insérer dans chaque chapitre les données théoriques propres à chaque méthode. Le deuxième chapitre est ainsi consacré à la détermination de la dose absorbée dans l'eau par méthode ionométrique utilisant des chambres d'ionisation étalonnées en termes de kerma dans l'air. Après avoir rappelé la théorie des méthodes utilisées de nos jours, dans les hôpitaux ou les laboratoires de dosimétrie, faisant appel aux protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie fondés sur des références en termes de kerma dans l'air (tels que le protocole TG-61 de l'American Association of Physicists in Medicine [19] ou encore le TRS-277 de l'Agence Internationale de l'Energie Atomique [20]), nous présentons l'application et l'adaptation de ces protocoles aux faisceaux choisis ainsi que les résultats obtenus en termes de dose absorbée dans l'eau. Le troisième chapitre décrit quant à lui la méthode mise en œuvre dans cette étude pour l'établissement des références : la « calorimétrie-eau ». Après avoir rappelé les principes, nous présentons la fabrication et l'utilisation du calorimètre développé au LNHB dans le cadre de ma thèse. Ainsi, les résultats en termes de dose absorbée dans l'eau que nous avons obtenus expérimentalement dans les faisceaux choisis sont également présentés permettant d'établir les références en termes de dose absorbée dans l'eau.

Le travail présenté dans ces deux chapitres a donc été mené en parallèle avec comme même objectif final la détermination de la dose absorbée dans l'eau dont la comparaison des résultats est effectuée dans le quatrième et dernier chapitre.



# **Chapitre 1**

## **Les rayons X de moyenne énergie en radiothérapie**

## 1.1. Généralités

### 1.1.1. Le mode de production des rayons X de moyenne énergie

Les rayons X de moyenne énergie sont produits par un tube à rayons X de type tube de Coolidge (Figure 1).

Les électrons sont émis par la cathode par effet thermoélectrique. Puis, sous l'effet de la différence de potentiel entre l'anode et la cathode, les électrons sont accélérés vers l'anode dans laquelle ils sont brutalement décélérés. Cette perte d'énergie cinétique se traduit par l'émission d'un spectre de photons dit de rayonnement de freinage ou « bremsstrahlung ».

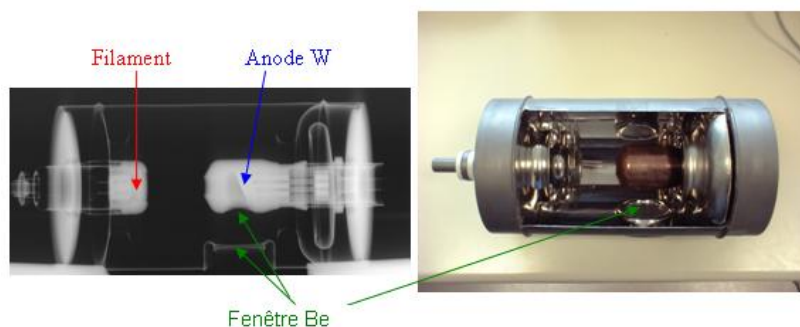


Figure 1: Radiographie et photographie d'un tube à rayons X de type MB 350 [21].

A ce spectre continu de rayonnement de freinage se superpose des raies de fluorescence du matériau composant l'anode du tube, comme celles du tungstène dans notre cas (après filtration, certaines raies des matériaux filtrants sont également observées).

### 1.1.2. Indice de qualité du faisceau

Les rayons X de moyenne énergie sont caractérisés dans les normes et protocoles (qualité de faisceau) par la tension d'accélération des électrons dans le tube, la filtration additionnelle ainsi que par la ou les couches de demi-atténuation (CDA). La CDA est définie comme « l'épaisseur d'absorbeur qui réduit le débit de kerma dans l'air d'un faisceau étroit unidirectionnel de rayons X, en un point distant de l'absorbeur, à 50 % de sa valeur dans le faisceau non atténué » [22] (Figure 2).

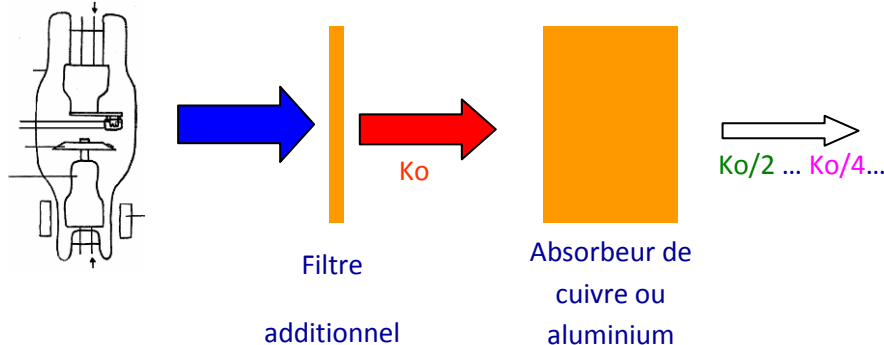


Figure 2: Schéma de principe de la détermination de la CDA ( $K_0$  représente le kerma dans l'air).



### 1.1.3. Les rayons X de moyenne énergie selon les protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie

La limite entre moyenne et haute énergie est définie arbitrairement dans les différents protocoles internationaux par une tension d'accélération d'environ 300 kV. En revanche, la limite entre basse et moyenne énergie est plus floue. En effet, alors que l'AAPM [19] et le NCS (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry) [23] préconisent une valeur de 100 kV (CDA > 0.17 mm de cuivre), l'IPEMB (Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology) [24] suggère une valeur de 160 kV (CDA > 8 mm d'aluminium) et l'AIEA [25] propose une limite entre 80 et 100 kV (CDA de 2 ou 3 mm d'aluminium). Concernant les conditions géométriques de référence pour ce type de faisceaux, les différents protocoles en vigueur (AIEA [25], AAPM [19], IPEMB [24]) s'accordent pour préconiser l'utilisation d'une profondeur de référence de 2 cm dans l'eau. Le champ d'irradiation recommandé est un champ carré de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, donné, soit dans le plan de référence, soit pour une distance « source-surface du fantôme ». Les conditions retenues pour cette étude sont celles décrites dans le protocole AIEA TRS-398 [25] et présentées dans le Tableau 1.

**Tableau 1: Conditions de référence pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie (AIEA TRS-398).**

Distance source point de référence (DSC) :	Distance usuelle de traitement
Profondeur de référence :	2 g.cm <sup>-2</sup>
Milieu de référence :	eau
Taille de champ dans le plan de référence :	10 x 10 cm <sup>2</sup>

Le résultat d'une recherche bibliographique afin de connaître les distances usuelles de traitement nécessaires à la détermination de la distance « source-point de référence » [26-30] est résumé dans le Tableau 2.

**Tableau 2: Caractéristiques de quelques appareils de traitement utilisant des rayons X de moyenne énergie.**

Appareils de traitement	Philips RT 250	Siemens Stabilipan 2	Therapax DXT 300	Philips MCN 421
Tension d'accélération (kV)	75-250	100 - 300	20 - 300	50 – 250
Intensité maximale (mA)	20	20	30	-
Champ réalisable (cm <sup>2</sup> )	rectangle 4 x 6 ; 8 x 10 ; 15 x 20	16 x 16 maximum	10 x 10 ; 20 x 20 ; 12 x 12	-
Distance source peau (DSP) usuelle (cm)	30, 40 ou 50	50 ou 60	30 ou 50	-
CDA	1.9 mm Al à 2.5 mm Cu	3.0 mm Al à 3.7 mm Cu	2.43 mm Al à 3.67 mm Cu	0.68 mm Al à 4.17 mm Cu

En accord avec cette étude bibliographique, une distance source-point de référence (DSC) de 50 cm a été choisie comme distance de référence. Cette valeur, correspondant à la distance usuelle de

traitement, présente, de plus, l'avantage d'augmenter approximativement d'un facteur 4 (loi inverse carrée) la valeur du débit de kerma dans l'air par rapport à une référence qui serait donnée à 100 cm.

## 1.2. Caractérisation des faisceaux de rayons X de moyenne énergie

Nous présentons, dans cette section, le choix des faisceaux que nous avons réalisé ainsi que les résultats des expériences que nous avons menées pour la caractérisation de ces faisceaux dans l'air et dans l'eau. Pour l'intégralité de cette étude, un tube SEIFERT 320 kV ISOVOLT HS a été utilisé. La tension d'accélération maximale de ce tube est de 320 kV avec une puissance maximale de 3 kW. L'intensité maximale est de 30 mA dans la limite de la puissance maximale. Ce tube possède une anode en tungstène de 2.5 mm d'épaisseur avec un angle de 20°. De plus, celui-ci possède une filtration inhérente de 3 mm de béryllium. Un double système de collimation est utilisé, employant une première collimation circulaire de 55 mm de diamètre se trouvant à 21 cm de l'anode et une seconde collimation carrée, de 66 mm de côté, se trouvant à 33 cm de l'anode. Les irradiations sont horizontales. La stabilité du générateur a été vérifiée. Les résultats relatifs à cette étude pour le faisceau RQR10 sont présentés en annexe 1. Une variation de 0.02 % a ainsi été enregistrée pour des mesures réalisées sur quatre jours consécutifs [31].

### 1.2.1. Choix de faisceaux d'intérêt pour cette étude

Les normes et protocoles décrivent une multitude de qualités de faisceau, il nous faut faire un choix parmi elles. A la lumière des données des protocoles et des contraintes liées aux mesures, les critères retenus pour le choix des faisceaux sont :

- une tension d'accélération comprise entre 80 et 300 kV (en accord avec les limites fixées par les protocoles internationaux : prise en compte de la plage la plus large),
- une première CDA supérieure à 2 mm d'aluminium (Al) et inférieure à 5 mm de cuivre (Cu),
- un débit de dose dans l'eau suffisant pour réaliser les mesures calorimétriques avec un rapport signal sur bruit satisfaisant (valeur satisfaisante du rapport égale à 10, obtenue pour un débit  $> 0.3 \text{ Gy} \cdot \text{min}^{-1}$ ).

Six faisceaux ont alors été choisis parmi les normes et protocoles existants : CCRI [32], ISO 4037 [33], IEC 61267 [34]. Ils sont regroupés dans le Tableau 3.

Les débits des faisceaux étudiés sont continus quelle que soit la qualité.

Dans les normes, les CDA des faisceaux les moins énergétiques sont exprimées en millimètres d'aluminium (de 80 kV jusqu'à environ 150 kV en fonction de la norme). Pour les faisceaux de plus haute énergie (jusqu'à 300 kV), la CDA est exprimée en millimètres de cuivre.

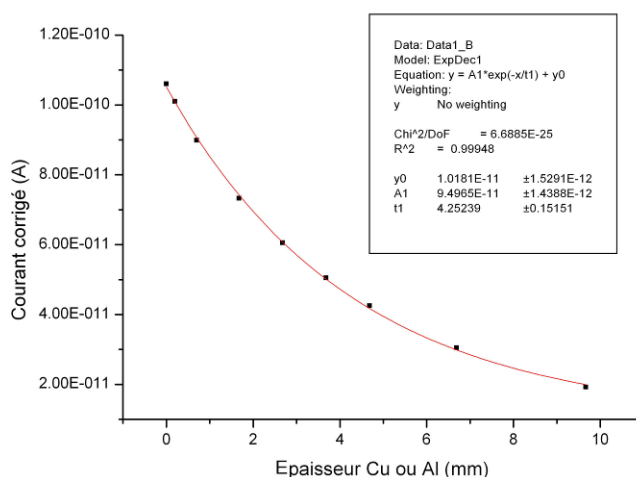
**Tableau 3: Liste des six faisceaux d'intérêt pour cette étude.**

Référence faisceau	Tension (kV)	Filtration additionnelle suggérée dans les normes et protocoles (mm)	CDA
IEC 61267 RQR6	80	2.50 Al	3.01 mm Al
IEC 61267 RQR9	120	2.50 Al	5.00 mm Al
IEC 61267 RQR10	150	2.50 Al	6.57 mm Al
CCRI 180	180	4.06 Al + 0.51 Cu	1.00 mm Cu
CCRI 250	250	4.02 Al + 1.72 Cu	2.50 mm Cu
ISO 4037 H300	300	4.00 Al + 2.50 Cu	3.40 mm Cu

## 1.2.2. Détermination expérimentale de la couche de demi-atténuation

### 1.2.2.1. Matériel et Méthode

La détermination des CDA se fait en suivant le protocole défini au LNHB (note LNHB 07/040 [35]). Un positionnement successif d'écrans de différentes épaisseurs dans le faisceau est réalisé. La pureté des filtres est de 99.9 %. Le courant d'ionisation est alors mesuré avec la chambre à parois d'air de référence du laboratoire pour chaque épaisseur de filtres. Une collimation circulaire située en entrée de la chambre à paroi d'air permet l'obtention d'un champ d'irradiation de 1 cm de diamètre dans le plan de mesure. Ceci permet la vérification de la condition de faisceau étroit qui signifie que la contribution du rayonnement diffusé au signal détecté est minimal [34]. Une courbe d'ajustement de forme exponentielle du premier ordre est réalisée avec le logiciel Origin (Originlab Corporation, Northampton, MA [36]). La CDA est calculée à partir des paramètres de la courbe d'ajustement (Figure 3).



**Figure 3: Exemple de courbe d'ajustement tracée par Origin pour le calcul de la CDA du faisceau ISO 4037 H300. Le courant est corrigé des conditions atmosphériques : température, pression, hygrométrie et de la recombinaison.**

### 1.2.2.2. Résultats

Les valeurs de CDA expérimentales et la comparaison avec les valeurs issues des normes précédemment citées sont présentées dans le Tableau 4.

Les valeurs des normes et issues de nos déterminations expérimentales ( $u = 1.0\%$ ) sont compatibles à 1 écart-type (noté  $k = 1$  ; où  $k$  est le facteur d'élargissement [37]) (Figure 4). Les qualités de faisceau souhaitées sont donc obtenues. Sauf indication contraire, toutes les incertitudes présentées dans ce mémoire sont données à  $k = 1$ .

Les données relatives à l'établissement de la valeur de la CDA expérimentale pour les faisceaux RQR6, RQR9, RQR10 et ISO H300 se trouvent en annexe 2. Les faisceaux CCRI 180 et CCRI 250 avaient été préalablement qualifiés en termes de CDA dans le cadre de la thèse de W.Ksouri [21].

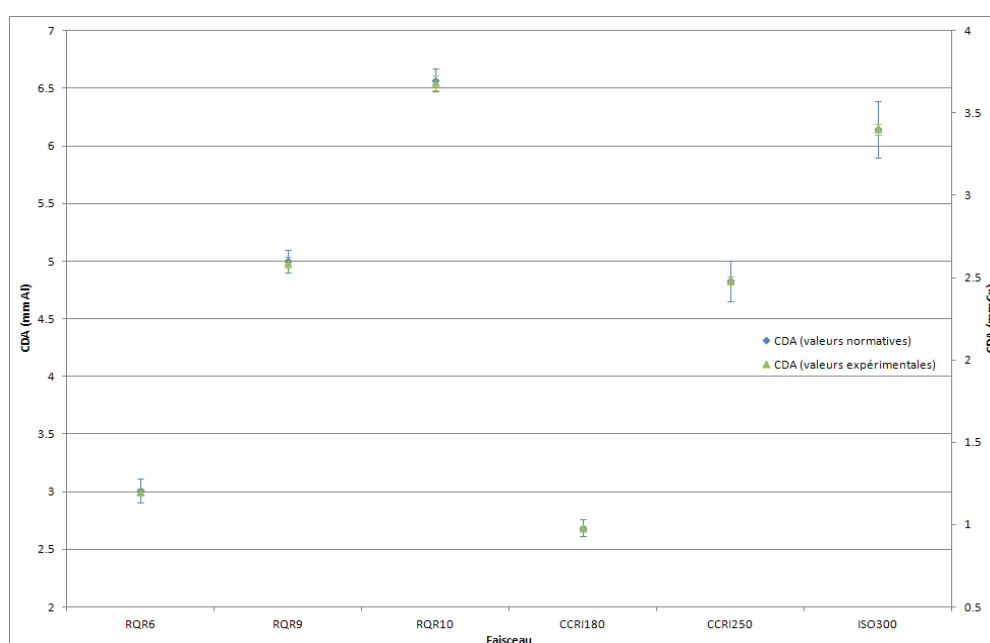


Figure 4 : Graphes des CDA expérimentales et requises par les normes pour les six faisceaux sélectionnés, en mm d'Al (échelle de gauche) pour les trois premiers faisceaux et en mm de Cu (échelle de droite) pour les trois suivants.

Tableau 4: Comparaison des CDA expérimentales (« exp. » dans le tableau) et requises par les normes pour les six faisceaux d'intérêt.

Référence faisceau	Tension (kV)	1 <sup>ère</sup> CDA (normes)	Tolérance	1 <sup>ère</sup> CDA (exp.)	$u$ (%)	Ecart 1 <sup>ère</sup> CDA (%)	2 <sup>ème</sup> CDA (normes)	Tolérance	2 <sup>ème</sup> CDA (exp.)	$u$ (%)	Ecart 2 <sup>ème</sup> CDA (%)
IEC 61267 RQR6	80	3.01 mm Al	$\pm 0.1$ mm	3.00 mm Al	$\pm 1.0$	- 0.3	4.36 mm Al	$\pm 0.1$ mm	4.37 mm Al	$\pm 1.0$	- 0.3
IEC 61267 RQR9	120	5.00 mm Al	$\pm 0.1$ mm	4.99 mm Al	$\pm 1.0$	- 0.2	7.35 mm Al	$\pm 0.1$ mm	-	$\pm 1.0$	-
IEC 61267 RQR10	150	6.57 mm Al	$\pm 0.1$ mm	6.55 mm Al	$\pm 1.0$	- 0.3	9.12 mm Al	$\pm 0.1$ mm	-	$\pm 1.0$	-
CCRI 180 [5]	180	0.98 mm Cu	-	0.98 mm Cu	$\pm 1.0$	0.0	-	-	-	$\pm 1.0$	-
CCRI 250 [5]	250	2.48 mm Cu	-	2.48 mm Cu	$\pm 1.0$	0.0	-	-	-	$\pm 1.0$	-
ISO 4037 H300	300	3.40 mm Cu	$\pm 5\%$	3.40 mm Cu	$\pm 1.0$	0.0	4.15 mm Cu	$\pm 5\%$	4.10 mm Cu	$\pm 1.0$	1.2

### 1.2.2.3. Discussion sur la CDA

La CDA, actuel indicateur de la qualité d'un faisceau, avec la tension d'accélération et la filtration additionnelle, n'est peut-être pas un paramètre optimal pour décrire la qualité du champ de rayonnements. En effet, elle n'est qu'en partie le reflet du spectre des rayons X qui est modifié par plusieurs paramètres [38] :

- la tension d'accélération du tube et la forme d'onde
- l'angle, la rugosité et le matériau de l'anode
- le matériau des filtres

L'influence de ceux-ci a pu être évaluée au travers d'une étude paramétrique menée avec le logiciel XCOMP5 [39]. XCOMP5 est un programme permettant de calculer et représenter des spectres de rayonnement de freinage (incluant également les raies K et L de fluorescence) dont la tension d'accélération est comprise entre 20 kV et 150 kV, pour un tube ayant une anode en tungstène dont l'angle peut être modifié jusqu'à 45°. Il permet également une détermination du kerma dans l'air (en un point situé entre 8 cm et 10 m dans l'air) et des CDA exprimées en millimètres d'aluminium ou de cuivre. Sa bibliothèque de matériaux (air, eau, cuivre, plomb....) permet le calcul d'un grand nombre de faisceaux. L'influence de la tension d'accélération sur la CDA a tout d'abord été étudiée. Les résultats sont présentés :

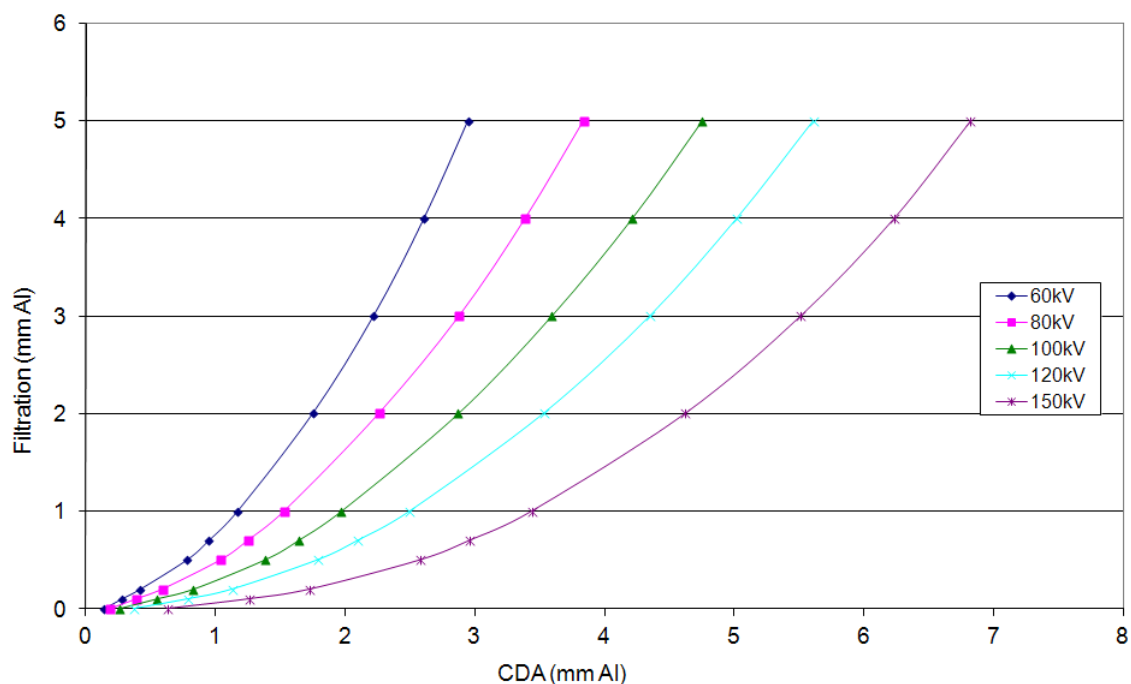


Figure 5 : Evolution de la CDA avec la filtration pour différentes valeurs de tension d'accélération du tube RX.

On constate que pour une valeur de filtration donnée, la variation relative de la CDA est égale à la variation relative de la tension d'accélération.

$$\frac{\Delta CDA}{CDA} \approx \frac{\Delta V}{V} \quad (1)$$

avec,

$CDA$  la première couche de demi-atténuation (mm)

$V$  la tension d'accélération (V).

Cette approximation n'est valable que pour de faibles variations autour d'une valeur cible de tension (de l'ordre de  $\pm 3.0\%$ ). Cette observation avait également été faite dans des travaux de Nagel [38]. La norme IEC 61267 [34] autorise une variation de 1.5 kV (ou 1.5 % en considérant la plus forte variation) autour de la valeur cible de la tension (ce qui représente ici une variation de  $\pm 1.5\%$  sur la CDA). L'influence sur la CDA, dont l'incertitude de mesure est ici de 1 %, est alors non négligeable (du même ordre de grandeur que la variation sur la tension d'accélération en accord avec la formule ci-dessus) (Figure 6).

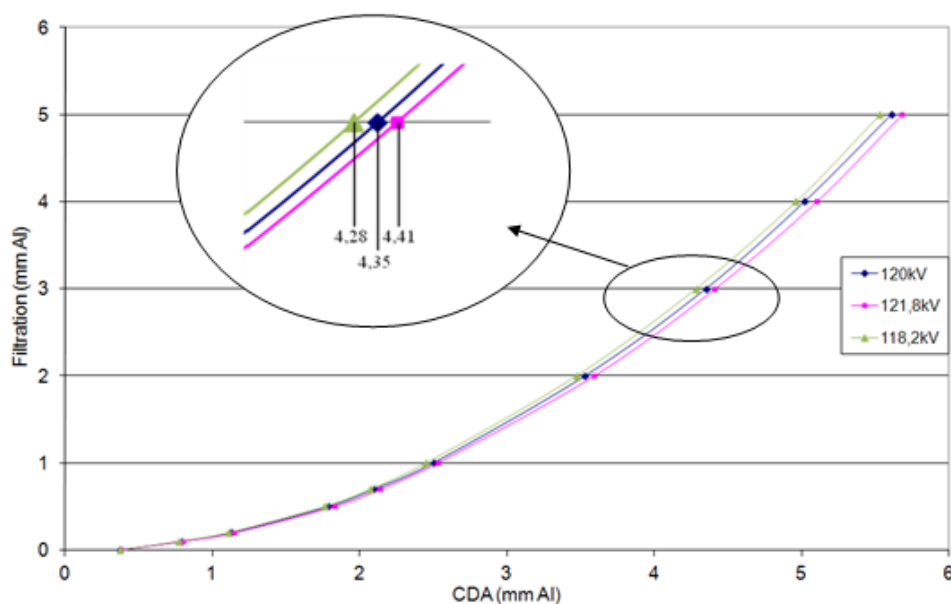


Figure 6: Etude de l'influence de la variation de la tension autour d'une valeur cible (dans les tolérances fixées par les normes) sur la relation entre la filtration et la CDA.

L'influence de l'angle de l'anode a également été étudiée. Les résultats sont présentés Figure 7. Les valeurs de CDA sont données, dans les normes [32-34], pour des tubes dont l'anode possède un angle pouvant être compris entre  $7^\circ$  et  $30^\circ$ . Ainsi l'angle d'anode a une influence sur la valeur de la CDA. Cependant, cette influence est atténuée par la filtration additionnelle qui permet d'obtenir la qualité de faisceau souhaitée. Ce paramètre peut donc être contrôlé et ainsi n'ajoute pas d'incertitudes sur la CDA. En accord avec les résultats présentés, la CDA ne semble donc pas constituer (avec la tension d'accélération) le meilleur indice de qualité pour les rayons X de moyenne énergie. En effet, celui-ci est dépendant de nombreux facteurs et ne rend pas rigoureusement compte du faisceau étudié. Un nouvel indice pourrait être envisagé sur le modèle de celui existant pour les faisceaux de photons de haute énergie ( $TPR_{20,10}$  [25]).

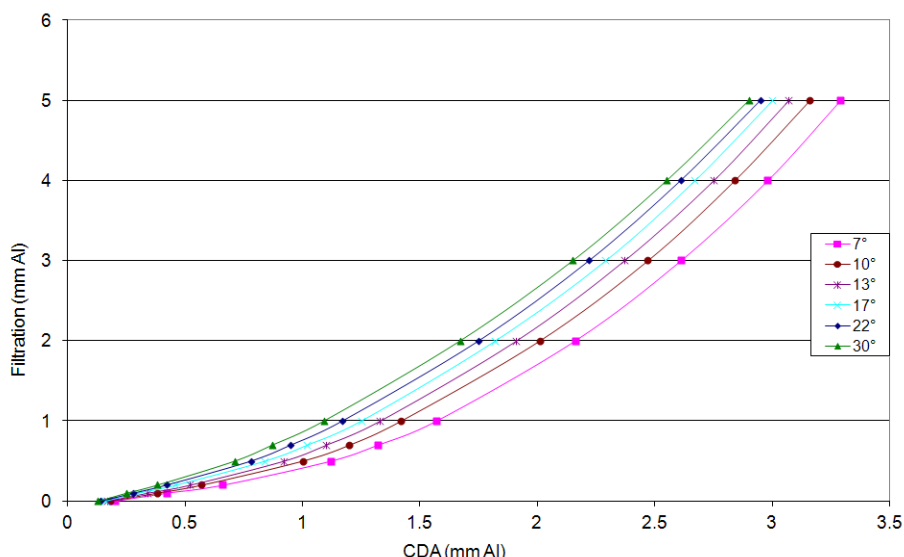


Figure 7: Etude de l'influence de l'angle de l'anode sur la relation entre la filtration et la CDA.

### 1.2.3. Distribution spectrale en énergie de la fluence des faisceaux d'intérêt

Les distributions spectrales de la fluence (appelées spectres dans la suite) sont utilisées pour caractériser les faisceaux. Ainsi, elles sont ici utilisées pour calculer certains facteurs de correction aussi bien ionométriques que calorimétriques. La connaissance de ces spectres pourrait, à terme, être utile pour établir un nouvel indice de qualité basé sur des mesures en termes de dose absorbée dans l'eau (comme ceux existant pour les faisceaux de plus haute énergie). A l'heure actuelle, les indices de qualité fondés sur une mesure du kerma dans l'air restent donc les seuls indices fiables pouvant être utilisés.

#### 1.2.3.1. Simulations Monte-Carlo

Comme indiqué précédemment, les spectres des faisceaux de rayons X de moyenne énergie produits par des tubes à rayons X résultent de la somme de deux composantes. La première composante est un spectre continu correspondant aux photons produits par le freinage des particules chargées dans l'anode du tube. La deuxième composante est discrète. Il s'agit de raies de fluorescence des matériaux, principalement de numéro atomique élevé, traversés par le faisceau. Ainsi, les raies L de fluorescence du tungstène (composant l'anode) à 59, 67 et 69 keV ; et du plomb (composant les collimateurs) à 74, 76 et 86 keV sont retrouvées. Le LNHB développe actuellement une méthode de mesure de ces spectres. En l'absence de ces mesures, nous avons réalisé des simulations Monte-Carlo pour l'obtention de ces spectres.

Deux codes de calculs du transport des particules ont été utilisés : MCNPX et PENELOPE [40-41]. Pour le calcul des spectres par chacun de ces codes, la même méthode en deux étapes a été adoptée. Le paragraphe suivant décrit la modélisation avec le code MCNPX.

La première étape est la modélisation de la géométrie du tube à rayons X (identique à celle du tube utilisé pour les expériences menées dans le cadre de cette étude) et du processus de bremsstrahlung s’y produisant. Il s’agit d’envoyer des électrons d’énergie choisie (tension d’accélération du faisceau étudié) sur une cible mince en tungstène de 2.5 mm d’épaisseur et inclinée à 20°. Les deux fenêtres en béryllium (2 mm + 1 mm) sont simulées. L’ensemble est dans le vide (Figure 8). Un espace de phases en sortie de la deuxième fenêtre de béryllium est calculé. Il s’agit d’un fichier contenant l’ensemble des particules sortant du tube par la fenêtre de béryllium. Il servira de fichier d’entrée pour la seconde étape de modélisation. Les tables de sections efficaces des matériaux utilisés sont celles du fichier mcplib04 pour les simulations MCNPX. L’énergie de coupure des photons et électrons est de 1 keV. Une description des matériaux utilisés pour les simulations MCNPX est donnée en annexe 3.

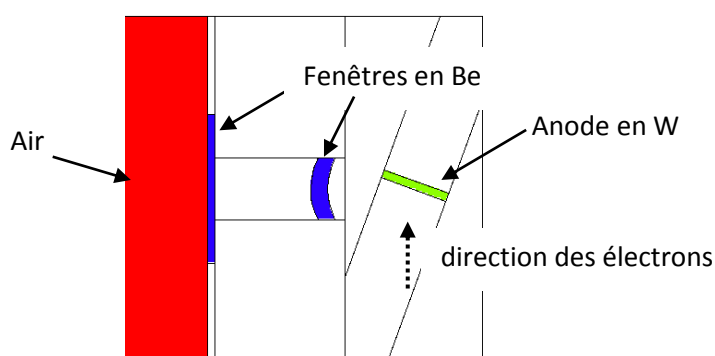


Figure 8: Géométrie MCNPX du tube utilisée afin de réaliser la modélisation des spectres relatifs aux six qualités de faisceaux (fenêtre de béryllium en bleu, anode en tungstène en vert, air en rouge, vide en blanc).

Les simulations sont réalisées en mode PE (suivi des photons et des électrons). Certains paramètres d’entrée du mode PHYS : E (carte des paramètres relatifs aux électrons) sont modifiés par rapport aux valeurs par défaut (Tableau 5). La signification de ces paramètres d’entrée se trouve dans le manuel de l’utilisateur MCNPX [41], un résumé succinct est fourni en annexe 4.

Tableau 5 : Paramètres d’entrée MCNPX du mode PHYS : E.

Paramètre d’entrée	emax	ides	iphot	ibad	istrg	bnum	xnum	rnok	enum	numb
Valeur par défaut	emax	0	0	0	0	1	1	1	1	0

En accord avec la littérature [42], les valeurs des paramètres bnum et xnum sont identiques. Une étude paramétrique concernant ces deux entrées a été réalisée afin d’optimiser le calcul. Cette optimisation a pour but d’augmenter (ou forcer) le processus de bremsstrahlung dans l’anode. L’efficacité de la simulation a été testée au moyen du FOM (figure of merit) défini comme l’inverse du produit de l’incertitude au carré par le temps utilisé pour la simulation. Le FOM est donc un outil permettant l’optimisation du choix des valeurs des paramètres de simulation. Pour cette étude paramétrique, le nombre de particules (NPS) a été fixé à  $10^8$  toujours en accord avec la littérature (en effet Marziani et al. [42] avaient réalisé des simulations pour des valeurs de NPS comprises entre  $10^7$  et  $10^9$ ).



La Figure 9 représente l'évolution du FOM avec la valeur de xnum. Le FOM augmente jusqu'à une valeur de xnum égale à 1400. Ensuite il décroît. Il est donc intéressant de choisir une valeur de xnum comprise entre 1000 et 1400 afin d'optimiser le calcul. La Figure 10 représente le spectre en sortie du tube. Il sert de fichier d'entrée pour la seconde étape de simulation.

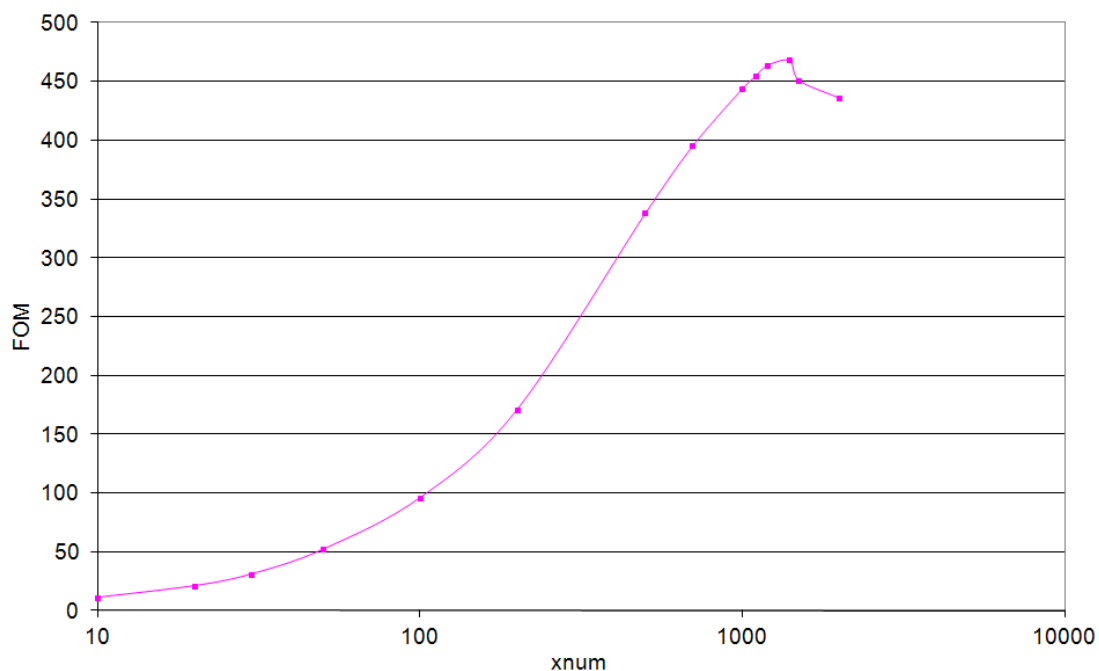


Figure 9: Evolution du FOM en fonction de xnum pour NPS =  $10^8$ .

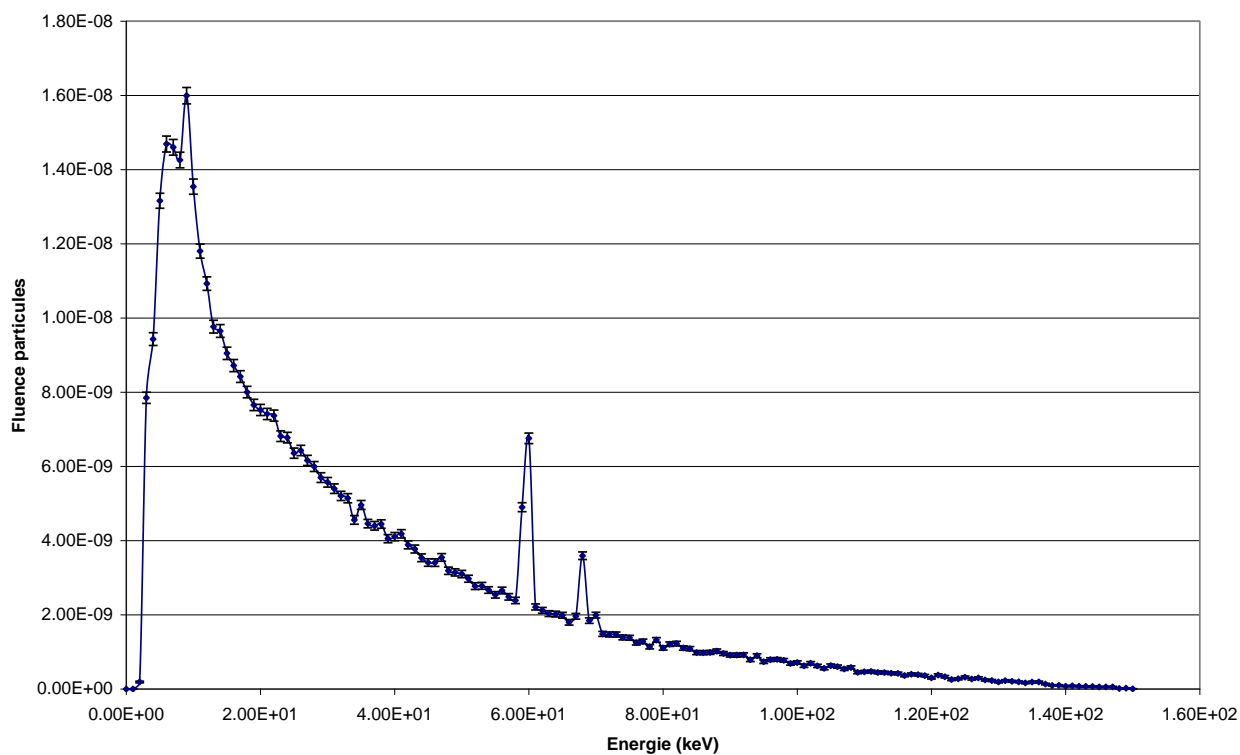


Figure 10: Spectre en sortie du tube pour une tension d'accélération de 150 kV.

Cette seconde étape consiste à modéliser les filtres additionnels (aluminium et/ou cuivre) ainsi que la collimation primaire circulaire de 55 mm de diamètre présente sur notre dispositif expérimental (Figure 11). Le spectre calculé en aval de la filtration est le spectre correspondant à la qualité de faisceau recherchée.

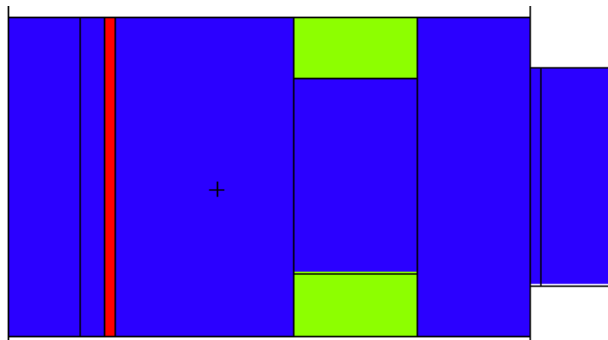


Figure 11: Géométrie MCNPX du système de collimation et de filtration utilisée pour la simulation des spectres d'intérêt (en vert la collimation en plomb, en rouge la filtration additionnelle en cuivre ou aluminium).

La démarche présentée ci-dessus, utilisant le code de calcul MCNPX, a également été appliquée avec le code de calcul PENELOPE.

Le code PENELOPE est plus adapté aux simulations de faisceaux de basse et moyenne énergie mais au prix d'un temps de calcul plus élevé par rapport au code MCNPX.

#### 1.2.3.2. Comparaison avec des données de la littérature

Une détermination des spectres est possible à partir des données de la littérature, en utilisant soit des logiciels de calcul tels que XCOMP5 [39] ou encore Spekcalc [43], soit des bases de données, comme le rapport PTB Dos-34 [44] par exemple. Comme précédemment évoqué, le logiciel XCOMP5 permet des calculs de spectres de rayonnement de freinage pour des faisceaux dont la tension d'accélération n'excède pas 150 kV. Le logiciel Spekcalc, permet quant à lui le calcul de spectres dont les tensions d'accélération sont comprises entre 40 et 300 kV. De même que le logiciel XCOMP5, l'angle d'anode peut être modifié par l'utilisateur ainsi que la nature et l'épaisseur des matériaux filtrants. Le rapport PTB Dos-34 est quant à lui une bibliothèque de spectres déterminés par le laboratoire allemand de dosimétrie. Les spectres ainsi calculés par MCNPX et PENELOPE peuvent être comparés à ceux issus de la littérature. Il faut cependant noter que les conditions géométriques ne sont pas rigoureusement les mêmes entre les calculs et les bases de données (collimation, distance source point de mesure notamment, non modifiables dans certaines bases).

Dans un premier temps nous avons réalisé une comparaison de manière qualitative en termes « d'allure » de la distribution. Pour cela, les spectres provenant de différentes sources ont été tracés sur un même graphe. L'exemple pour le faisceau RQR10 (150 kV) est présenté Figure 12. Les distributions obtenues sont voisines. Un spectre continu de rayonnement de freinage est bien observé sur lequel certains pics de fluorescence (du tungstène constituant l'anode) sont retrouvés. Les

éventuels décalages observés sur les raies de fluorescence des spectres sont dus à l'échantillonnage des distributions effectué par les différents logiciels ou codes de calculs. Ainsi, les décalages ne sont pas significatifs car ils sont de 1 keV, c'est-à-dire le pas d'échantillonnage des spectres. Les représentations graphiques des distributions spectrales relatives aux autres faisceaux se trouvent en annexe 5.

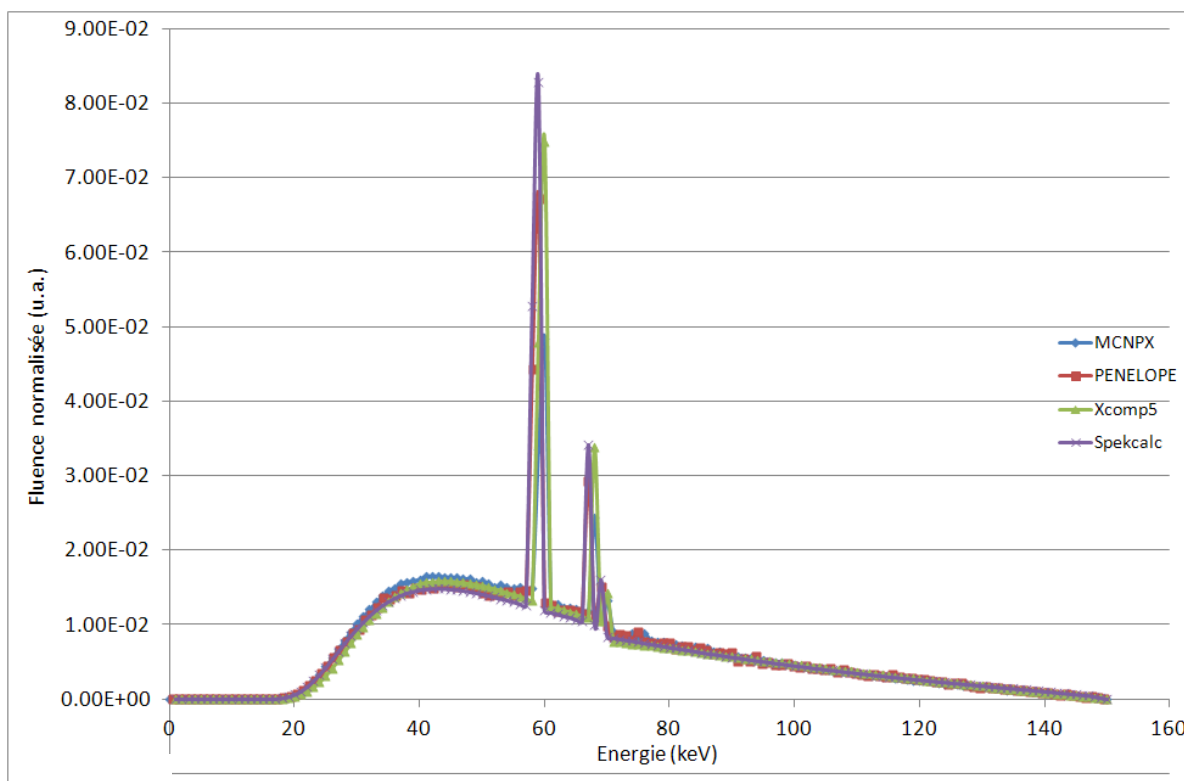


Figure 12: Représentation graphique des spectres calculés et issus de la littérature ; exemple du faisceau RQR10 (150 kV).

Afin de réaliser une comparaison quantitative, une détermination de l'énergie moyenne de la distribution spectrale de la fluence des photons a été effectuée pour chaque faisceau. L'énergie moyenne ( $\bar{E}$ ) est définie par la formule suivante :

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_{\max}} \phi_E E dE}{\int_0^{E_{\max}} \phi_E dE} \quad (2)$$

avec,

$\phi_E = \frac{d\phi}{dE}$  la fluence différentielle en énergie où  $E$  est l'énergie et  $\phi$  la fluence des photons dans l'air au point d'intérêt ( $\text{cm}^{-2}$ ),

$E_{\max}$  l'énergie maximale du spectre considéré (keV).

Les valeurs issues des spectres PENELOPE et MCNPX ont été trouvées en bon accord (différence inférieure à 1 keV) quel que soit le spectre. Pour toutes les autres sources, les valeurs ont également été trouvées en bon accord (écart inférieur à 2 keV) pour tous les faisceaux à l'exception du faisceau ISO H300 pour lequel la différence est comprise entre 1 et 6 keV (Tableau 6).

**Tableau 6 : Energies moyennes des faisceaux calculées à partir des spectres dans l'air modélisés ou issus de la littérature.**

Faisceau	Energie moyenne (keV)				
	MCNPX	PENELOPE	Spekcalc	XCOMP5	PTB-Dos34
RQR6	44	44	44	44	-
RQR9	56	56	57	57	-
RQR10	63	64	64	64	-
CCRI180	85	85	85	-	-
CCRI250	120	120	122	-	-
ISO H300	141	142	147	-	143

Une seconde comparaison a été effectuée en termes de calcul de la dose absorbée dans l'eau à 2 cm de profondeur (Tableau 7). Ce calcul est réalisé avec le code MCNPX en utilisant les différents spectres sources. Pour tous les faisceaux, la différence observée sur la valeur de la dose absorbée calculée est inférieure à 0.5 % ( $u = 0.5\%$ ) à l'exception des faisceaux CCRI250 et ISO H300 pour lesquels une différence de 2.2 % et 4.4 %, respectivement a été observée entre les résultats issus de calculs avec les spectres MCNPX et PENELOPE et ceux issus de la littérature (Spekcalc). La différence ainsi observée pourrait être liée au fait que les spectres obtenus par simulation du dispositif expérimental subissent une collimation primaire, avec un collimateur en plomb, ce qui introduit la présence, dans des proportions différentes suivant la source, des raies de fluorescence de ce matériau (ce qui n'est pas le cas dans la littérature).

**Tableau 7 : Comparaison des résultats de dose absorbée dans l'eau simulés avec MCNPX pour les six faisceaux étudiés en utilisant les spectres sources calculés et issus de la littérature.**

Faisceau	Dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau normalisée à la valeur obtenue par simulation avec le spectre issu des modélisations MCNPX				
	MCNPX	PENELOPE	Spekcalc	XCOMP5	PTB-Dos34
RQR6	1.000	0.996	0.997	0.998	-
RQR9	1.000	0.997	0.997	0.996	-
RQR10	1.000	0.998	0.998	0.996	-
CCRI180	1.000	0.999	1.001	-	-
CCRI250	1.000	1.003	1.022	-	-
ISO H300	1.000	1.009	1.044	-	1.020

Les résultats de ces comparaisons permettent de valider les spectres modélisés et soulignent que le logiciel Spekcalc doit être utilisé avec précaution au dessus de 200 kV. Ainsi, une différence entre les spectres calculés par MCNPX ou PENELOPE avec ceux issus de Spekcalc n'est pas rédhibitoire. La différence observée peut ainsi être liée à la différence de conditions géométriques (distance source point de mesure de 1 m dans Spekcalc alors qu'elle n'est que de 23 cm dans les simulations) ou de la procédure utilisée par les logiciels de la littérature (table de section efficace par exemple). Dans la

suite de cette étude les spectres issus des modélisations par le code de calcul MCNPX seront utilisés. Ces spectres calculés sont plus proches des spectres réels que ceux relevés dans les bases de données de la littérature car les calculs permettant de les déterminer utilisent les mêmes épaisseurs de filtration et la même configuration géométrique que celles des expériences. Pour s’assurer de la bonne cohérence, une vérification de la qualité de ces faisceaux modélisés a été réalisée. Pour cela, le kerma dans l’air en un point distant de la source a été calculé (utilisation d’un « tally F6 ») en interposant sur le trajet du faisceau une épaisseur de filtre égale à la CDA expérimentale précédemment obtenue. Ce kerma a été comparé à un calcul réalisé en l’absence de ces filtres. Si le faisceau présente la qualité attendue, le rapport de ces valeurs de kerma calculé doit être proche de 0.5. Les résultats de cette comparaison sont présentés dans le Tableau 8.

**Tableau 8 : Vérification numérique de la CDA des spectres modélisés par MCNPX.**

Faisceau	Rapport F6 avec filtre / F6 sans filtre
RQR6	0.50
RQR9	0.51
RQR10	0.50
CCRI180	0.52
CCRI250	0.52
ISO H300	0.51

Pour tous les faisceaux, la valeur du rapport est proche de 0.5. Les faisceaux modélisés par MCNPX sont donc validés numériquement et peuvent être utilisés pour la suite de cette étude. Les spectres utilisés pour la suite de cette étude sont représentés Figure 13.

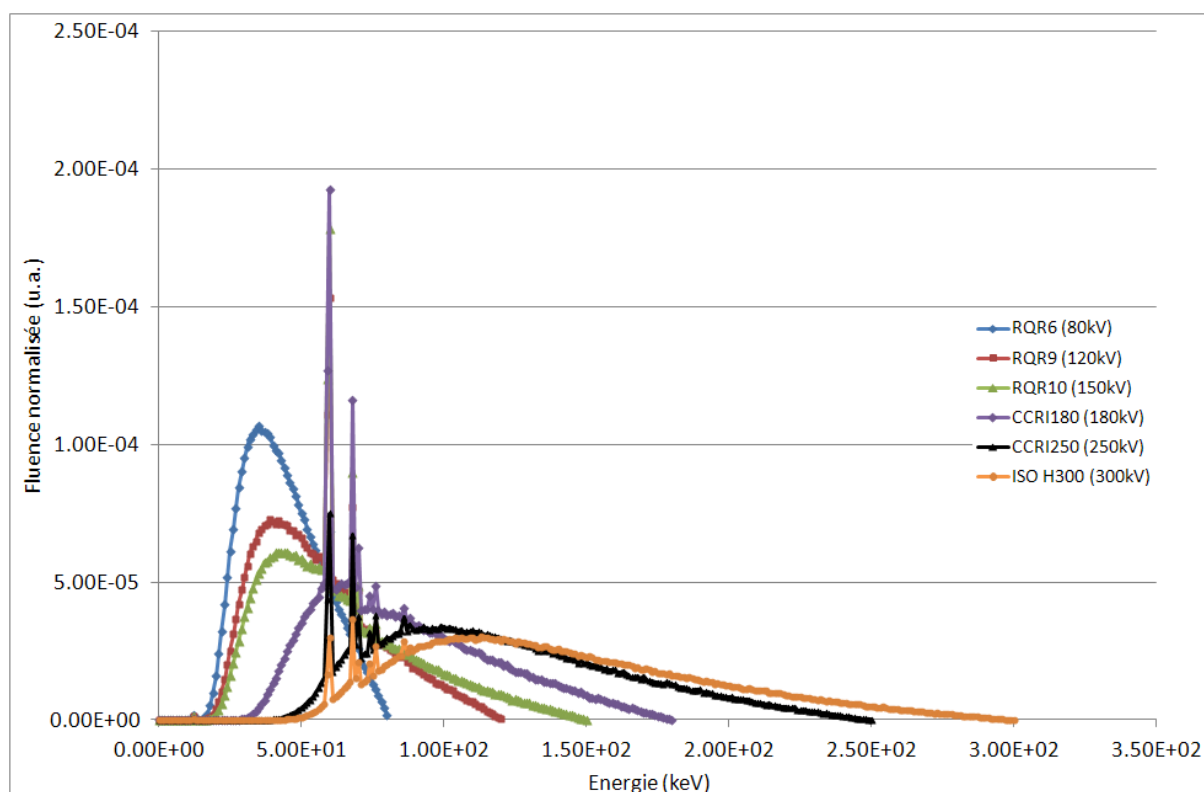


Figure 13 : Spectres des six faisceaux dans l'air à 50 cm de la source.

#### 1.2.4. Références en termes de kerma dans l'air

Actuellement, le kerma dans l'air est la grandeur de référence au LNHB pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie. Celui-ci est obtenu grâce à la chambre à parois d'air, instrument primaire de référence pour cette grandeur.

Pour cette étude, le kerma dans l'air est mesuré dans les conditions de référence du laboratoire. Une collimation circulaire primaire de faible diamètre (tel que le champ d'irradiation soit de 8 cm de diamètre à 1,20 m) puis une seconde collimation telle que le champ soit de 1 cm de diamètre dans le plan de référence sont utilisées afin de se trouver dans des conditions de faisceau étroit. Une description complète du matériel et de la méthode utilisés pour la mesure du kerma dans l'air est faite dans la thèse de W. Ksouri [21]. Ces références ont fait l'objet de diverses comparaisons internationales pour plusieurs faisceaux dont le CCRI 180 et CCRI 250 utilisés dans cette étude. Un très bon accord a été trouvé avec les valeurs des références du BIPM ainsi qu'avec celles des laboratoires primaires homologues. Ainsi, le rapport du kerma dans l'air déterminé au BIPM par le LNHB sur la valeur de référence du BIPM est de 0.9999 ( $u = 0.0039$ ) pour le faisceau CCRI 180 et 0.9980 ( $u = 0.0039$ ) pour le faisceau CCRI 250 [45].

Les débits de kerma dans l'air dans les conditions de référence du laboratoire pour les 6 faisceaux étudiés sont donnés Tableau 9.

**Tableau 9 : Valeur des références en termes de kerma dans l'air pour les 6 faisceaux étudiés ainsi que leurs incertitudes associées.**

Faisceau	Références en termes de kerma dans l'air	
	valeur (Gy.s <sup>-1</sup> )	u (%)
RQR6	9.32E-04	0.30
RQR9	8.33E-04	0.30
RQR10	1.18E-03	0.30
CCRI180	8.36E-04	0.30
CCRI250	1.10E-03	0.30
ISO H300	8.52E-04	0.31

### 1.2.5. Mesures ionométriques dans l'air : profils

Les profils dans l'air sont utiles pour caractériser la taille et l'homogénéité du champ d'irradiation. Nous les avons réalisés pour les six faisceaux dans l'air à la distance « source-point de mesure » choisie (50 cm).

#### 1.2.5.1. Mesures expérimentales par chambre d'ionisation

##### 1.2.5.1.1. *Matériel et Méthode*

Les mesures ont été réalisées à l'aide d'une chambre d'ionisation NE2571 (0.6 cm<sup>3</sup> de volume). Ce type de chambre, bien référencé, présente une bonne stabilité sous irradiation.

Elle possède des parois en graphite et une électrode centrale en aluminium. Celle-ci a été mise en place de telle manière que son point de référence se situe à 50 cm de la source, sur l'axe du faisceau, grâce à un système de positionnement utilisant des piges. Un système de translation à un axe motorisé et piloté informatiquement a été utilisé pour déplacer la chambre d'ionisation selon des profils horizontaux et perpendiculaires au faisceau.

##### 1.2.5.1.2. *Résultats*

Les courants d'ionisation mesurés pour chaque position de la chambre d'ionisation sont normalisés à la valeur de courant mesuré lorsque celle-ci se situe sur l'axe du faisceau (u = 0.3 %). Les profils horizontaux obtenus pour les six faisceaux sont représentés sur la Figure 14. Les incertitudes sont ici représentées mais non visibles car contenues dans les points.

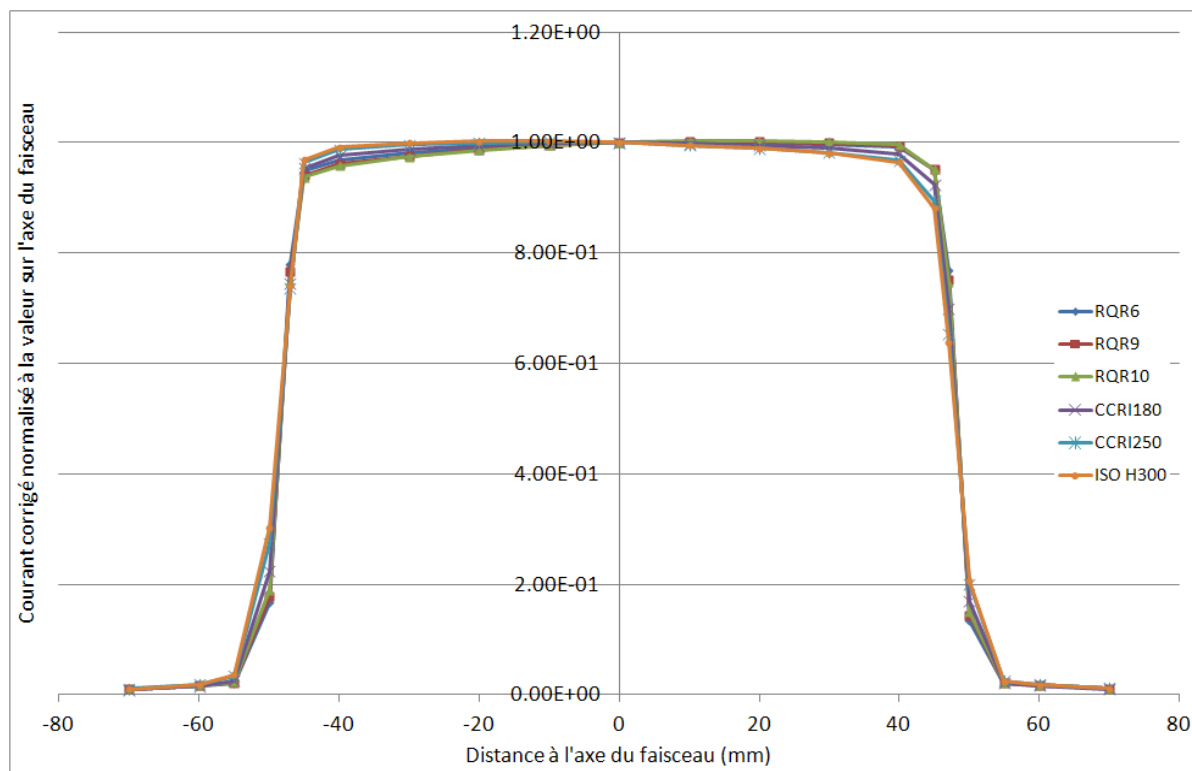


Figure 14: Profils horizontaux dans l'air mesurés pour les six faisceaux étudiés.

Quel que soit le faisceau d'intérêt, le champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  est bien obtenu à 50 cm de la source. Les profils horizontaux dans l'air ne sont pas parfaitement homogènes. Cette différence de latéralité par rapport à l'axe du faisceau s'explique par le phénomène de « talon d'anode ». L'intensité du faisceau de rayons X émergeant du tube n'est pas uniforme sur toute la largeur du faisceau. Le faisceau est plus atténué du côté de l'anode (Figure 15, Figure 16). En effet, lorsque l'angle d'émission des photons se rapproche de celui de l'anode, l'épaisseur de matériau de la cible à « traverser » par ces photons augmente et donc leur atténuation également : ce phénomène est appelé effet de « talon d'anode » (Figure 15) [46]. La Figure 16 présente une illustration de l'origine de cet effet. Ainsi, sur cette figure, la distance  $d_1$  parcourue dans l'anode par les photons produits par rayonnement de freinage est inférieure à la distance  $d_2$ . Alors, du fait de l'auto-atténuation du faisceau de rayons X dans l'anode, la fluence au point A est supérieure à la fluence au point B ce qui explique les profils observés. Notons que le phénomène est atténué par la diffusion des photons dans l'anode et que la forme du spectre est elle aussi influencée par ce phénomène.



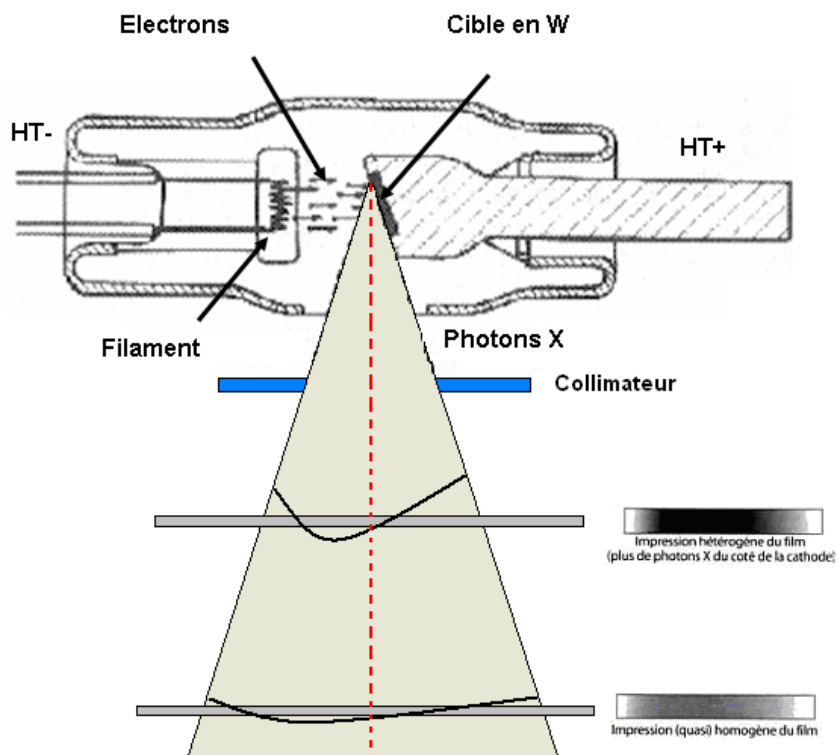


Figure 15: Représentation schématique des différences d'intensité observées lors de l'acquisition d'un profil horizontal dans l'air (effet de « talon d'anode ») [47].

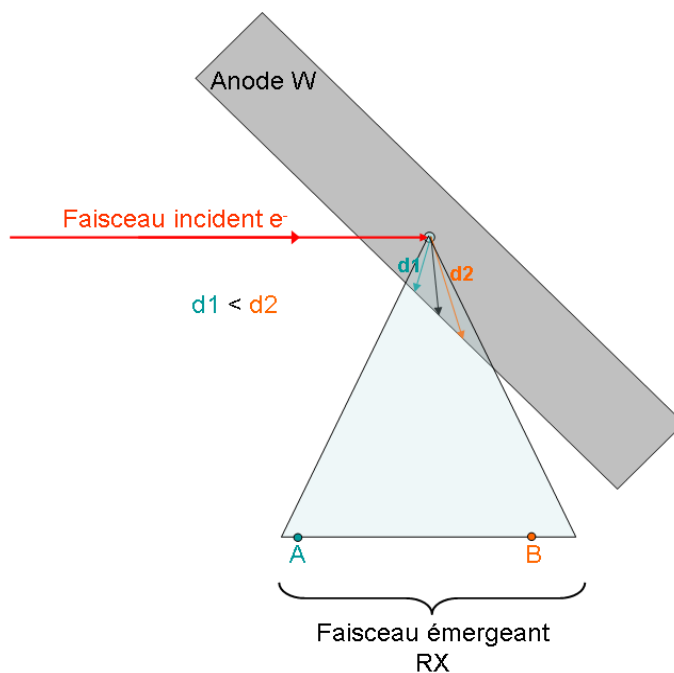


Figure 16: Illustration de l'origine de l'effet de « talon d'anode ».

Une acquisition « plus fine » des profils avec un pas d'acquisition de 5 mm, a été réalisée et est présentée Figure 17 pour les six faisceaux d'intérêt ainsi que trois autres faisceaux caractérisés au LNHB (incertitude associée aux valeurs présentées : 0.3 %). Ce pas d'acquisition est du même ordre de grandeur que le diamètre de la chambre utilisée (de 6 mm).

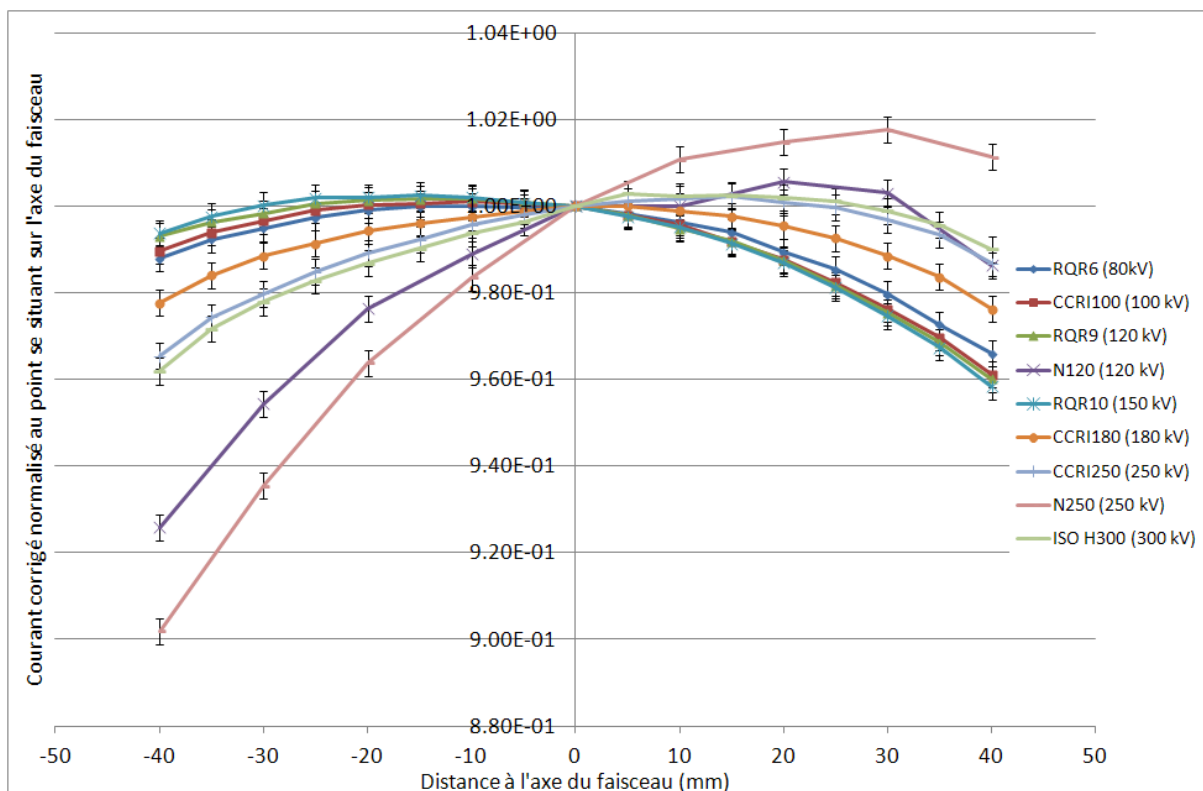


Figure 17: Profils horizontaux dans l'air agrandis entre -40 et 40 mm pour différents faisceaux référencés au LNHB (mesures réalisées avec la chambre d'ionisation NE2571).

Tableau 10: Asymétrie des courants mesurés avec la chambre d'ionisation NE2571 pour différentes qualités de faisceaux référencés au LNHB.

Position (mm)	RQR6	CCRI100	N120	RQR9	RQR10	CCRI180	N250	CCRI250	ISO H300
-40/40	1.023	1.030	0.939	1.034	1.037	1.002	0.892	0.978	0.971
-35/35	1.020	1.025	-	1.029	1.031	1.000	-	0.981	0.976
-30/30	1.016	1.021	0.952	1.023	1.026	1.000	0.919	0.983	0.979
-25/25	1.012	1.017	-	1.019	1.021	0.999	-	0.985	0.982
-20/20	1.010	1.013	0.971	1.014	1.015	0.999	0.950	0.988	0.985
-15/15	1.006	1.009	-	1.010	1.011	0.998	-	0.990	0.988
-10/10	1.004	1.005	0.989	1.007	1.007	0.998	0.973	0.994	0.991
-5/5	1.002	1.003	-	1.003	1.003	0.999	-	0.997	0.993
0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

Le Tableau 10 permet de quantifier l'asymétrie du profil dans l'air. Les valeurs présentées sont les rapports du signal mesuré entre deux positions équidistantes à l'axe du faisceau ( $u = 0.30\%$ ). Une asymétrie maximale de 4 % est obtenue pour les faisceaux considérés dans cette étude.

La Figure 18 est une représentation graphique des données extraites du Tableau 10. L'asymétrie est plus importante sur les bords du champ qu'au centre. L'évolution de cette asymétrie dépend de l'énergie. Les observations ne sont pas totalement expliquées puisqu'il était attendu que cette asymétrie soit toujours dans le même sens ce qui n'est pas le cas.

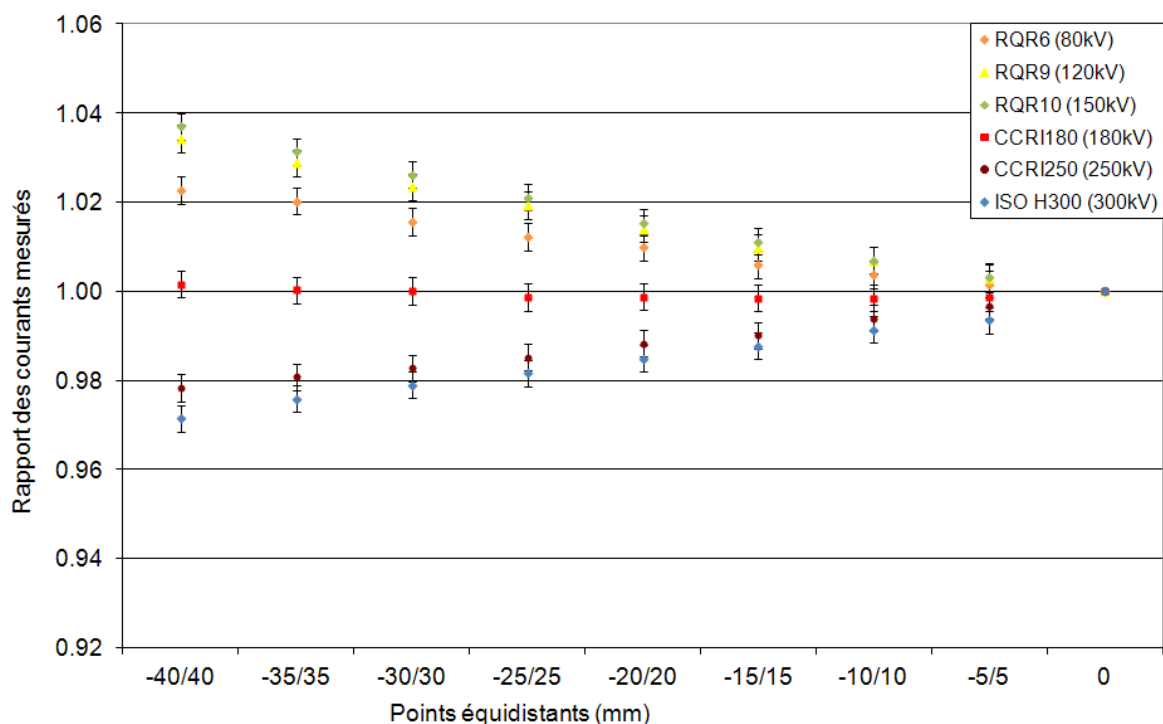


Figure 18: Représentation graphique du rapport "gauche/droite" des courants mesurés avec la chambre d'ionisation NE2571 pour les six faisceaux, dans l'air.

### 1.2.5.2. Simulations Monte-Carlo

Les spectres précédemment calculés par MCNPX ont été utilisés pour déterminer les profils dans l'air.

#### 1.2.5.2.1. Matériel et Méthode

La modélisation du dispositif de mesure dans l'air incluant une géométrie simplifiée d'une chambre d'ionisation PTW31010 (0.125 cm<sup>3</sup> de volume) a été réalisée et les profils dans l'air ont été calculés avec le code MCNPX.

Le volume d'intérêt modélisé est une sphère d'air de 0.31 cm de rayon entourée de graphite (0.015 cm) et de PMMA (0.055 cm) qui sont les matériaux présents autour du volume de collection de la chambre d'ionisation PTW31010 réelle. A noter que l'électrode centrale de ce type de chambre est en aluminium.

#### 1.2.5.2.2. Résultats

Les résultats des modélisations des profils dans l'air pour le faisceau RQR6 sont présentés Figure 19.

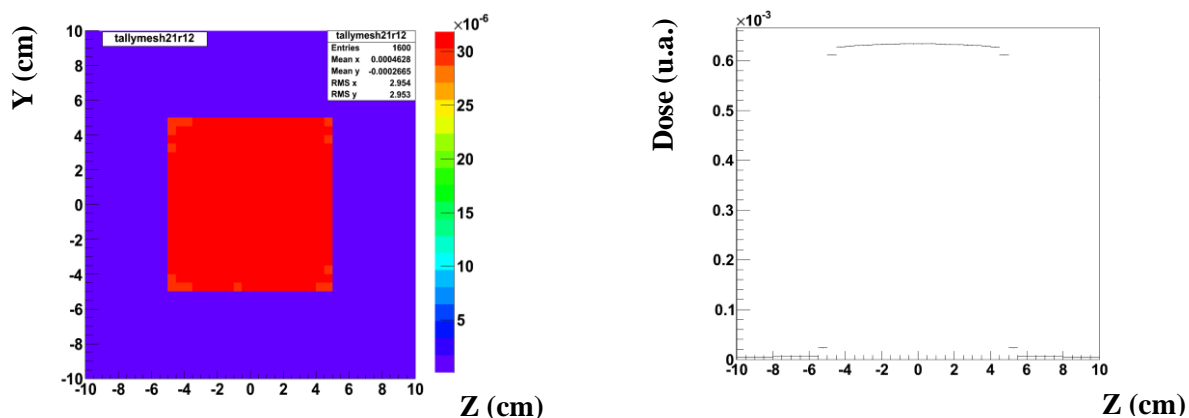


Figure 19: Profil horizontal dans l'air calculé par MCNPX ; exemple du faisceau RQR6. A gauche, le profil 2D est représenté dans un plan perpendiculaire au faisceau. A droite, le profil horizontal au centre du faisceau est représenté.

### 1.2.5.3. Comparaison des résultats expérimentaux et issus des simulations Monte-Carlo

Les profils obtenus numériquement ont été comparés aux profils expérimentaux (exemple du faisceau RQR6, Figure 20). Les résultats pour les autres faisceaux se trouvent en annexe 6.

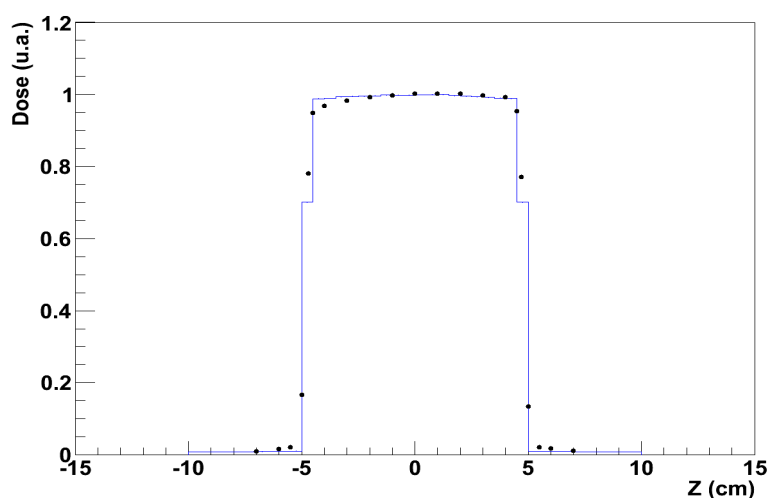


Figure 20: Comparaison des profils horizontaux dans l'air obtenus par simulation MCNPX (trait continu) et expérimentalement (points) pour le faisceau RQR6.

L'effet de talon d'anode n'est pas observé sur les résultats de simulations. En effet, le fait d'utiliser un spectre en étape 2 plutôt qu'un espace de phases conduit à une perte de l'information relative aux traces des photons (position, angle...). Cependant, ceci ne sera pas réhibitoire pour la suite de l'étude car l'effet de talon d'anode est de forte influence sur les bords du champ alors que les points d'intérêt pour les calculs sont situés sur l'axe du faisceau. Par ailleurs, les résultats de simulations sont analysés en relatif ce qui limite l'influence de cet effet. De plus, une correction de profil dans l'air est tout de même possible grâce aux mesures.

### 1.2.6. Mesures ionométriques dans l'eau : profils

La grandeur d'intérêt dans cette étude est la dose absorbée dans l'eau. Ainsi, il apparaît intéressant de pouvoir caractériser les faisceaux étudiés par leurs profils de dose dans l'eau.

#### 1.2.6.1. Mesures ionométriques

Les mesures ont été effectuées à l'aide d'une chambre d'ionisation PTW31010 (volume 0.125 cm<sup>3</sup>) dans une cuve de 30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup> remplie d'eau. De même que pour la réalisation des profils dans l'air, la chambre d'ionisation a été mise en place telle que son point de référence se situe à 50 cm de la source et 2 cm de profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau (utilisation des pignes pour le positionnement et du système motorisé pour le déplacement). Les profils alors obtenus sont présentés Figure 21. Les incertitudes associées aux points de mesure normalisés ( $u = 0.3\%$ ) sont ici représentées mais contenues dans les points donc non visibles.

L'asymétrie sur les profils dans l'eau a été quantifiée. Les valeurs présentées Tableau 11 sont les rapports du signal mesuré entre deux positions équidistantes à l'axe du faisceau ( $u = 0.3\%$ ). Une différence maximale de 4 % est obtenue pour les faisceaux étudiés. Les valeurs à considérer sont celles de la partie centrale du champ d'irradiation (de l'axe du faisceau jusqu'à 3.5 cm de part et d'autre).

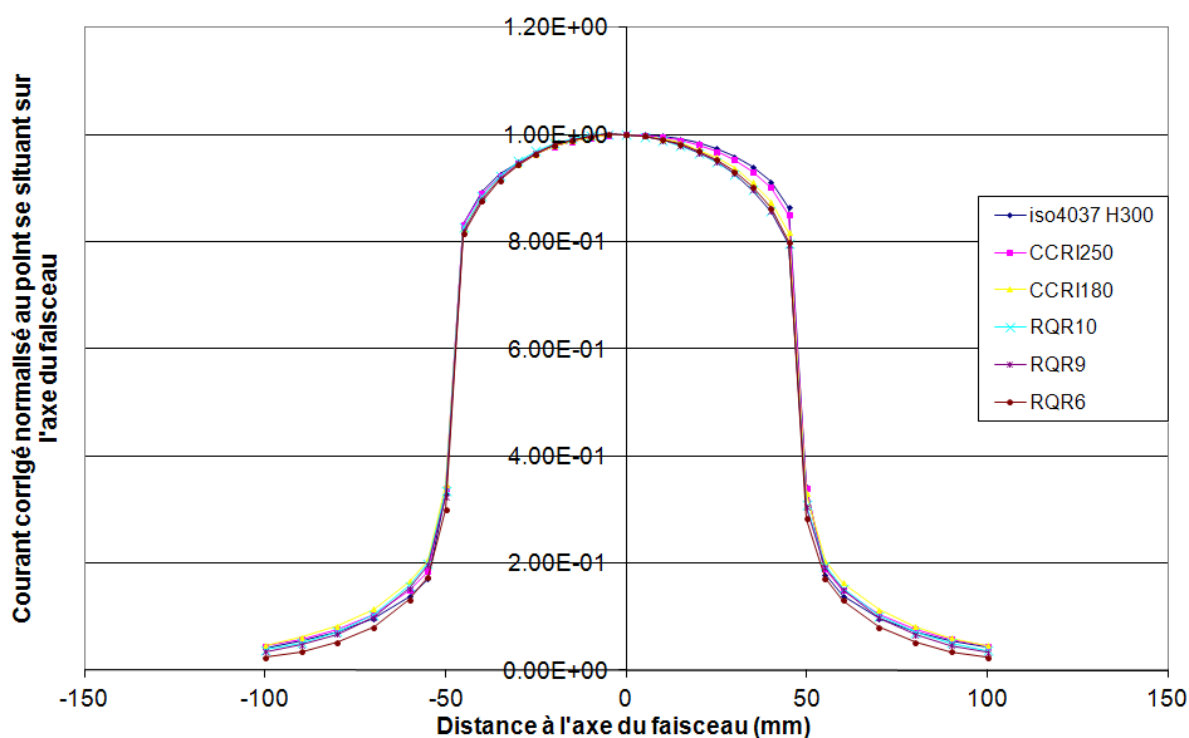
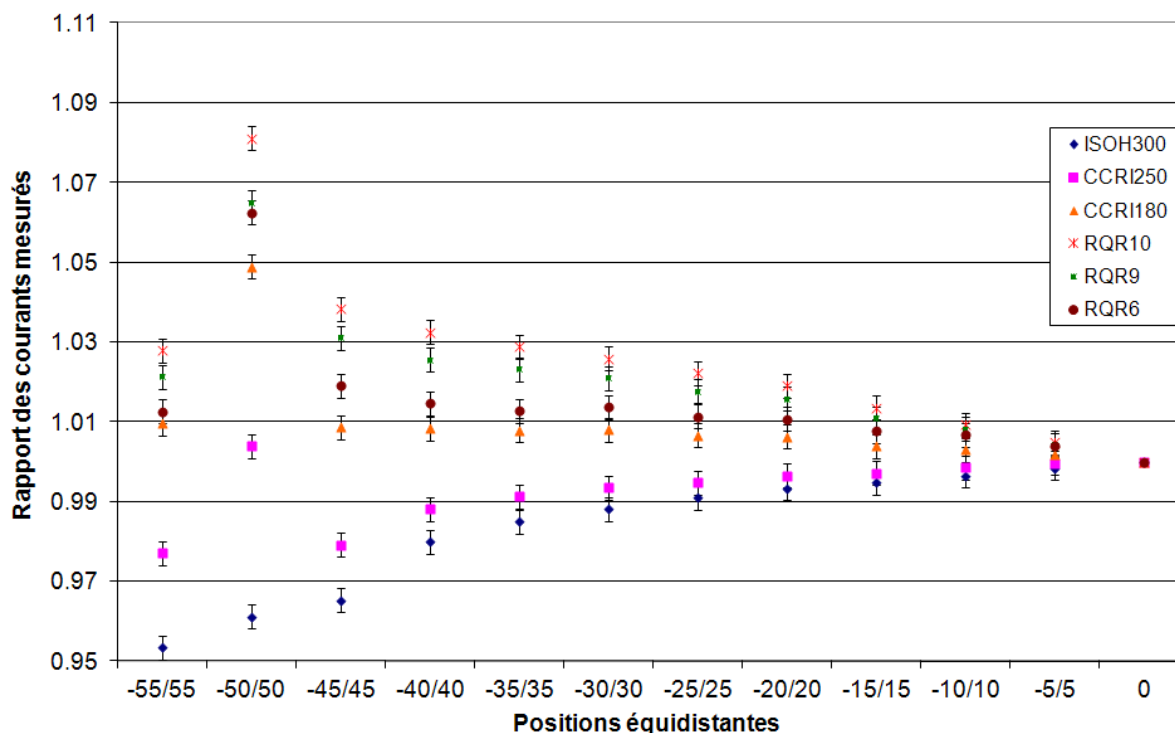


Figure 21 : Profils mesurés dans le plan de référence (2 cm de profondeur dans l'eau) avec une chambre d'ionisation PTW31010 pour les six faisceaux étudiés.

**Tableau 11 : Synthèse des rapports des courants mesurés à des positions équidistantes de l'axe du faisceau, avec une chambre d'ionisation PTW31010 dans les six faisceaux étudiés, dans l'eau.**

Distance (mm)	RQR6	RQR9	RQR10	CCRI180	CCRI250	ISO H300
-45/45	1.019	1.031	1.038	1.009	0.979	0.965
-40/40	1.015	1.026	1.033	1.008	0.988	0.980
-35/35	1.013	1.023	1.029	1.008	0.991	0.985
-30/30	1.014	1.021	1.026	1.008	0.993	0.988
-25/25	1.011	1.018	1.022	1.007	0.995	0.991
-20/20	1.011	1.016	1.019	1.006	0.996	0.993
-15/15	1.008	1.011	1.013	1.004	0.997	0.995
-10/10	1.007	1.008	1.009	1.003	0.998	0.996
-5/5	1.004	1.004	1.005	1.002	1.000	0.998
0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

La Figure 22 est la représentation graphique des données extraites du Tableau 11 ( $u = 0.30 \%$ ). L'asymétrie est plus importante sur les bords du champ qu'au centre (idem au comportement observé dans l'air) et l'évolution de celle-ci dépend de l'énergie. L'effet de talon d'anode, toujours présent sur les profils dans l'eau, est de plus faible amplitude que dans l'air ce qui sera un avantage pour les mesures calorimétriques dans l'eau.

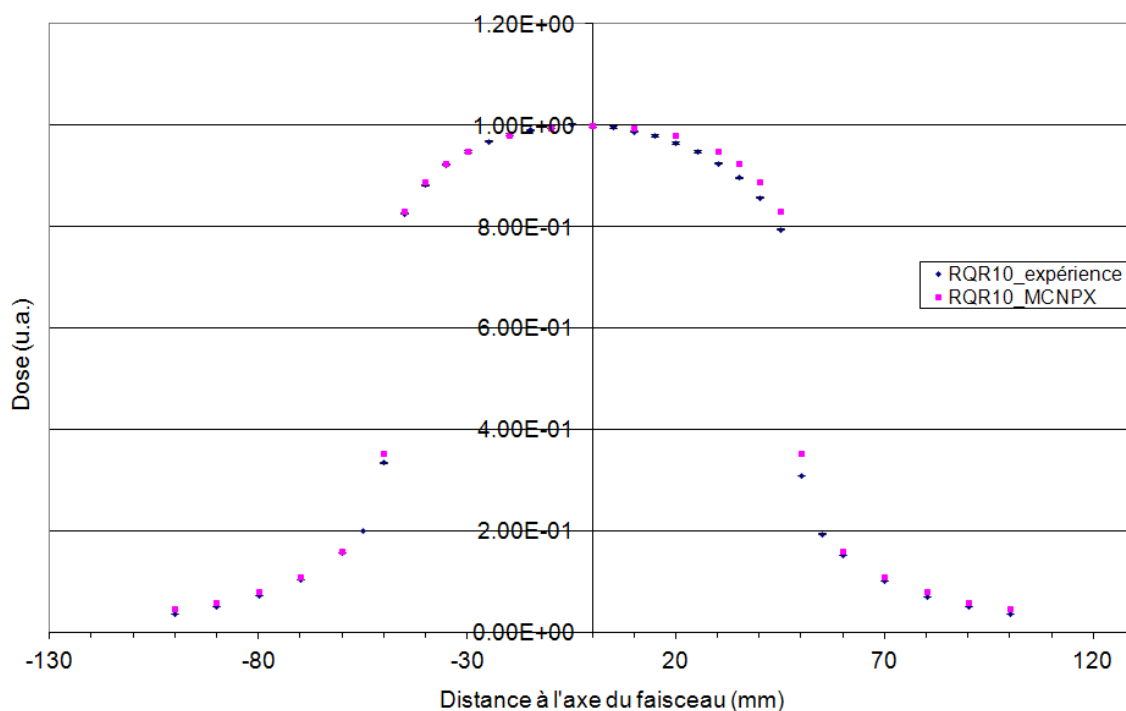


**Figure 22 : Représentation des rapports des courants corrigés mesurés à des positions équidistantes à l'axe du faisceau pour les six faisceaux étudiés, dans l'eau.**

1.2.6.2. Simulations Monte-Carlo et comparaison aux mesures

Des simulations Monte-Carlo des profils, avec le code de calcul MCNPX, ont été effectuées. La géométrie utilisée pour les simulations d'irradiations dans l'eau contient le fantôme d'eau et une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation PTW31010 (la même que celle utilisée pour les modélisations dans l'air).

Les calculs de dépôt d'énergie dans la cavité d'air sont réalisés en mode PE (suivi des photons et des électrons) pour un nombre d'histoires de  $10^{10}$ . Les résultats obtenus par ces simulations en termes de profil dans l'eau pour le faisceau RQR10 sont présentés Figure 23. Sur cette même figure se trouvent les résultats des mesures de profils réalisées avec la chambre d'ionisation PTW31010. Les résultats relatifs aux autres faisceaux se trouvent en annexe 7. Les incertitudes associées aux valeurs issues des expériences et des simulations Monte-Carlo sont ici représentées mais contenues dans les points, donc non visibles.



**Figure 23: Comparaisons des profils horizontaux dans l'eau obtenus expérimentalement et par simulation MCNPX avec la modélisation de la géométrie de la chambre d'ionisation PTW31010 pour le faisceau RQR10.**

Les résultats des simulations apparaissent en bon accord avec les mesures effectuées. Une différence maximale de 0.6 % est observée entre les deux séries pour les points se trouvant dans le champ, quel que soit le faisceau d'intérêt. Cette bonne correspondance permet d'apporter des éléments de validation des simulations tant sur le spectre que sur la géométrie utilisée.

### 1.2.7. Mesures ionométriques en profondeur dans l'eau

Dans un but de validation et d'une meilleure connaissance des faisceaux étudiés, nous avons également réalisé des mesures en profondeur dans l'eau. Deux types de chambres d'ionisation ont été utilisés pour la réalisation de ces mesures en profondeur : une chambre d'ionisation PTW31010 et une chambre d'ionisation PTW34001 de type Roos. La chambre Roos est une chambre d'ionisation plate avec fenêtre d'entrée de 1 mm d'épaisseur en PMMA, possédant une électrode graphitée. Dans la gamme d'énergie étudiée, ce type de chambre est recommandé pour les mesures en profondeur dans l'eau [48]. De même que pour les profils, les simulations des mesures en profondeur ont été réalisées. La géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation PTW31010 a été utilisée. La comparaison des résultats obtenus par ionométrie utilisant les deux types de chambres d'ionisation ainsi que ceux issus des simulations, pour le faisceau RQR10 se trouve Figure 24. Les résultats relatifs aux autres faisceaux se trouvent en annexe 8. Le système d'irradiation étant horizontal, ceci explique que les mesures ne commencent pas à 0 mm. Les incertitudes associées aux valeurs Monte-Carlo sont de 0.16 %, les incertitudes associées aux mesures ionométriques sont de 0.3 %. Celles-ci sont représentées mais non visibles car contenues dans les points.

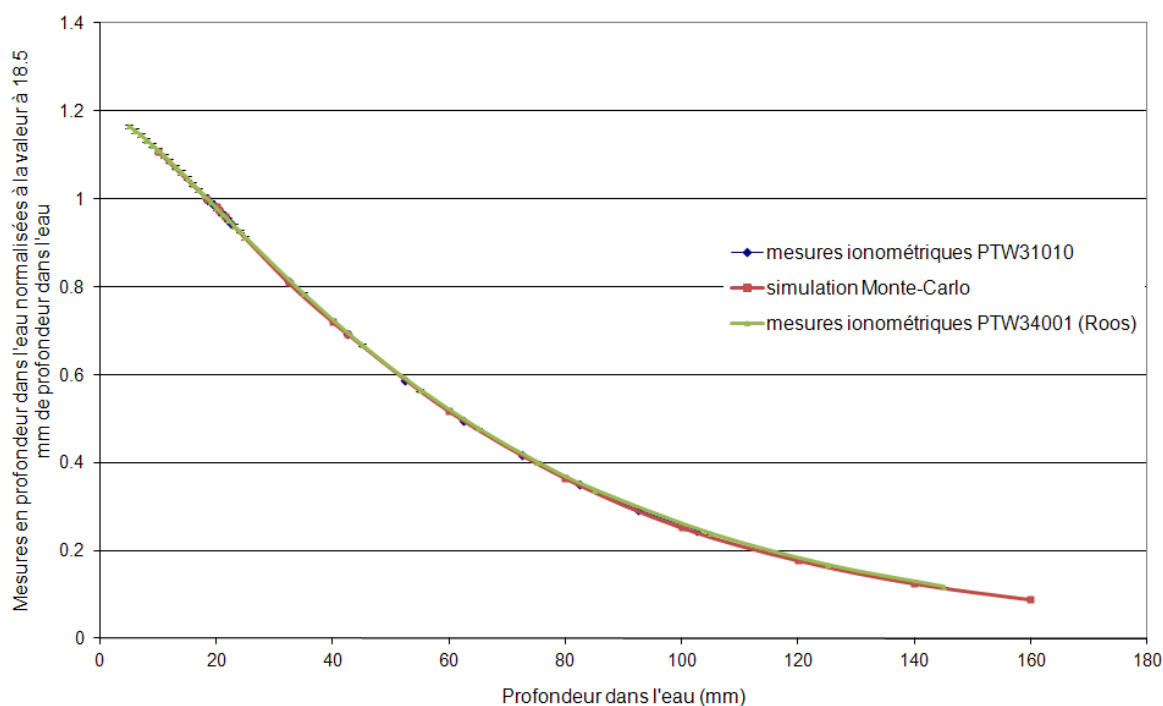


Figure 24 : Mesures ionométriques en profondeur dans l'eau déterminés à l'aide d'une chambre d'ionisation PTW31010 et PTW34001 ainsi que par simulation Monte-Carlo ; exemple du faisceau RQR10.



Pour tous les faisceaux, l'écart maximal observé entre les mesures et les simulations est de 1 % jusqu'à 50 mm de profondeur dans l'eau (épaisseur de l'ampoule utilisée pour les mesures calorimétriques). Cette bonne correspondance permet une validation des simulations. La fiabilité des calculs de dépôt d'énergie dans l'ampoule est importante car ces résultats seront utilisés par la suite pour la détermination de facteurs de correction calorimétriques.

### **1.3. Conclusion du chapitre 1**

Dans cette première partie, après avoir rappelé quelques généralités sur le mode de production des rayons X de moyenne énergie et la définition de leur indice de qualité, une revue des rayons X de moyenne énergie en radiothérapie a été faite en s'appuyant sur les protocoles internationaux et normes en vigueur. Puis, se basant sur ces protocoles et normes, six faisceaux de rayons de moyenne énergie ont été sélectionnés : IEC 61267 RQR6 (80 kV ; CDA = 3.00 mm d'Al) ; IEC 61267 RQR9 (120 kV ; CDA = 4.99 mm d'Al) ; IEC61267 RQR10 (150 kV ; CDA = 6.55 mm d'Al) ; CCRI180 (180kV ; CDA = 0.98 mm de Cu) ; CCRI250 (250 kV ; CDA = 2.48 mm de Cu) ; ISO4037 H300 (300 kV ; CDA = 3.40 mm de Cu). Ces faisceaux ont alors été caractérisés expérimentalement aussi bien dans l'air que dans l'eau. Ainsi, les couches de demi-atténuation obtenues pour ces six faisceaux sont en bon accord avec les valeurs issues des normes (différence maximale de 0.3 % avec une incertitude associée aux valeurs mesurées de 1 % à  $k = 1$ ). La réalisation des profils a permis la vérification de l'obtention de la taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  à 50 cm de la source ainsi que la mise en évidence du phénomène de talon d'anode. Numériquement, les distributions spectrales de la fluence de ces faisceaux ont été établies par méthode Monte-Carlo rendant alors possible le calcul ultérieur de facteurs de correction aussi bien ionométriques que calorimétriques.



# **Chapitre 2**

**Détermination de la dose absorbée  
dans l'eau à partir de références en  
termes de kerma dans l'air**

En absence de références en termes de dose absorbée dans l'eau, celle-ci doit être calculée de manière indirecte à partir des références établies en termes de kerma dans l'air. Ainsi, en pratique, pour déterminer la dose absorbée dans l'eau sur une installation délivrant ce type de rayonnements, une chambre d'ionisation étalonnée en termes de kerma dans l'air est utilisée. Puis, à partir du coefficient d'étalonnage de cette chambre d'ionisation et d'une mesure au point de référence dans l'eau, une détermination de la dose absorbée est possible en utilisant les protocoles internationaux fondés sur l'utilisation de références en termes de kerma dans l'air. C'est cette démarche que nous décrivons dans le chapitre 2, d'abord d'un point de vue théorique au sous-chapitre 2.1, puis en s'attachant à son application et adaptation à notre étude au sous chapitre 2.2.

## 2.1. Démarche théorique

Le kerma dans l'air est, par définition, la somme des énergies cinétiques des particules secondaires chargées mises en mouvement par le faisceau primaire non directement ionisant par unité de masse (acronyme de kinetic energy released per unit mass). Le kerma s'exprime en gray (1 Gy = 1 J.kg<sup>-1</sup>). Le kerma dans l'air ( $K$ ) peut être calculé en fonction du spectre des photons dans l'air au point d'intérêt par la formule suivante :

$$K = \int E \phi_E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} dE \quad (3)$$

avec,

$\phi_E = \frac{d\phi}{dE}$  la fluence différentielle en énergie (cm<sup>-2</sup>),

$\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}$  le coefficient de transfert massique en énergie (cm<sup>2</sup>.kg<sup>-1</sup>),

$E$  l'énergie (J).

Le kerma dans l'air est donc l'intégrale de la distribution spectrale de la fluence énergétique au point d'intérêt dans l'air, multipliée par les coefficients de transferts massiques en énergie dans l'air.

En pratique, le kerma dans l'air au centre d'une cavité d'air dans le fantôme d'eau, noté ici  $K_{air,cavité}$ , est déterminé, par ionométrie, à partir du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air d'une chambre d'ionisation ( $N_K$ ). Ce coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air, est défini par la formule suivante :

$$N_K = \frac{K_{air}}{M_{air}} \quad (4)$$

avec,

$K_{air}$  le kerma dans l'air au point d'intérêt (en Gy),

$M_{air}$  la lecture corrigée (des conditions atmosphériques : température, pression ; de l'humidité ; de la recombinaison et de la polarité) de la chambre d'ionisation au point d'intérêt dans l'air (en C).

La lecture corrigée de la chambre d'ionisation ( $M_{air}$ ) est ainsi donnée par l'expression suivante :

$$M_{air} = M_{air,nc} k_{TP} k_H k_{pol} k_{rec} \quad (5)$$

avec,

$M_{air,nc}$  lecture non corrigée de la chambre d'ionisation (en C).

$k_{TP}$  facteur de correction des conditions atmosphériques (température et pression).

L'expression du facteur de correction est celle proposée par le protocole AIEA TRS-277 :

$$k_{TP} = \frac{p_0(t+27315)}{p(t_0+27315)} \quad (6)$$

où,

$t_0$  et  $t$  sont respectivement les températures de référence et lors des mesures exprimées en degré Celsius (°C),

$p_0$  et  $p$  les pressions atmosphériques de référence et lors des mesures exprimées en pascal (Pa).

L'incertitude associée à ce facteur est de 0.06 %.

$k_H$  facteur de correction de l'humidité. Ce facteur de correction, dépendant de plusieurs paramètres (chambre d'ionisation, chaîne de mesure) est difficile à déterminer. Des mesures réalisées par Niatel en 1969 [49] ont montrées une valeur maximale du rapport du nombre d'ionisations produites en air humide sur le nombre produit en air sec de 1.003 dans une cavité de Bragg-Gray de volume constant, sur la plage 20 – 80 % d'humidité pour une température de 22°C avec une incertitude associée de 0.03 %. Ainsi, pour toute cette étude, le choix a été fait de considérer un facteur de correction de l'humidité égal à l'unité avec une incertitude associée de 0.03 %.

$k_{pol}$  facteur de correction de polarité.

$$k_{pol} = \frac{M_+ + M_-}{2M} \quad (7)$$

où,

$M_+$  est la lecture de la chambre d'ionisation lorsqu'une polarité positive lui est appliquée,

$M_-$  est la lecture de la chambre d'ionisation lorsqu'une polarité négative lui est appliquée,

$M$  est la lecture de la chambre d'ionisation utilisée avec la polarité usuelle des mesures.

$k_{rec}$  facteur de correction de la recombinaison. La formule utilisée pour la détermination de la valeur de ce facteur est celle proposée par le protocole AAPM TG-61.

$$k_{rec} = \frac{1 - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2}{\frac{M_H}{M_L} - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2} \quad (8)$$

avec,

$V_H$  la valeur de la tension nominale d'utilisation de la chambre d'ionisation (en volts).

$V_L$  la moitié de la valeur de la tension nominale d'utilisation de la chambre d'ionisation (en volts).

$M_H$  la lecture corrigée (des conditions atmosphériques) de la chambre d'ionisation lorsque la tension nominale d'utilisation est appliquée (u.a.).

$M_L$  la lecture corrigée (des conditions atmosphériques) de la chambre d'ionisation lorsque la moitié de la valeur de la tension nominale d'utilisation de la chambre d'ionisation est appliquée (u.a.).

Le coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air est multiplié par  $M_u$  la lecture corrigée (des conditions atmosphériques : température, pression ; de l'humidité ; de la recombinaison ; de la polarité défini de la même manière que ceux précédemment présentés) de la chambre d'ionisation positionnée à 2 cm de profondeur dans l'eau (champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> dans le plan de référence).

Ainsi de la même manière que pour les lectures dans l'air, la lecture corrigée de la chambre d'ionisation dans l'eau ( $M_u$ ) est donnée par l'expression suivante :

$$M_u = M_{u,nc} k_{TP} k_H k_{pol} k_{rec} \quad (9)$$

avec,

$M_{u,nc}$  lecture non corrigée de la chambre d'ionisation (en C).

$k_{TP}$  facteur de correction des conditions atmosphériques (température et pression).

$k_H$  facteur de correction de l'humidité.

$k_{pol}$  facteur de correction de polarité.

$k_{rec}$  facteur de correction de la recombinaison. La formule utilisée pour la détermination de la valeur de ce facteur est celle proposée par le protocole AAPM TG-61.

Le kerma dans l'air à la surface de la chambre d'ionisation est alors obtenu en appliquant une correction de l'influence des modifications de distribution énergétique et angulaire des photons incidents à la surface de la cavité par rapport à l'étalonnage dans l'air sur la réponse de la chambre d'ionisation ( $k_i$ ) au produit du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air par la lecture corrigée de la chambre d'ionisation au point de référence dans l'eau (équation (10)).

$$K_{air,chambre} = M_u N_K k_1 \quad (10)$$

La correction des effets, sur le signal, du remplacement de l'eau déplacée par le volume extérieur de la chambre d'ionisation (ce volume considère la cavité, la paroi de la chambre ainsi que son éventuel capot d'étanchéité) permet de déterminer le kerma dans l'air au centre de la chambre dans le milieu non perturbé (par la présence de la chambre). Les perturbations dosimétriques induites par le manche de la chambre sont également prises en compte (différence d'influence du manche entre l'étalonnage dans l'air et la lecture dans l'eau). Cette correction est notée  $k_2$ . Ainsi, le kerma dans l'air au centre de la chambre, plongée à 2 cm de profondeur dans l'eau, dans le milieu non perturbé (noté  $K_{air,2cm}$ ) peut s'écrire :

$$K_{air,2cm} = M_u N_K k_1 k_2 \quad (11)$$

Le kerma dans l'air dans le milieu non perturbé est alors converti en kerma dans l'eau ( $K_{w,2cm}$ ) par application du rapport des coefficients de transfert massiques en énergie de l'eau sur l'air  $\left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)_{w,air}$  (en accord avec l'équation (3)).

$$K_{w,2cm} = M_u N_K k_1 k_2 \left[ \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)_{w,air} \right]_{2cm} \quad (12)$$

or,

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_i = (1-g) \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)_i \quad (13)$$

avec,

$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_i$  le coefficient d'absorption massique en énergie moyen ( $\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ ),

$g$  la fraction moyenne d'énergie perdue par les électrons par rayonnement de freinage (sans unité).

En émettant l'hypothèse (réaliste) d'une perte d'énergie par rayonnement de freinage négligeable ( $1-g = 1.000$  ;  $u = 0.01$  % [45]) pour ce type de faisceaux, il peut être considéré que :

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_i \approx \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho}\right)_i \quad (14)$$

et donc d'après les équations (12) et (14) :

$$K_{w,2cm} = K_{col;w,2cm} = M_u N_K k_1 k_2 \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm} \quad (15)$$

avec,

$K_{col;w,2cm}$  le kerma de collision à 2 cm de profondeur dans l'eau (en Gy).

Lorsque l'équilibre électronique est atteint, nous avons l'égalité suivante :

$$D_{w,2cm} = K_{col;w,2cm} \quad (16)$$

avec,

$D_{w,2cm}$  la dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau (en Gy).

Une détermination de la profondeur d'obtention de l'équilibre électronique dans l'eau pour les faisceaux étudiés est réalisée afin de s'assurer de la vérification de la condition.

Le faisceau le plus énergétique étudié est le faisceau ISO H300 dont la tension d'accélération est de 300 kV. Ainsi, dans le cas le plus défavorable, il existe des électrons de 300 keV contribuant à la dose au point d'intérêt dans l'eau. Or, le parcours maximal de ces électrons dans l'eau, peut être calculé grâce à l'approximation CSDA range (Continuous Slowing Down Approximation). La CSDA d'électrons monoénergétiques de 300 keV, dans l'eau, est  $8.421 \cdot 10^{-2} \text{ g.cm}^{-2}$ . Ainsi, l'équilibre électronique dans l'eau est obtenu, au pire cas, à 0.08421 cm. Le point d'intérêt se situant à 2 cm de profondeur, l'équilibre électronique est bien atteint. Les valeurs des CSDA range dans l'eau et dans l'air sont données en annexe 9 [50].

Ainsi, la dose absorbée dans l'eau au point d'intérêt à 2 cm de profondeur ( $D_{w,2cm}$ ) est donnée par la relation suivante :

$$D_{w,2cm} = M_u N_K k_1 k_2 \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm} \quad (17)$$

Cette démarche théorique est adoptée par les protocoles internationaux de dosimétrie en radiothérapie fondés sur l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. Elle est appliquée dans la suite de ce chapitre aux six faisceaux sélectionnés pour cette étude au travers de quatre protocoles internationaux : le TRS-277 de l'AIEA, le TG-61 de l'AAPM, le NCS-10 et le protocole de l'IPEMB. Le formalisme adopté par ces protocoles que nous allons utiliser font appel à une nomenclature spécifique que nous proposons de mettre en regard des termes présentés dans cette démarche théorique (Tableau 12).



**Tableau 12 : Nomenclature des facteurs de corrections dans l'approche théorique et dans les protocoles.**

Nomenclature démarche théorique	$k_1$	$k_2$	$k_1 k_2$
Nomenclature AIEA TRS 277	$k_u$	$p_u$	$k_u p_u$
Nomenclature AAPM TG-61			$P_{Q, \text{cham}}$
Nomenclature IPEMB			$k_{\text{ch}}$
Nomenclature NCS-10			$k_{\text{ch}}$

## 2.2. Application des protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie

Nous présentons ci-après, dans ce sous-chapitre, les résultats de nos calculs de dose absorbée dans l'eau par application des quatre protocoles internationaux de dosimétrie en radiothérapie, décrits au début de ce chapitre, à deux chambres d'ionisation. Certains des facteurs de corrections ont dû être déterminés car non fournis dans les protocoles.

### 2.2.1. Matériel

Les protocoles internationaux recommandent, pour la dosimétrie des rayons X de moyenne énergie, l'utilisation de chambres d'ionisation à cavités d'air cylindriques. Le protocole AIEA TRS-277 [20] préconise de plus d'utiliser des chambres d'ionisation dont le volume est compris entre 0.1 et 1 cm<sup>3</sup>. Par ailleurs, en accord avec le protocole AAPM TG-61 [19], si la chambre d'ionisation n'est pas étanche, le capot d'étanchéité utilisé ne doit pas laisser un espace d'air supérieur à 0.2 mm entre celui-ci et la paroi extérieure de la chambre d'ionisation. Le matériau utilisé doit être de préférence en plastique (PMMA par exemple). Une chambre d'ionisation de type NE2571 (n° série : 3600) a été choisie comme dosimètre de transfert car répondant aux préconisations des protocoles. Ce type de chambre d'ionisation n'étant pas étanche, un capot d'étanchéité en PMMA spécialement conçu a été réalisé en respectant les spécifications des protocoles. Ce capot est présenté Figure 25 avec, à l'intérieur des grains de silice. Le capot venant d'être retiré de l'eau, son étanchéité a ainsi été vérifiée. Qu'il s'agisse de mesures dans l'air ou dans l'eau, le capot d'étanchéité a été systématiquement utilisé. Les chambres d'ionisation NE2571 présentent l'avantage d'avoir fait l'objet de multiples études référencées dans la littérature et proposant des méthodes de détermination des facteurs de correction intervenant dans les protocoles.



Figure 25 : Capot d'étanchéité en PMMA pour la chambre d'ionisation NE2571.

Une chambre d'ionisation de type PTW31010 (n° série : 2894) de  $0.125 \text{ cm}^3$  de volume a également été utilisée. Ce modèle de chambre d'ionisation, bien que moins usité, présente l'avantage d'être étanche et de répondre aux exigences des protocoles en termes de volume et géométrie. Ainsi, la comparaison des résultats issus de ces deux types de chambres d'ionisation permettra de valider la méthode de détermination de la dose absorbée dans l'eau. Il est à noter que la distance au foyer et l'épaisseur de parois des chambres d'ionisation utilisées sont suffisantes pour assurer l'équilibre électronique dans les faisceaux de rayons X étudiés. L'utilisation d'un capuchon d'équilibre électronique n'est donc pas requise.

Un fantôme de radiothérapie ( $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ ) a été utilisé, en accord avec les protocoles, pour les mesures au point de référence dans l'eau. Une adaptation de ce fantôme a été nécessaire afin de pouvoir réaliser les mesures à la profondeur d'eau requise. La fenêtre d'entrée a été déplacée de la face externe vers la face interne du fantôme comme illustré Figure 78. La fenêtre d'entrée du fantôme est un disque en quartz et mesure  $0.8 \text{ mm}$  d'épaisseur.

## 2.2.2. Méthodes

La méthode utilisée pour la détermination de la dose absorbée à  $2 \text{ cm}$  de profondeur dans l'eau est celle des protocoles et reprend la démarche théorique décrite précédemment. Les chambres d'ionisation choisies pour effectuer les mesures sont tout d'abord étalonnées en termes de kerma dans l'air. Une fois le coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air établi, la mesure, au point d'intérêt dans l'eau est réalisée. Enfin, les facteurs de correction nécessaires au calcul de la dose absorbée sont déterminés.

### 2.2.2.1. Le coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air ( $N_K$ )

Le kerma dans l'air est déterminé grâce à la chambre à parois d'air de référence du laboratoire [21]. Les mesures sont réalisées à  $120 \text{ cm}$  de la source afin de minimiser les phénomènes de diffusion (sur les dispositifs de collimation notamment) qui pourraient perturber la mesure. Les conditions dans lesquelles le kerma est mesuré sont celles ayant fait l'objet de comparaisons internationales et de validations [45, 51]. Dans le cas le plus défavorable, les électrons les plus énergétiques contribuant à la dose au point d'intérêt sont de  $300 \text{ keV}$ . D'après la littérature, le CSDA range est  $9.528 \cdot 10^{-2} \text{ g.cm}^{-2}$ . Ainsi, au pire cas, l'équilibre électronique est atteint à  $79 \text{ cm}$  de la source dans l'air : les conditions

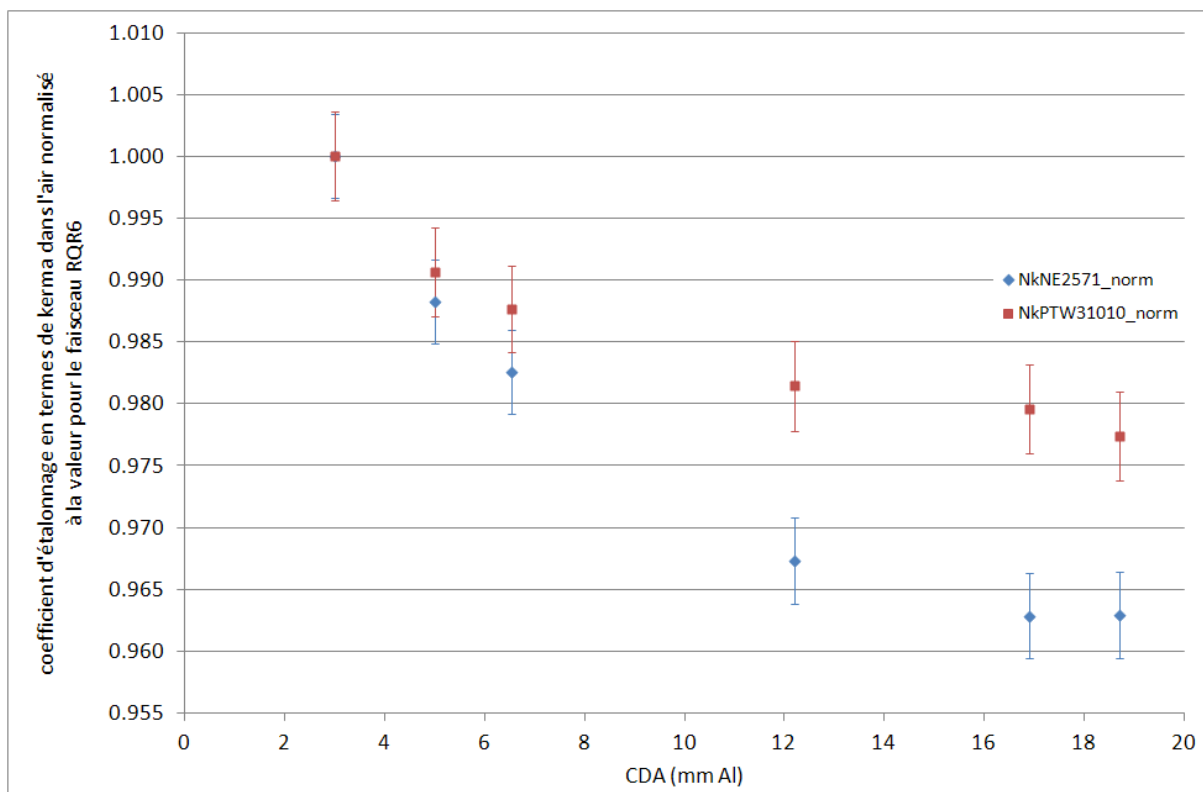
d'équilibre électronique sont donc obtenues pour la réalisation des mesures avec la chambre à parois d'air. Pour les mesures réalisées avec les chambres d'ionisation, la paroi suffit à assurer l'équilibre électronique.

Le Tableau 13 regroupe les valeurs des coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air pour les six faisceaux d'intérêt pour les deux chambres d'ionisation utilisées.

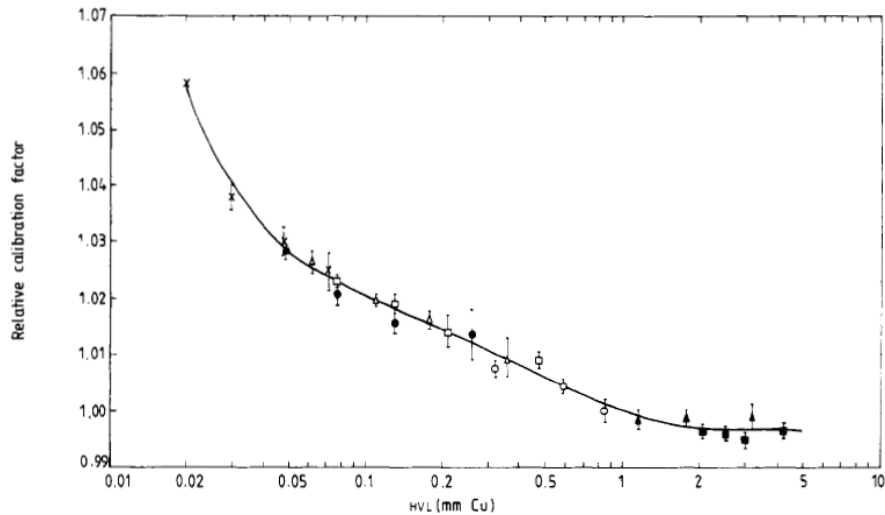
**Tableau 13 : Synthèse des valeurs des coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air pour les six faisceaux et les deux chambres d'ionisation utilisées.**

Faisceau	Chambre d'ionisation			
	NE2571		PTW31010	
	$N_K$ (Gy/C)	$uN_K$ (%)	$N_K$ (Gy/C)	$uN_K$ (%)
RQR6	4.24E+07	0.34	2.60E+08	0.36
RQR9	4.19E+07	0.34	2.58E+08	0.36
RQR10	4.17E+07	0.34	2.57E+08	0.35
CCRI180	4.10E+07	0.35	2.55E+08	0.36
CCRI250	4.08E+07	0.34	2.55E+08	0.36
ISO H300	4.08E+07	0.35	2.54E+08	0.36

La variation des coefficients d'étalonnage des deux chambres d'ionisation (NE2571 et PTW31010) en fonction de la CDA (mm Al) se trouve Figure 26. Le même comportement est observé pour les deux chambres d'ionisation dans le domaine d'énergie étudié, à savoir une augmentation d'autant plus rapide de la valeur du coefficient que l'énergie du faisceau diminue.



**Figure 26 : Coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air normalisés à la valeur pour le faisceau RQR6 pour les deux chambres d'ionisation NE2571 et PTW31010 en fonction de la CDA exprimée en mm d'Al.**



Variation of the relative calibration factor with HVL (mm Cu) of the NE 2571 graphite cylindrical chamber for radiation qualities 50 kV (x), 80 kV (●), 100 kV (Δ), 120 kV (□), 150 kV (○), 200 kV (▲) and 250 kV (■).

**Figure 27 : Variation du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air, pour une chambre d'ionisation NE2571, normalisé à sa valeur pour une CDA de 1 mm de Cu, dans des faisceaux de différentes tensions d'accélération en fonction de la CDA exprimée en mm de Cu [52].**

Cette observation est en accord avec des représentations de coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air relevés dans la littérature dont un exemple est présenté Figure 27 [52]. Cette tendance trouve son explication dans la dépendance de l'influence de la paroi et du capot d'étanchéité de la chambre d'ionisation avec l'énergie du faisceau. Ces matériaux ont tendance à réduire le signal mesuré par la chambre d'ionisation lorsque l'énergie du faisceau diminue ; ce qui se traduit par une augmentation du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. Cette variation nécessite une correction qui sera discutée en 2.2.2.3.

#### 2.2.2.2. La mesure dans l'eau par chambre d'ionisation ( $M_u$ )

La chambre d'ionisation est positionnée telle que le centre géométrique du volume sensible se situe à 2 cm de profondeur dans l'eau. Ainsi, à la différence des mesures dans les faisceaux de photons de haute énergie (lorsque le protocole TRS 277 est appliqué), il n'y a pas de déplacement radial à considérer. La chambre d'ionisation n'est pas décalée pour prendre en compte la perturbation liée à son volume d'air (déplacement d'eau). Cet effet est en fait pris en compte au moyen d'un facteur de correction. Le positionnement à la profondeur souhaitée (centre géométrique de la chambre à 2 cm de profondeur dans l'eau) est obtenu grâce à un système de cales. Chaque épaisseur de cale est associée à un type de chambre d'ionisation (Figure 28).



Figure 28: Positionnement de la chambre d'ionisation PTW 31010 à 2 cm de profondeur dans l'eau à l'aide de cales.

La lecture de la chambre d'ionisation a alors été corrigée des facteurs de correction de température, pression, hygrométrie, polarité et recombinaison présentés en 2.1.

Le facteur de correction de l'humidité est pris égal à 1. L'incertitude associée à ce facteur est de 0.03 %. Le facteur de correction de polarité est différent de 1 lorsque la polarité de la chambre d'ionisation utilisée pour les mesures est différente de la polarité utilisée pour l'établissement du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. Dans cette étude, les polarités ont été choisies identiques. Ainsi, le facteur de correction de polarité n'est pas appliqué. La détermination des facteurs de recombinaison a été effectuée pour les six faisceaux en appliquant la formule présentée en 2.1. Les valeurs obtenues sont dans les incertitudes de mesures. Ainsi, pour tous ces faisceaux la valeur du  $k_{rec}$  est prise égale à 1 avec une incertitude associée de 0.05 %. La Figure 29 représente les valeurs des facteurs de correction de la recombinaison pour la chambre d'ionisation NE2571 dans les six faisceaux étudiés.

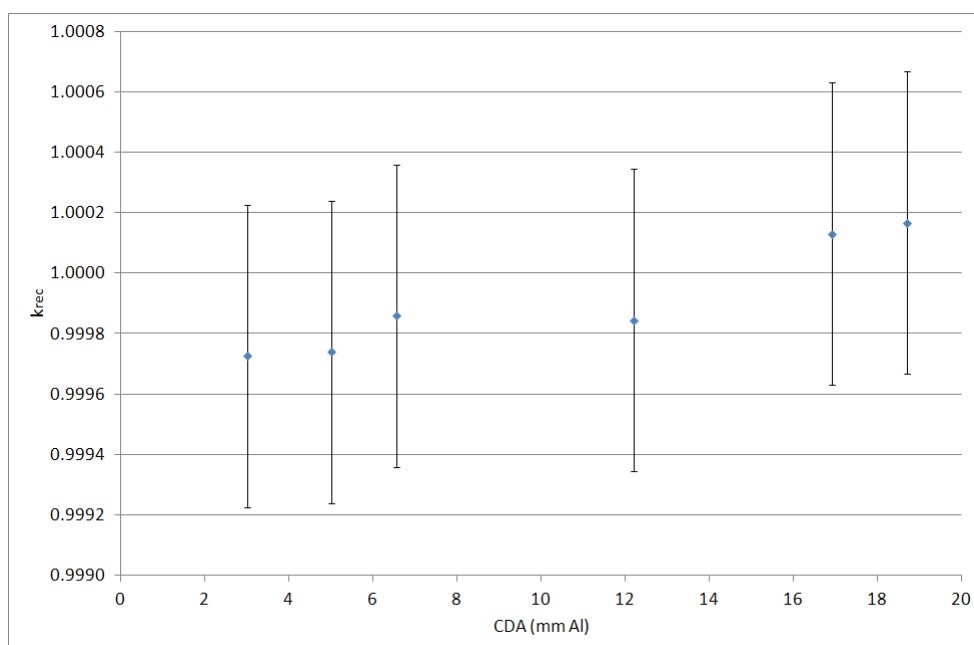


Figure 29 : Facteurs de correction de la recombinaison dans l'eau pour la chambre d'ionisation NE2571 dans les six faisceaux étudiés en fonction de la CDA des faisceaux (mm Al).

### 2.2.2.3. Les facteurs de correction

#### 2.2.2.3.1. *Le protocole AIEA TRS-277*

Le protocole AIEA TRS-277 fondé sur l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air propose la formule suivante :

$$D_{w,2cm} = M_u N_K k_u \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm} p_u \quad (18)$$

avec,

$D_{w,2cm}$  la dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau (en Gy),

$M_u$  la lecture corrigée (des conditions atmosphériques : température, pression ; de l'humidité ; de la recombinaison ; de la polarité) de la chambre d'ionisation (en C),

$N_K$  le coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air de la chambre d'ionisation (en Gy.C<sup>-1</sup>),

$k_u$  le facteur de correction (notée  $k_1$  dans la démarche théorique en 2.1) prenant en compte la dépendance de la réponse de la chambre avec l'énergie du faisceau (entre l'énergie moyenne du faisceau lors de l'étalonnage dans l'air et l'énergie moyenne du faisceau lors des mesures dans l'eau),

$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$  le rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau et de l'air,

$p_u$  le facteur de prise en compte des perturbations dosimétriques (noté  $k_2$  dans la démarche théorique en 2.1).

La suite de ce paragraphe présente les facteurs de correction intervenant dans l'équation (16) et propose une méthode de détermination de certains d'entre eux lorsque non disponibles dans les protocoles.

*$k_u$ , le facteur de correction prenant en compte la dépendance de la réponse de la chambre d'ionisation avec l'énergie du faisceau.*

Le protocole AIEA TRS-277 autorise l'utilisation de  $k_u$  égal à l'unité s'il est vérifié que la variation de la réponse de la chambre d'ionisation avec l'énergie n'excède pas +/- 2 % pour des faisceaux allant de CDA comprises entre 2 mm d'aluminium et 3 mm de cuivre et des tensions d'accélération allant de 70 kV à 250 kV. Ces hypothèses sont vérifiées ci-après.

Ce facteur possède deux composantes :

- La première tient compte du fait qu'en général il existe une différence entre la qualité du faisceau de l'utilisateur et celle du laboratoire dans lequel le coefficient d'étalonnage est établi. Dans le cas particulier de notre étude, le faisceau d'utilisation et le faisceau d'étalonnage sont rigoureusement les mêmes. Ainsi cette première composante du facteur de correction est égale à 1.
- La seconde composante corrige de la prise en compte de la différence de la réponse de la chambre d'ionisation engendrée par la différence entre le spectre au point de mesure dans l'air lors de l'étalonnage et le spectre au point d'intérêt à 2 cm de profondeur dans l'eau.

En l'absence de série de valeurs et de méthode de calcul de ce terme dans le protocole, nous proposons la réalisation de la détermination de la valeur de la seconde composante du facteur de correction comme suit. Pour chacun des six faisceaux, une détermination du spectre au point de mesure à 2 cm de profondeur dans l'eau a été réalisée par simulation numérique utilisant la méthode de Monte-Carlo (MCNPX). Ensuite, à l'aide de programmes issus de la littérature (Spekcalc, XCOMP5), une sélection de spectres dans l'air proches, en termes de distribution spectrale et de CDA, des spectres dans l'eau précédemment calculés a été réalisée. Une recherche de la filtration à utiliser pour l'obtention de ces spectres dans l'air « équivalent eau » a été menée. L'exemple d'un spectre dans l'air « équivalent » au spectre à 2 cm de profondeur dans l'eau est présenté Figure 30 pour le faisceau RQR9 (120 kV). Les spectres « équivalent eau » relatifs aux autres faisceaux se trouvent en annexe 10.

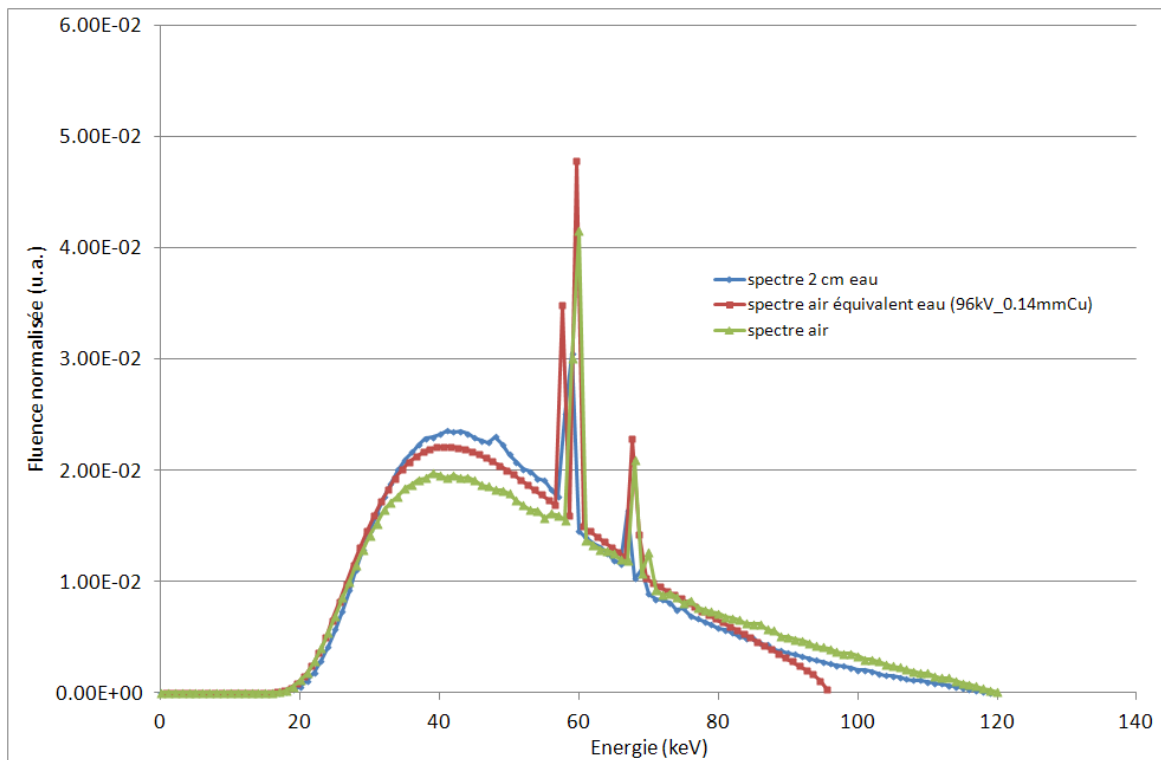


Figure 30: Exemple de spectre dans l'air « équivalent » au spectre à 2 cm de profondeur dans l'eau pour le faisceau RQR9 (120 kV).

Enfin, le coefficient d'étalonnage des chambres d'ionisation utilisées (NE2571 et PTW31010) a été mesuré pour ces spectres « équivalent eau », la valeur de référence ayant été déterminée au moyen de la chambre primaire à parois d'air. Le coefficient d'étalonnage des chambres d'ionisation pour chacun des faisceaux « équivalent eau » considérés est comparé au coefficient d'étalonnage du faisceau d'intérêt dans l'air qui lui est associé. Une synthèse des valeurs des rapports des coefficients d'étalonnage, et donc, par définition, de  $k_u$ , pour chacun des six faisceaux et pour les deux chambres d'ionisation utilisées est présentée Tableau 14. La valeur de  $k_u$  est déterminée comme le rapport du coefficient d'étalonnage du faisceau « équivalent eau » sur le coefficient d'étalonnage du faisceau étudié. L'incertitude type associée à la valeur de  $k_u$  est 0.48 % pour la chambre d'ionisation NE2571 et 0.51 % pour la chambre d'ionisation PTW31010. Cette valeur a été obtenue comme la somme quadratique des incertitudes associées aux deux coefficients d'étalonnage intervenant dans le rapport et considérés indépendants.

**Tableau 14 : Synthèse des valeurs du facteur  $k_u$  pour les six faisceaux étudiés et les deux chambres d'ionisation utilisées.**

Faisceau	Chambre d'ionisation			
	NE2571		PTW31010	
	$k_u$	$u_{k_u}$ (%)	$k_u$	$u_{k_u}$ (%)
RQR6	0.994	0.48	1.020	0.51
RQR9	1.014	0.48	1.012	0.51
RQR10	0.990	0.48	0.988	0.51
CCRI180	1.005	0.48	1.010	0.51
CCRI250	1.010	0.48	0.999	0.51
ISO H300	1.017	0.48	1.004	0.51

Ainsi, pour les deux chambres d'ionisation utilisées, quel que soit le faisceau, la variation du coefficient d'étalonnage et donc de la réponse de la chambre d'ionisation avec l'énergie, est inférieure à +/- 2.0 %. La valeur de  $k_u$  est donc prise égale à 1 avec une incertitude associée de 2 %.

La méthode proposée implique de connaître le coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air de la chambre d'ionisation dans les faisceaux « équivalent eau » déterminés. Cette connaissance n'est pas toujours à la portée des installations cliniques. Une autre méthode consiste à déterminer le facteur  $k_u$  à partir de la variation des coefficients d'étalonnage des faisceaux à disposition. Les valeurs des variations des coefficients d'étalonnage se trouvent dans le Tableau 15.

L'incertitude type associée au rapport des coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air pour la chambre d'ionisation NE2571 est de 0.48 % et de 0.51 % pour la chambre d'ionisation PTW31010.

Par cette seconde méthode, les variations des  $N_K$  pour les faisceaux encadrant les faisceaux d'intérêt sont inférieures à 2 %. Les résultats sont en accord avec ceux issus de la précédente méthode et confirment la possibilité de prendre une valeur de  $k_u$  égale à 1 avec une incertitude type associée de 2 % ( $k = 1$ ).



**Tableau 15 : Calcul de la variation des coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air pour les deux chambres d'ionisation utilisées : détermination de  $k_{air}$ .**

Faisceau	Mode de détermination	Rapport des coefficients d'étalonnages en termes de kerma dans l'air	
		NE2571	PTW31010
RQR6	$N_{K,RQR9}/N_{K,RQR6}$	1.01	1.01
RQR9	$N_{K,RQR6}/N_{K,RQR10}$	1.02	1.01
RQR10	$N_{K,RQR9}/N_{K,CCRI180}$	1.02	1.01
CCRI180	$N_{K,RQR10}/N_{K,CCRI250}$	1.02	1.01
CCRI250	$N_{K,CCRI180}/N_{K,ISOH300}$	1.00	1.00
ISO H300	$N_{K,CCRI250}/N_{K,ISOH300}$	1.00	1.00

$\left[ \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$  le rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau sur l'air

Le rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau et de l'air est déterminé grâce à la distribution spectrale de la fluence énergétique au point d'intérêt à 2 cm de profondeur dans l'eau pondérée par les coefficients d'absorption massique en énergie de l'eau et de l'air pour chacun des faisceaux. Les spectres utilisés ici sont ceux que nous avons déterminés par simulation utilisant les codes de Monte-Carlo. Les coefficients d'absorption massique sont issus des données de Boone [53]. Une série de valeurs de ce rapport est proposée dans le protocole AIEA TRS-277. Il s'agit de données issues des travaux de Grosswendt [54]. Les séries sont représentées Figure 31. Toutes les sources de valeurs des coefficients d'absorption massique en énergie sont fondées sur les valeurs des coefficients d'interaction publiées par Hubbell et Hubbell et Seltzer [19, 55-56]. Le coefficient d'absorption massique en énergie  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$  pour un élément cible donné est défini par la formule suivante [57] :

$$\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \frac{N_A}{uA} \sum_j f_j (1 - g_j) \sigma_j \quad (19)$$

avec,

$N_A$  la constante d'Avogadro,

$u$  l'unité de masse atomique,

$A$  la masse atomique de l'élément cible,

$f_j$  la fraction moyenne de l'énergie des photons incidents qui est transférée sous forme d'énergie cinétique aux particules chargées lors d'un processus d'interaction  $j$  avec l'élément cible.  $j$  désigne l'effet photoélectrique, la diffusion incohérente (effet Compton), la production de paires et de triplet,

$g_j$  la fraction moyenne de l'énergie cinétique des particules secondaires chargées produites par une interaction  $j$  perdue par processus radiatif,

$\sigma_j$  les sections efficaces relatives aux processus d'interaction précédemment cités et référencés dans la base de données du NIST.

Ainsi, la détermination des valeurs des coefficients d'absorption massique en énergie est effectuée à partir des valeurs des sections efficaces ainsi que des expressions des fractions d'énergie transférée lors de l'interaction pour les différents processus. Une description de la méthode de détermination de ces coefficients est donnée par Seltzer [57]. Les incertitudes associées aux coefficients d'absorption massique en énergie sont mal connues. Une incertitude forfaitaire de 2.0 % est choisie pour la valeur des rapports des coefficients d'absorption massique en énergie de l'eau et de l'air pondérés par la distribution spectrale de la fluence en énergie à 2 cm de profondeur dans l'eau.

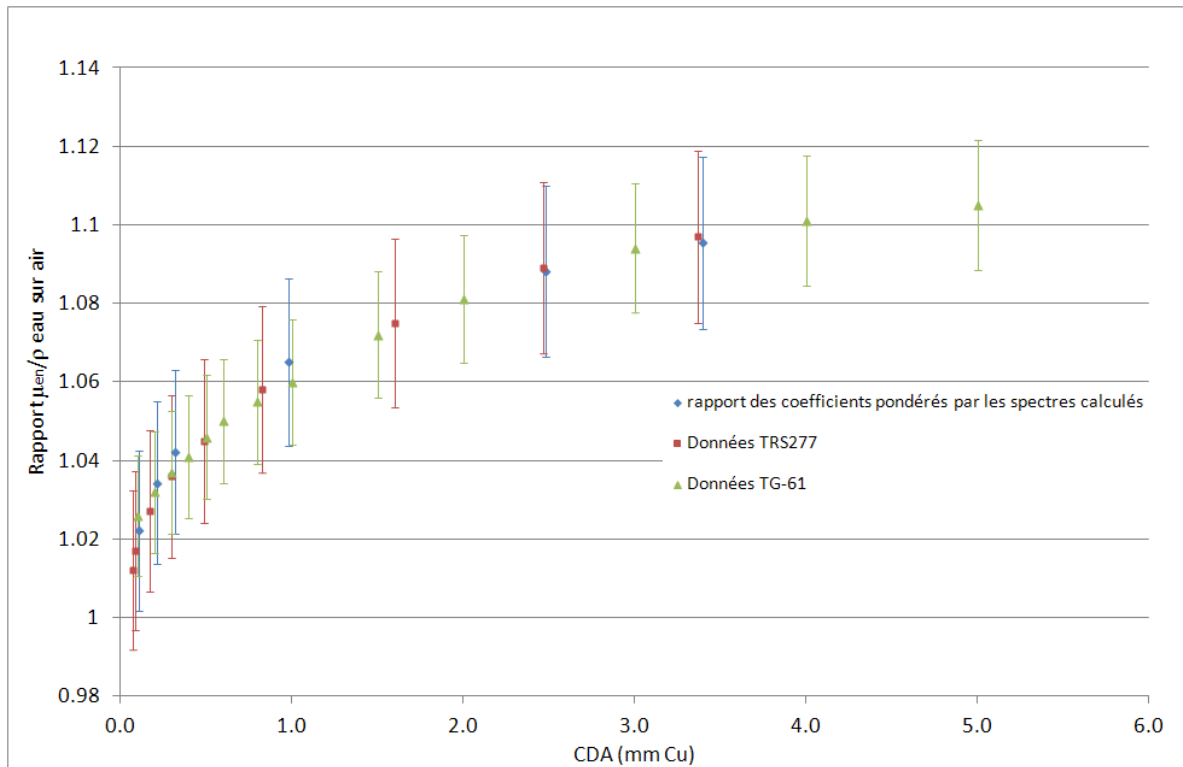


Figure 31 : Evolution du rapport des coefficients d'atténuation massique en énergie moyens de l'eau sur l'air avec la CDA en millimètres de cuivre ; données protocole AIEA TRS-277, données protocole TG-61 et pondération par les spectres calculés.

Les valeurs que nous avons obtenues par pondération grâce aux spectres calculés avec MCNPX montrent un bon accord avec la série de valeurs proposée dans le protocole AIEA TRS-277.

$p_w$ , le facteur de prise en compte des perturbations dosimétriques

Le facteur de correction des perturbations ( $p_w$ ) prend en compte l'effet, sur la mesure de la chambre d'ionisation, du déplacement d'eau induit par la chambre d'ionisation elle-même (volume de la cavité d'air plus sa paroi). Ce facteur ne corrige pas des effets de la paroi ni du capot d'étanchéité, ceux-ci sont déjà pris en compte dans le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation. La démarche utilisée pour la détermination de la valeur de ce facteur de correction s'inspire de celle proposée par Ma et Nahum [58] mais nécessite néanmoins des simulations Monte-Carlo que nous avons réalisées.

Soit  $K'_{air,u}$  le kerma dans l'air au centre d'une cavité d'air, de dimensions égales aux dimensions extérieures de la chambre d'ionisation, plongée dans l'eau. On a, d'après l'équation (3) :

$$K'_{air,u} = M_u N_k k_u = \int \Psi'_E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} dE \quad (20)$$

$K'_{air,u}$  peut être obtenu en intégrant le coefficient de transfert massique dans l'air sur la distribution spectrale de la fluence énergétique au centre de la cavité d'air dans le fantôme (notée  $\Psi'_E$ ).

$\Psi'_E$  est composée des photons du faisceau primaire ainsi que des photons diffusés provenant du milieu environnant. La perturbation de la fluence dans la cavité d'air est négligée.

Soit  $K_{air,u}$  le kerma dans l'air à la profondeur du centre de la chambre d'ionisation, dans l'eau, en l'absence de la chambre d'ionisation :

$$K_{air,u} = M_u N_k k_u P_u = \int \Psi_E \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} dE \quad (21)$$

$K_{air,u}$  peut être obtenu en intégrant le coefficient de transfert massique en énergie dans l'air sur la fluence énergétique des photons à la profondeur du centre de la cavité dans le fantôme non perturbé (notée  $\Psi_E$ ).

La Figure 32 illustre les deux grandeurs évoquées.

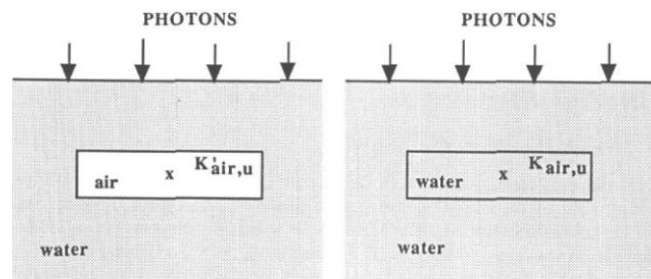


Figure 32 : Illustration des grandeurs  $K_{air,u}$  et  $K'_{air,u}$ . Représentation issue de la publication de Ma et Nahum [58].

L'hypothèse d'une perte d'énergie par rayonnement de freinage négligeable peut être formulée [45], ce qui se traduit par l'équivalence suivante :

$$\left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \approx \left( \frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right) \quad (22)$$

Le kerma dans l'air peut être converti en kerma dans l'eau au même point en appliquant le rapport des coefficients de transfert massiques de l'eau sur l'air pondérés par le spectre de photons au même point dans le milieu non perturbé. La dose absorbée dans l'eau peut être approximée par le kerma dans l'eau

d'après l'hypothèse précédemment énoncée (équation 20) et sous réserve de l'obtention de l'équilibre électronique au point de mesure (cette hypothèse est vérifiée).

Ainsi, sous l'hypothèse d'une faible différence entre les rapports des coefficients d'atténuation massiques en énergie de l'eau et de l'air pondérés par  $\Psi'_E$  d'une part et  $\Psi_E$  d'autre part, le facteur de perturbation  $p_u$  peut s'écrire :

$$p_u = \frac{K_{air,u}}{K'_{air,u}} \approx \frac{K_{w,u}}{K'_{w,u}} \quad (23)$$

En pratique, le facteur est déterminé par simulation Monte-Carlo (MCNPX). Il s'agit du rapport du kerma dans l'eau à la profondeur de référence dans l'eau non perturbée sur le kerma dans une cavité d'eau de faible densité : égale à celle de l'air, plongée dans l'eau. Les simulations se font en mode P (photons, sans transport d'électrons, aussi appelé approximation kerma). Le volume considéré est celui de la chambre d'ionisation, sa paroi ainsi que le capot d'étanchéité pour la chambre d'ionisation NE2571 (Figure 33).

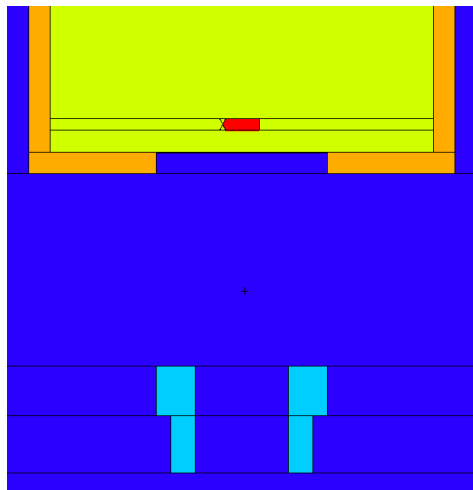


Figure 33 : Géométrie MCNPX pour la détermination du facteur de correction des perturbations ( $p_u$ ) concernant la chambre d'ionisation NE2571 (en bleu clair le collimateur secondaire carré en plomb, en bleu l'air, en rouge le volume de la cavité, sa paroi et le capot d'étanchéité, en jaune l'eau, en orange le PMMA du fantôme).

Tableau 16 : Synthèse des valeurs du facteur  $p_u$  pour les six faisceaux et les deux chambres d'ionisation utilisées.

Faisceau	$p_u$	
	NE2571	PTW31010
RQR6	0.9714	0.9783
RQR9	0.9854	0.9904
RQR10	0.9894	0.9938
CCRI180	0.9984	1.0015
CCRI250	0.9968	0.9997
ISO H300	0.9956	0.9985

Les valeurs des facteurs de perturbation  $p_u$ , obtenues par simulation Monte-Carlo, sont présentées dans le Tableau 16. L'incertitude associée à ce facteur de correction est de 0.057 %.

Le protocole AIEA TRS-277 propose une série de données pour ce facteur de correction. La comparaison est faite sur la Figure 34. Afin d'effectuer une comparaison directe entre les deux séries de valeurs, les données présentées Figure 34 sont calculées avec MCNPX pour une chambre d'ionisation NE2571 sans capot d'étanchéité. L'incertitude associée aux valeurs des facteurs de perturbation issues du protocole est de 2.0 %.

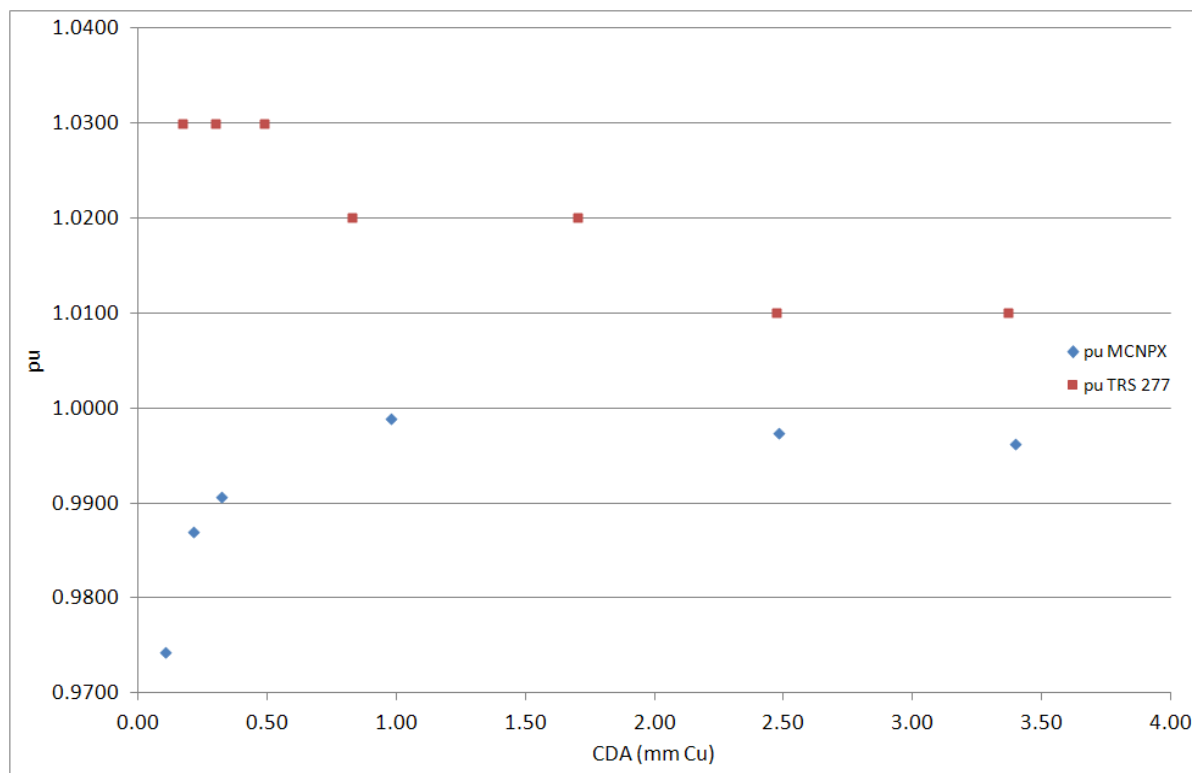


Figure 34 : Comparaison des valeurs des facteurs de correction de perturbation ( $p_w$ ) pour une chambre d'ionisation NE2571 calculés par MCNPX pour les six faisceaux d'intérêt et issus du protocole AIEA TRS-277.

Les valeurs calculées sont significativement inférieures à celles issues du protocole. Le protocole AIEA TRS-277 n'offre que peu de détails sur la méthode de calcul de ce facteur de correction ainsi que sur sa définition, c'est-à-dire sur les corrections qu'il prend effectivement en compte (interrogation sur la prise en compte d'un effet de manche, de la dépendance de la réponse de la chambre d'ionisation avec la variation angulaire de la distribution spectrale entre l'air et l'eau...).

Le protocole AIEA TRS-398 apporte quelques précisions supplémentaires par rapport au protocole AIEA TRS-277 sur les facteurs de correction à prendre en compte pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau. En effet, un facteur de prise en compte des perturbations dosimétriques introduites par l'utilisation d'un capot d'étanchéité doit être appliqué. Pour cette étude, un capot d'étanchéité a été utilisé pour les mesures avec la chambre d'ionisation NE2571. Cependant, ce capot a à la fois été utilisé pour les mesures dans l'eau mais également pour la réalisation des étalonnages dans l'air. Ainsi, sous réserve d'une faible différence de perturbation de la distribution spectrale de la fluence en photons dans l'air et dans l'eau induite par le capot d'étanchéité, le facteur de correction de l'influence de ce capot peut être pris égal à 1 (incertitude associée 0.3 %).

De plus, l'influence du manche de la chambre d'ionisation sur la lecture doit également être considérée. La correction globale de l'influence du manche sur la valeur de la dose absorbée est le rapport de l'influence du manche dans l'eau ( $k_{manche\_eau}$ ) dans les conditions de mesures de  $M_u$  et de l'influence dans l'air ( $k_{manche\_air}$ ) dans les conditions de réalisation du coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. L'équation de détermination de la valeur de la dose absorbée dans l'eau par application du protocole peut alors s'écrire :

$$D_{w,2cm} = M_u \frac{K_{air}}{M_{u,air}} \frac{k_{manche\_eau}}{k_{manche\_air}} \prod_i k_i \quad (24)$$

avec  $k_i$  les différents facteurs de correction apparaissant dans l'équation (16), ainsi que l'éventuel facteur de correction des perturbations induites par le capot d'étanchéité.

Les mesures réalisées dans les deux situations (air et eau) pour les deux chambres d'ionisation utilisées permettent de prendre une valeur de facteur de correction globale de l'influence du manche égale à 1 avec une incertitude type associée comprise entre 0.10 % et 0.24 % en fonction de la chambre d'ionisation et du faisceau considéré.

L'application rigoureuse du protocole AIEA TRS-277 semble difficile étant donné le manque d'informations relatives au facteur de correction de perturbation  $p_u$ . Ainsi, il apparaît intéressant de considérer d'autres approches comme celle du protocole AAPM TG-61 abordant la question de la détermination de la dose absorbée dans l'eau de manière plus pratique.

#### 2.2.2.3.2. Le protocole AAPM TG-61

La démarche proposée par le protocole AAPM TG-61 est similaire à celle du protocole AIEA TRS-277. Parmi les deux méthodes proposées dans le protocole celle retenue est la méthode dite « in-phantom » car plus adaptée à la détermination de la dose absorbée en profondeur. Ainsi, la dose absorbée dans l'eau à 2 cm de profondeur est déterminée grâce à la formule suivante :

$$D_{w,z=2cm} = M_u N_K P_{Q, cham} P_{sheath} \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{water} \quad (25)$$

De la même manière qu'en 2.2.2.3.1. pour le protocole AIEA TRS-277, les facteurs de correction intervenant dans l'équation (25) vont être détaillés dans ce paragraphe.

$P_{sheath}$ , le facteur de correction de l'absorption et de la diffusion dans le capot d'étanchéité (si présent).

Il s'agit du facteur de correction de l'influence du capot d'étanchéité comme indiqué précédemment. Pour cette étude, ce facteur est considéré égal à 1. L'incertitude type associée est de 0.3 %.

$$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm} \text{ le rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau sur l'air}$$

Le rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau et de l'air est également utilisé dans l'application du protocole AIEA TRS-277. Une série de valeurs pour ce rapport est donnée dans le protocole TG-61. La représentation de ces valeurs, sur la Figure 31, apparaît en bon accord avec les valeurs du protocole AIEA TRS-277. L'incertitude associée aux valeurs de ce rapport issues du protocole est de 1.5 %.

$P_{Q, \text{cham}}$ , le facteur de correction global

Ce facteur prend en compte la modification de la réponse de la chambre d'ionisation due :

- au déplacement d'eau induit par la chambre d'ionisation elle-même (cavité et paroi)
- à la présence du manche de la chambre d'ionisation,
- à la modification de l'énergie et de la distribution angulaire du faisceau de photons dans

le fantôme comparativement à celui utilisé pour l'étalonnage dans l'air.

Il correspond au produit des termes  $k_1.k_2$  de la nomenclature utilisée dans la démarche théorique.

Une écriture détaillée de ce facteur de correction est proposée en annexe du protocole :

$$P_{Q, \text{cham}} = P_{E, \theta} P_{\text{stem, water}} P_{\text{dis}} \quad (26)$$

avec,

$P_{E, \theta}$  le facteur de prise en compte de la modification du coefficient d'étalonnage due au changement de la distribution spectrale en énergie et angulaire du faisceau de photons.

$P_{\text{stem, water}}$  le facteur de prise en compte global de l'influence du manche de la chambre d'ionisation sur la mesure (influence lors de l'étalonnage dans l'air et des mesures dans l'eau).

$P_{\text{dis}}$  le facteur de correction prenant en compte la modification du kerma dans l'air au point de mesure dû au déplacement d'eau induit par le volume de la cavité, sa paroi ainsi que l'éventuel capot d'étanchéité.

Ainsi, la formule de détermination de la dose absorbée dans l'eau à 2 cm de profondeur peut s'écrire :

$$D_{w, z=2cm} = M_u N_k P_{E, \theta} P_{\text{stem, water}} P_{\text{dis}} P_{\text{sheath}} \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{\text{water}} \quad (27)$$

Le protocole AAPM offre une série de valeur pour le facteur global de correction  $P_{Q, \text{cham}}$  intervenant dans cette équation (Table VIII du protocole AAPM TG-61). L'incertitude associée à ces valeurs est 1.5 %. Afin de pouvoir appliquer ces valeurs, il faut s'assurer de la bonne correspondance des conditions de mesure de la présente étude avec celle du protocole. Or, les données du protocole sont établies pour une chambre d'ionisation NE2571 positionnée telle que son centre géométrique se trouve à 2 cm de profondeur dans l'eau avec un champ carré de 10 x 10 cm<sup>2</sup> dans le plan de référence. Dans cette étude, l'étalonnage est réalisé avec un champ circulaire de 8 cm de diamètre ainsi, une prise en compte de la différence de ces conditions géométriques sur le facteur de correction de l'influence du manche de la chambre d'ionisation dans l'air doit être faite. Le facteur relatif à cette correction est le rapport de  $k_{\text{manche,air}10 \times 10}$  facteur de correction de l'influence du manche dans l'air en champ 10 x 10 cm<sup>2</sup> sur  $k_{\text{manche,air}8}$  facteur de correction dans l'air en champ 8 cm de diamètre, il est noté :

$$\frac{k_{\text{mancheair}10 \times 10}}{k_{\text{mancheair}8}} \quad (28)$$

De plus, à la différence des mesures réalisées dans cette étude, le protocole considère une chambre d'ionisation NE2571 utilisée dans l'eau avec un capot d'étanchéité mais étalonnée dans l'air sans ce capot. Ainsi, la prise en compte ou non du capot d'étanchéité dans la détermination du facteur d'influence du déplacement de l'eau induit l'application d'un facteur de correction supplémentaire. Ce facteur est défini comme le rapport du facteur de prise en compte du déplacement d'eau lorsque la chambre d'ionisation est équipée du capot ( $k_{\text{dis,avec\_capot}}$ ) sur la valeur de ce même facteur lorsque la chambre d'ionisation ne possède pas de capot d'étanchéité ( $k_{\text{dis,sans\_capot}}$ ). Il s'écrit :

$$\frac{k_{\text{dis,avec\_capot}}}{k_{\text{dis,sans\_capot}}} \quad (29)$$

Finalement, l'équation s'écrit, dans le cas particulier de cette étude :

$$D_{w,z=2\text{cm}} = M_u N_k P_{E,\theta} P_{\text{stem,water}} \frac{k_{\text{mancheair}10 \times 10}}{k_{\text{mancheair}8}} P_{\text{dis}} \frac{k_{\text{dis,avec\_capot}}}{k_{\text{dis,sans\_capot}}} P_{\text{sheath}} \left[ \left( \frac{\overline{\mu_{\text{en}}}}{\rho} \right)_{w,\text{air}} \right]_{\text{water}} \quad (30)$$

Ou :

$$D_{w,z=2\text{cm}} = M_u N_k P_{Q,\text{cham}} \frac{k_{\text{mancheair}10 \times 10}}{k_{\text{mancheair}8}} \frac{k_{\text{dis,avec\_capot}}}{k_{\text{dis,sans\_capot}}} P_{\text{sheath}} \left[ \left( \frac{\overline{\mu_{\text{en}}}}{\rho} \right)_{w,\text{air}} \right]_{\text{water}} \quad (31)$$



Des mesures réalisées pour les deux chambres d'ionisation utilisées, dans les six faisceaux, ont permis d'établir que la valeur du rapport des facteurs correctifs de l'influence du manche de la chambre d'ionisation dans l'air avec les deux tailles de champ peut être considérée égale à 1. L'incertitude type associée est comprise entre 0.10 % et 0.24 %.

On obtient alors :

$$D_{w,z=2cm} = M_u N_k P_{Q,cham} \frac{k_{dis,avec\_capot}}{k_{dis,sans\_capot}} \left[ \left( \frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{water} \quad (32)$$

De plus, les facteurs de prise en compte de l'influence du déplacement d'eau sur la lecture de la chambre d'ionisation avec et sans capot ont été calculés par simulation Monte-Carlo. Il s'agit du facteur de correction «  $p_u$  » du protocole AIEA TRS-277 présenté en 2.2.2.3.1. Les valeurs calculées de ce facteur pour une chambre d'ionisation NE2571 avec et sans capot d'étanchéité sont présentées Figure 35. L'incertitude type associée est de 0.06 %. Sur ce graphe, a été représentée ce même facteur déterminé par Seuntjens [59] dont les valeurs sont en accord avec les travaux de Ma et Nahum [58] auquel le protocole AAPM TG-61 fait référence.

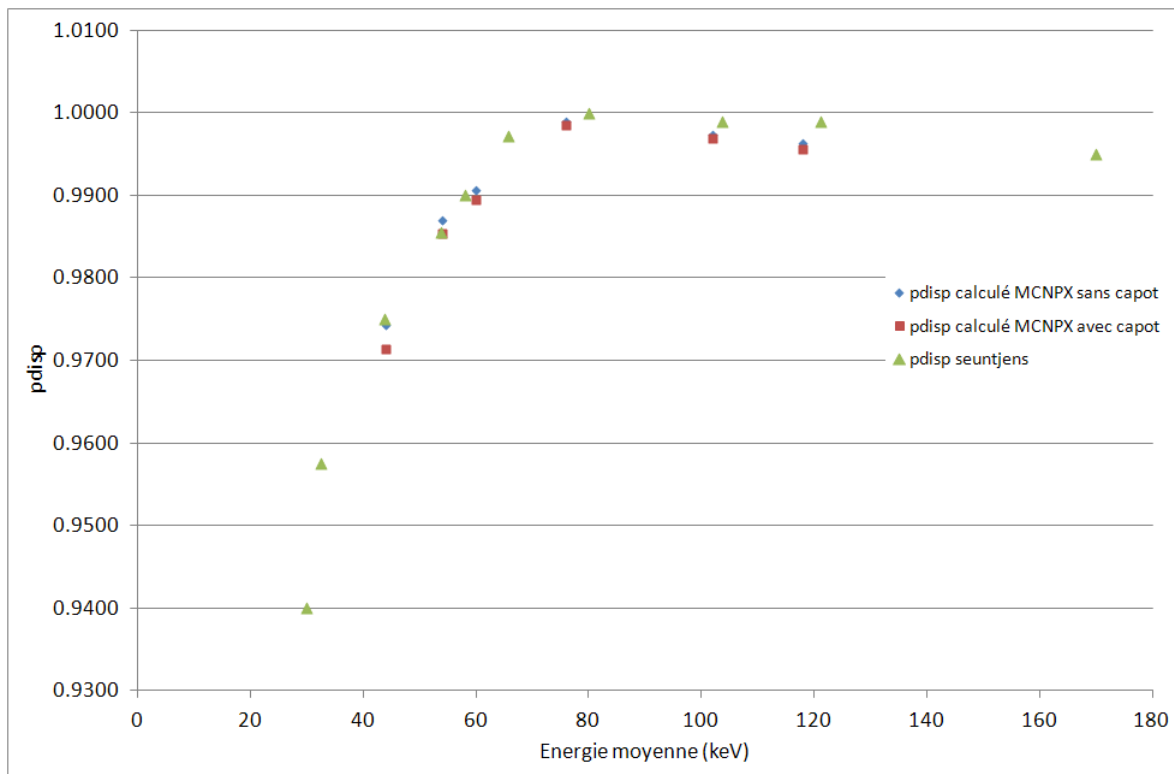


Figure 35 : Représentation graphique des facteurs de prise en compte de l'influence du déplacement d'eau sur la lecture de la chambre d'ionisation ; Données calculées avec MCNPX pour une chambre d'ionisation NE2571 avec et sans capot d'étanchéité ainsi que valeurs issues de la littérature [59].

Un bon accord est obtenu entre les valeurs référencées et les valeurs calculées par simulation Monte-Carlo.

Les valeurs du rapport des facteurs de prise en compte de l'influence du déplacement de l'eau avec et sans capot pour la chambre d'ionisation NE2571 et les six faisceaux sont présentées dans le Tableau 17. L'incertitude type sur le rapport des facteurs est de 0.08 %.

**Tableau 17 : Synthèse des rapports des facteurs de prise en compte de l'influence du déplacement de l'eau induit par la chambre d'ionisation NE2571 avec capot sur sans capot calculés par simulations Monte-Carlo (MCNPX).**

Faisceau	$\frac{k_{dis,avec\_capot}}{k_{dis,sans\_capot}}$
RQR6	0.9971
RQR9	0.9984
RQR10	0.9987
CCRI180	0.9996
CCRI250	0.9994
ISO H300	0.9993

### 2.2.2.3.3. Les autres méthodes référencées

Il existe, dans la littérature, d'autres protocoles permettant d'établir la valeur de la dose absorbée dans l'eau à partir d'un coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. Ces protocoles sont également fondés sur la démarche théorique précédemment présentée. Le protocole IPEMB propose ainsi une détermination de la dose absorbée dans l'eau à partir de la formule suivante :

$$D_{w,z=2cm} = M_u N_K k_{ch} \left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{z=2} \quad (33)$$

avec,

$k_{ch}$  facteur prenant en compte la modification de la réponse de la chambre d'ionisation entre son étalonnage dans l'air et les mesures dans le fantôme d'eau. Il correspond au produit des termes  $k_1.k_2$  de la nomenclature utilisée dans la démarche théorique. Le protocole IPEMB propose une série de valeurs pour ce facteur (incertitude type associée estimée 3 %). Il s'agit de données fondées sur les travaux de Rosser, Seuntjens et al. et Ma et Nahum [58, 60-62]. Les valeurs proposées sont relatives à une chambre d'ionisation NE2561. L'application de cette série pour des mesures effectuées avec une chambre d'ionisation NE2571 est acceptée par le protocole.

Le protocole NCS-10 du laboratoire de dosimétrie néerlandais propose la même équation que celle du protocole IPEMB. La différence réside dans la valeur du facteur de correction global proposée dans le protocole. Celui-ci a été calculé à partir de la méthode décrite dans les travaux de Seuntjens et Verhaegen [59]. L'incertitude type associée est de 0.9 %.

### 2.2.3. Résultats et comparaison des protocoles

La dose absorbée dans l'eau au point d'intérêt a été déterminée par application des différents protocoles présentés en 2.2.2. Par ailleurs, il est possible, à partir de ces valeurs, de déterminer la valeur du coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau ( $N_{D,w,calculé}$ ). Celui-ci est calculé à partir de la formule suivante :

$$N_{D,w,calculé} = \frac{D_w}{M_{u,w}} \quad (34)$$

avec,

$D_w$  la dose absorbée dans l'eau au point de référence, calculée par application des protocoles

$M_{u,w}$  la lecture corrigée de la chambre d'ionisation dans l'eau au point de référence

#### 2.2.3.1. Le protocole AIEA TRS-277

Les résultats des valeurs de débit de dose absorbée dans l'eau par application du protocole AIEA TRS-277 pour la chambre d'ionisation NE2571 (CI 120) sont présentés dans le Tableau 18. Les valeurs utilisées pour le facteur de perturbation  $p_u$  sont celles issues du protocole.

**Tableau 18 : Calcul du débit de dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application du protocole AIEA TRS-277.**

Faisceau	$M_u$ (C.s <sup>-1</sup> )	$N_K$ (Gy.C <sup>-1</sup> )	$k_u$	$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	$p_u$	Débit de dose (Gy/min)	u (%)	$N_{D,w}$ (Gy.C <sup>-1</sup> )
RQR6	1.251E-10	4.24E+07	1	1.022	1.03	0.335	3.50	4.464E+07
RQR9	1.341E-10	4.19E+07	1	1.034	1.03	0.359	3.50	4.464E+07
RQR10	2.002E-10	4.17E+07	1	1.042	1.03	0.537	3.50	4.471E+07
CCRI180	1.573E-10	4.10E+07	1	1.065	1.02	0.421	3.50	4.455E+07
CCRI250	1.985E-10	4.08E+07	1	1.088	1.01	0.534	3.50	4.486E+07
ISO H300	7.599E-11	4.08E+07	1	1.095	1.01	0.412	3.50	4.517E+07

#### 2.2.3.2. Le protocole AAPM TG-61

Les résultats des valeurs de dose absorbée dans l'eau par application du protocole AAPM TG-61 pour la chambre d'ionisation NE2571 (CI 120) sont présentés dans le Tableau 19.

**Tableau 19 : Calcul du débit de dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application du protocole AAPM TG-61.**

Faisceau	$M_u$ (C.s <sup>-1</sup> )	$N_K$ (Gy.C <sup>-1</sup> )	$P_{Q, cham}$	$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	$\frac{k_{dis, avec\_capot}}{k_{dis, sans\_capot}}$	Débit de dose (Gy/min)	u (%)	$N_{D,w}$ (Gy.C <sup>-1</sup> )
RQR6	1.251E-10	4.24E+07	1.0087	1.022	0.9971	0.327	2.19	4.359E+07
RQR9	1.341E-10	4.19E+07	1.0195	1.034	0.9984	0.355	2.19	4.411E+07
RQR10	2.002E-10	4.17E+07	1.0234	1.042	0.9987	0.533	2.18	4.437E+07
CCRI180	1.573E-10	4.10E+07	1.0231	1.065	0.9996	0.421	2.18	4.467E+07
CCRI250	1.985E-10	4.08E+07	1.0122	1.088	0.9994	0.535	2.18	4.493E+07
ISO H300	7.599E-11	4.08E+07	1.0070	1.095	0.9993	0.410	2.18	4.500E+07

### 2.2.3.3. Les autres protocoles de dosimétrie des rayons X de moyenne énergie

Les résultats de l'application du protocole de l'IPEMB pour la chambre d'ionisation NE2571 (CI 120) sont présentés dans le Tableau 20.

**Tableau 20 : Calcul du débit de dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application du protocole IPEMB.**

Faisceau	$M_u$ (C.s <sup>-1</sup> )	$N_K$ (Gy.C <sup>-1</sup> )	$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	$k_{ch}$	Débit de dose (Gy/min)	u (%)	$N_{D,w}$ (Gy.C <sup>-1</sup> )
RQR6	1.251E-10	4.240E+07	1.022	1.023	0.333	3.21	4.433E+07
RQR9	1.341E-10	4.190E+07	1.034	1.023	0.357	3.20	4.433E+07
RQR10	2.002E-10	4.166E+07	1.042	1.023	0.534	3.20	4.441E+07
CCRI180	1.573E-10	4.101E+07	1.065	1.022	0.421	3.20	4.464E+07
CCRI250	1.985E-10	4.082E+07	1.088	1.020	0.539	3.20	4.528E+07
ISO H300	7.599E-11	4.082E+07	1.095	1.019	0.415	3.20	4.555E+07

Les résultats de l'application du protocole NCS-10 pour la chambre d'ionisation NE2571 (CI 120) sont présentés dans le Tableau 21.

**Tableau 21 : Calcul du débit de dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application du protocole NCS - 10.**

Faisceau	$M_u$ (C.s <sup>-1</sup> )	$N_K$ (Gy.C <sup>-1</sup> )	$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	$k_{ch}$	Débit de dose (Gy/min)	u (%)	$N_{D,w}$ (Gy.C <sup>-1</sup> )
RQR6	1.251E-10	4.240E+07	1.022	1.009	0.328	1.83	4.374E+07
RQR9	1.341E-10	4.190E+07	1.034	1.020	0.356	1.82	4.422E+07
RQR10	2.002E-10	4.166E+07	1.042	1.024	0.534	1.82	4.445E+07
CCRI180	1.573E-10	4.101E+07	1.065	1.024	0.422	1.82	4.473E+07
CCRI250	1.985E-10	4.082E+07	1.088	1.013	0.536	1.82	4.498E+07
ISO H300	7.599E-11	4.082E+07	1.095	1.008	0.411	1.82	4.506E+07

Les protocoles ont également été appliqués à la chambre d'ionisation PTW31010 (CI 33). Les résultats obtenus sont similaires à ceux de la NE2571. L'incertitude type associée est la même.

### 2.2.3.4. Comparaison

La Figure 36 représente les débits de dose absorbée dans l'eau (2 cm) calculés à partir des différents protocoles de dosimétrie des rayons X de moyenne énergie précédemment présentés. L'incertitude associée à la valeur de la dose est également représentée. Pour chaque faisceau les résultats issus de l'application des différents protocoles pour les deux chambres d'ionisation utilisées (NE2571 et PTW31010) sont représentés Figure 36.

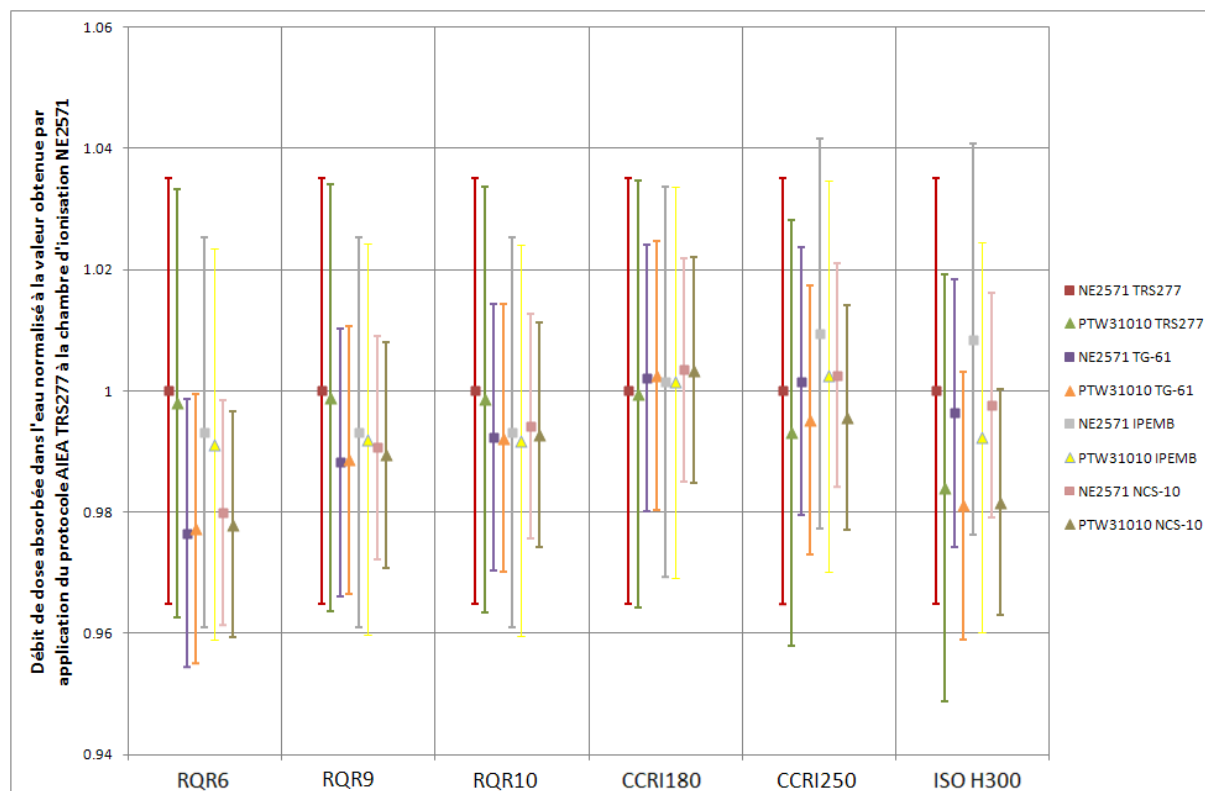


Figure 36 : Comparaison des valeurs de débit de dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application de différents protocoles pour les chambres d'ionisation NE2571 et PTW31010 dans les six faisceaux d'intérêt.

Tableau 22 : Récapitulatif des rapports des débits de dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau pour les deux chambres d'ionisation (NE2571 et PTW31010) et différents protocoles de dosimétrie, normalisés à la valeur du débit déterminé par application du protocole AIEA TRS-277 à la chambre d'ionisation NE2571.

Faisceau	Débit normalisé TRS277 pour PTW31010		Débit normalisé TG61 pour NE2571		Débit normalisé TG61 pour PTW31010		Débit normalisé IPEMB pour NE2571		Débit normalisé IPEMB pour PTW31010		Débit normalisé NCS-10 pour NE2571		Débit normalisé NCS-10 pour PTW31010	
	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)
RQR6	0.998	4.06	0.977	3.20	0.977	3.28	0.993	4.12	0.991	4.18	0.980	2.97	0.978	3.05
RQR9	0.999	4.06	0.988	3.20	0.989	3.27	0.993	4.12	0.992	4.18	0.991	2.97	0.989	3.05
RQR10	0.999	4.05	0.992	3.20	0.992	3.27	0.993	4.12	0.992	4.17	0.994	2.97	0.993	3.04
CCRI180	0.999	4.06	1.002	3.20	1.003	3.27	1.001	4.12	1.002	4.18	1.003	2.97	1.003	3.05
CCRI250	0.993	4.06	1.002	3.20	0.995	3.27	1.009	4.12	1.002	4.18	1.003	2.97	0.996	3.04
ISO H300	0.984	4.06	0.996	3.20	0.981	3.27	1.009	4.12	0.992	4.18	0.998	2.97	0.982	3.05

Les résultats issus de l'application des différents protocoles pour les deux chambres d'ionisation sont en bon accord et ce pour les six faisceaux (Tableau 22). Ils sont compatibles aux incertitudes près. Une telle comparaison avait été faite par Peixoto et Andreo en 2000 [63]. La comparaison portait également sur la détermination de la dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application du

protocole AIEA TRS-277, IPEMB, NCS-10 et DIN-5 (protocole allemand de dosimétrie). Dans ces travaux, sur le domaine 100 – 300 kV, la différence observée sur la valeur de la dose absorbée déterminée par application des protocoles par rapport à celle déterminée par application du TRS-277 était de 1.1 %. Ces résultats sont en accord avec nos observations avec cependant une différence plus grande concernant la comparaison des deux chambres pour le faisceau ISO H300.

Les résultats de coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau calculés à partir de l'application des protocoles sont présentés Figure 37 et Figure 38 pour les chambres d'ionisation NE2571 et PTW31010 respectivement. Pour une meilleure lisibilité, les incertitudes n'ont pas été représentées.

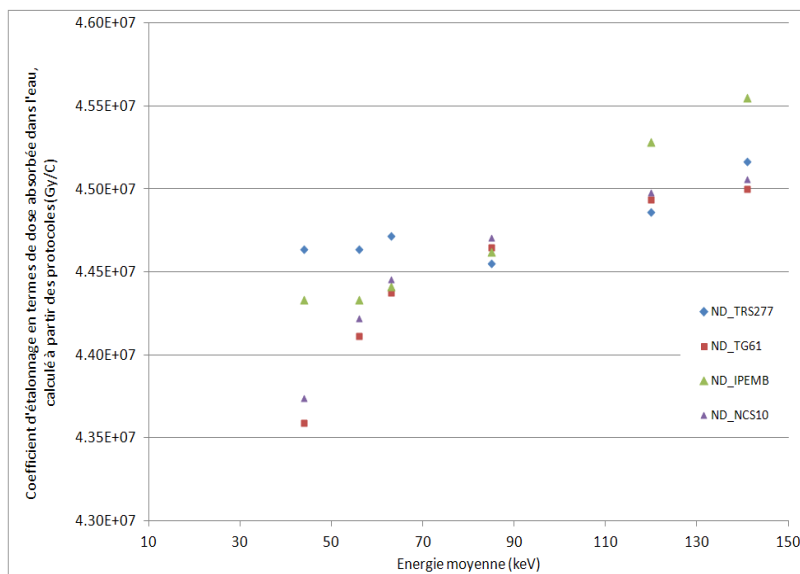


Figure 37 : Coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre d'ionisation NE2571, calculés par application des protocoles, pour les six faisceaux étudiés, en fonction de l'énergie moyenne.

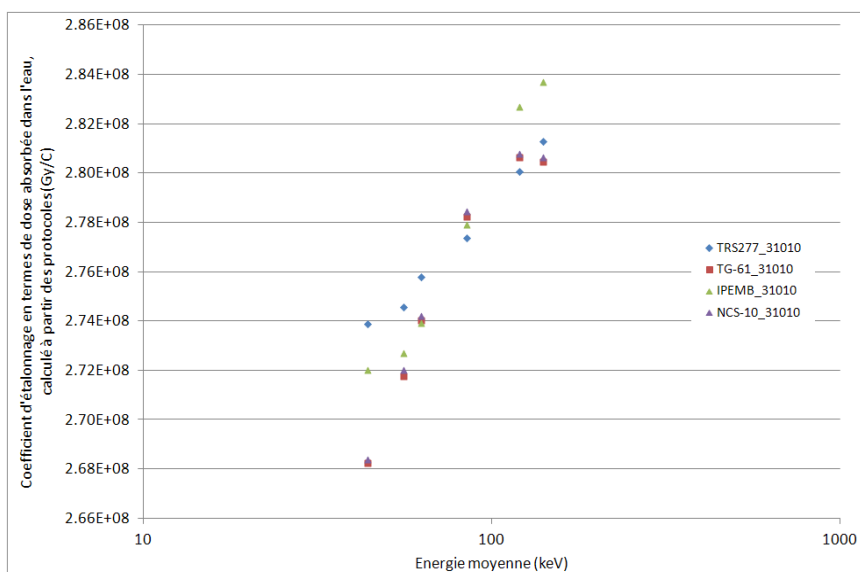


Figure 38 : Coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre d'ionisation PTW31010, calculés par application des protocoles, pour les six faisceaux, en fonction de l'énergie moyenne.

### 2.2.4. Bilan d'incertitudes

Pour chacun des protocoles précédemment présenté, un bilan d'incertitudes a été dressé [37]. Les incertitudes ont été calculées ou relevées dans la littérature lorsque disponibles. Le Tableau 23 donne le bilan d'incertitudes pour l'application du protocole AIEA TRS-277 à la chambre d'ionisation NE2571, faisceau CCRI180. Toutes les incertitudes sont données à 1 écart-type.

**Tableau 23 : Bilan d'incertitudes sur la détermination du débit de dose absorbée dans l'eau (2 cm) par application du protocole AIEA TRS-277.**

	incertitudes (%)
$N_K$	0.34
$M_u$	0.16
$k_u$	2.00
$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	2.00
$p_u$	2.00
influence du capot étanchéité	0.30
influence du manche	0.13
Total	3.50

Concernant les incertitudes associées au coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air ainsi qu'à la mesure de la chambre d'ionisation, un bilan détaillé figure dans la thèse de W.Ksouri [21]. Les incertitudes sur les facteurs de correction des conditions atmosphériques y sont considérées (0.05 % sur le facteur de température ; 0.04 % sur le facteur de pression ; 0.1 % sur le facteur d'humidité). L'incertitude associée à  $k_u$  a été prise égale à 2 % en accord avec le protocole après avoir vérifié les conditions nécessaires précédemment présentées en 2.2.2.3.1. L'incertitude associée au coefficient d'absorption massique en énergie d'un matériau n'est pas bien connu. Il a été considéré, que l'incertitude associée au rapport des coefficients d'absorption massique, pondérés par la distribution spectrale à 2 cm de profondeur dans l'eau calculée par MCNPX, est de 2 % (car non précisé par le protocole). L'incertitude associée au facteur de correction des perturbations  $p_u$  est pris égale à 2 % en accord avec le protocole. Les incertitudes associées aux influences du manche (0.10 %) et du capot d'étanchéité (0.30 %) ont été déterminées à partir de mesures et simulations Monte-Carlo. Les bilans d'incertitudes relatifs à l'application des autres protocoles utilisés se trouvent en annexe 11. L'incertitude type associée à la valeur de la dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau par application des protocoles est de l'ordre de 3 % quel que soit le faisceau.

Afin de réaliser la comparaison des valeurs de débits de dose absorbée dans l'eau obtenus par application des différents protocoles aux deux chambres d'ionisation, une attention particulière doit être portée aux incertitudes. En effet, il existe des corrélations entre les différents termes intervenant dans les équations de détermination de la dose absorbée dans l'eau des différents protocoles. L'incertitude associée au rapport ne peut donc être directement prise comme la somme quadratique des incertitudes associées aux valeurs se trouvant dans le rapport. Ainsi, en première approximation, les incertitudes associées au rapport de deux débits de dose déterminés par application des protocoles ont été déterminées comme suit :

- lorsque deux protocoles différents sont appliqués à une même chambre d'ionisation, les incertitudes associées à la lecture de la chambre d'ionisation dans l'eau, au coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air ainsi qu'au rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau sur l'air n'ont pas été prises en compte.
- lorsque deux chambres d'ionisation différentes sont utilisées avec un même protocole ou deux protocoles différents, les incertitudes associées au rapport des coefficients d'absorption massique en énergie moyens de l'eau sur l'air n'ont pas été prises en compte.

### **2.3. Conclusion du chapitre 2**

La dose absorbée dans l'eau est actuellement déterminée par application de protocoles de dosimétrie fondés sur l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. Dans le cadre de cette étude deux chambres d'ionisation ont été utilisées : une NE2571 et une PTW31010. Le coefficient d'étalonnage de ces chambres d'ionisation en termes de kerma dans l'air a été déterminé pour les six faisceaux retenus et présentés dans le chapitre 1. Les mesures dans l'eau ont ensuite été effectuées. Quatre protocoles de dosimétrie ont alors été appliqués : AIEA TRS-277, AAPM TG-61, IPEMB, NCS-10. Les facteurs de correction nécessaires mais non disponibles dans les protocoles ont été déterminés par mesures et/ou simulations Monte-Carlo. Les résultats issus de l'application des protocoles pour les deux chambres d'ionisation sont compatibles aux incertitudes des méthodes près quel que soit le faisceau. De manière générale, l'application des protocoles nécessite l'utilisation de facteurs de correction parfois mal connus et conduisant ainsi à une incertitude type totale sur la valeur de la dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau comprise entre 1.8 % et 3.5 % ( $k = 1$ ), l'incertitude dépendant de la chambre d'ionisation, du faisceau et du protocole considérés. Ces incertitudes sont élevées.







# Chapitre 3

**Etablissement des références  
primaires en termes de dose absorbée  
dans l'eau dans les conditions de  
référence des protocoles  
internationaux de dosimétrie pour la  
radiothérapie.**

Dans ce chapitre, nous présentons d'abord, dans le sous chapitre 3.1, la méthode de mesure par calorimétrie dans l'eau au travers d'exemples pris dans la littérature. Ensuite, nous décrivons l'application et l'utilisation de cette méthode qui a conduit à la réalisation et à la mise en œuvre d'un calorimètre eau spécialement adapté à la mesure dans les champs de rayonnement X de moyenne énergie afin d'aboutir à la détermination des références nationales en termes de dose absorbée dans l'eau directement dans les conditions requises par les protocoles de dosimétrie pour la radiothérapie.

### 3.1. La calorimétrie dans l'eau : Etat de l'art

La grandeur d'intérêt en radiothérapie est la dose absorbée dans l'eau. Celle-ci est définie comme l'énergie absorbée par unité de masse et s'exprime en gray (Gy). La calorimétrie est reconnue comme étant la meilleure approche pour l'établissement de références en termes de dose absorbée [64]. En effet, la calorimétrie est fondée sur le fait que sous irradiation, l'énergie cédée à la matière par les rayonnements ionisants est transformée en chaleur, ce qui se traduit par une augmentation de température. Idéalement, c'est-à-dire en l'absence de perturbation, la détermination de la valeur de la dose absorbée dans un milieu, par calorimétrie, se fait à partir d'une mesure de l'élévation de température sous irradiation connaissant la capacité thermique massique du milieu d'intérêt.

$$D_m = C_p \Delta T_m \quad (35)$$

avec,

$\Delta T_m$  l'augmentation de température mesurée (en K),

$C_p$  la capacité thermique massique du milieu à pression constante (en  $\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ).

Par définition, la capacité thermique massique à pression constante est la quantité d'énergie à apporter par échange thermique pour élever d'un kelvin la température de l'unité de masse d'une substance.

Ceci se traduit mathématiquement par la formule suivante :

$$C_p = \left( \frac{\partial H}{\partial T} \right)_p \quad (36)$$

avec,

$H$  l'enthalpie massique (en  $\text{J.kg}^{-1}$ ),

$T$  la température (en K),

$p$  la pression (en Pa).

En pratique, la valeur de la capacité thermique massique est déterminée par calorimétrie. La fonction d'état de l'enthalpie ( $H$ ) donne :

$$H = U + pV \quad (37)$$

$$dH = dU + pdV + Vdp \quad (38)$$

avec,

$U$  l'énergie interne (en J),

$p$  la pression (en Pa),

$V$  le volume (en m<sup>3</sup>).

D'après le premier principe de la thermodynamique, on a :

$$dU = \delta W + \delta Q \quad (39)$$

avec,

$\delta Q$  la chaleur apportée au système (en J),

$\delta W$  le travail des forces extérieures de pression (en J), s'exerçant sur le système, défini par :

$$\delta W = \vec{F}_{ext} \cdot d\vec{l} \quad (40)$$

où  $\vec{F}_{ext}$  sont les forces extérieures de pression (en N) s'exerçant sur une longueur  $d\vec{l}$

Ainsi, par définition des forces de pression, on a :

$$\delta W = -Sp_{ext}dl \quad (41)$$

$$\delta W = -p_{ext}dV \quad (42)$$

avec,

$S$  la surface sur laquelle s'exerce la pression  $p_{ext}$  (en m<sup>2</sup>),

$dV$  élément de volume (en m<sup>3</sup>).

Le signe moins est défini par convention avec  $dV$  (élément de volume) positif, ce qui signifie un travail fourni vers le milieu extérieur.

Donc,

$$dU = -pdV + \delta Q \quad (43)$$

Ce qui donne pour la variation d'enthalpie :

$$dH = \delta Q + Vdp \quad (44)$$

Soit donc à pression constante :

$$dH = \delta Q_p \quad (45)$$

D'où par définition de la capacité thermique massique :

$$\delta Q_p = C_p dT \quad (46)$$

La valeur de la capacité thermique massique à pression constante est donc déterminée à partir de la différence de température créée par un échange thermique. Les mesures expérimentales les plus précises de la capacité thermique massique de l'eau à pression constante et en phase liquide ont été réalisées dans les années 1930 par N.S. Osborne au NIST par calorimétrie [65]. La plage d'intérêt était comprise entre 0 °C et 100 °C. Toutes les évaluations et valeurs recommandées de capacités thermiques massiques de l'eau publiées jusqu'à ce jour sont basées sur ces données expérimentales [66-68]. Les incertitudes types associées aux données expérimentales d'Osborne, mal connues, sont comprises entre 0.01 et 0.02 %.

Les études menées sur la calorimétrie dans l'eau ont montré qu'en pratique un certain nombre de facteurs de correction est à prendre en considération pour la détermination de la dose absorbée. La détermination de la dose absorbée dans l'eau est donc réalisée d'après la formule suivante :

$$D_w = C_p \Delta T (1-h)^{-1} k_c k_p k_\rho k_{prof} \quad (47)$$

avec,

$D_w$  la dose absorbée dans l'eau (en Gy),

$C_p$  la capacité thermique massique de l'eau à pression constante (en  $J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$ ),

$\Delta T$  la mesure de l'élévation de température sous irradiation (en K),

$h$  le défaut de chaleur de l'eau (sans unité) qui rend compte du fait que l'énergie communiquée à l'eau par les photons n'est pas totalement transformée en chaleur,

$k_c$  le facteur de correction de la conduction thermique (sans unité) qui rend compte des transferts de chaleur par conduction perturbant la mesure,

$k_p$  le facteur de correction des perturbations dosimétriques (sans unité) qui permet de corriger de la perturbation induite par le calorimètre sur la mesure,

$k_\rho$  le facteur de correction de la densité de l'eau (sans unité) qui permet de corriger de la différence d'atténuation de l'eau lorsqu'elle est à 4°C (température des mesures) par rapport à 20°C (température des références),

$k_{prof}$  le facteur de correction de la profondeur des sondes (sans unité).

A partir des années 1960 et jusqu'à nos jours, la calorimétrie a été développée dans différents laboratoires primaires de métrologie des rayonnements ionisants à travers le monde (NIST aux Etats-Unis, LNHB en France, PTB en Allemagne, NMi aux Pays-Bas, NRC au Canada, NPL au Royaume-Uni...). Ross et Klassen [64] dans une publication de 1996 font une revue de la littérature concernant la calorimétrie dans l'eau trouvant ses fondements dans une méthode qui lui est complémentaire : la calorimétrie dans le graphite. L'état de l'art, présenté ici, est largement inspiré par cet article. La méthode calorimétrique n'a subi que peu d'améliorations ou d'évolutions depuis cette publication.

Bien que la méthode la plus directe pour établir des références en termes de dose absorbée dans l'eau soit la calorimétrie dans l'eau, les premiers calorimètres mis au point ont été des calorimètres graphite. Ce choix s'explique par l'existence de difficultés à réaliser des mesures d'élévation de température dans un milieu liquide régulé thermiquement sans perturber la mesure elle-même. Ainsi, à partir des années 1960, des calorimètres graphite ont été développés dans plusieurs laboratoires dans le but d'établir les références en termes de dose absorbée dans l'eau pour des faisceaux de  $^{60}\text{Co}$  tout d'abord puis de photons de haute énergie et enfin d'électrons [69-72]. La dose absorbée dans le graphite était alors déterminée par mesure de l'élévation de température d'une petite masse (connue) de graphite sous irradiation. Une conversion est ensuite nécessaire pour déterminer la dose absorbée dans l'eau à partir de la dose absorbée dans le graphite. Cette conversion, nécessitant une bonne connaissance du spectre de rayonnements incident, qui pendant longtemps est resté mal connu conduisait à une augmentation des incertitudes. Ainsi, l'intérêt s'est porté sur le développement de calorimètres permettant une mesure directement dans l'eau afin de s'affranchir de la conversion. En suivant la même approche que celle de la calorimétrie dans le graphite, il est apparu difficile de mesurer l'élévation de température sous irradiation dans un petit volume d'eau. En effet, la présence de parois permettant d'isoler thermiquement ce volume (de l'ordre du gramme) perturbe de manière significative la mesure. La solution à ce problème a été apportée par S. Domen du NIST qui fut le premier en 1980 à proposer la réalisation de mesures de l'élévation de température sous irradiation dans un grand volume d'eau puis d'en déduire la dose absorbée au point d'intérêt [73]. Il s'agissait de la première génération de calorimètres eau.

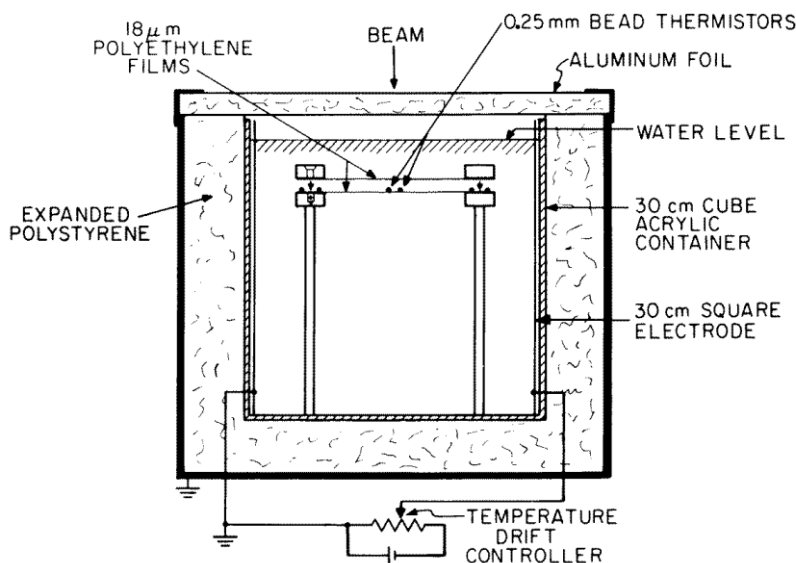


Figure 39 : Schéma du premier calorimètre eau développé par S. Domen [64].

Le calorimètre de Domen (Figure 39) était composé d'un fantôme de 30 cm de côté rempli d'eau distillée. Ce fantôme, bien qu'isolé thermiquement de l'extérieur par des parois en polystyrène expansé, n'empêchait pas les échanges gazeux avec l'atmosphère. Afin de déterminer la valeur de la dose absorbée à 5 cm de profondeur dans l'eau pour les photons du  $^{60}\text{Co}$ , il était fait l'hypothèse d'un effet non significatif des phénomènes de conduction et convection sur la mesure de l'élévation de température sous irradiation. Les premiers résultats obtenus par Domen étaient de 3.5 % supérieurs à ceux obtenus par calorimétrie graphite en considérant un facteur de correction du défaut de chaleur nul. Ces premiers résultats mirent donc en évidence la possibilité de réaliser une mesure d'élévation de température dans l'eau mais également les perturbations thermiques induites par les réactions de radiolyse de l'eau suggérant alors la nécessité d'un contrôle de la pureté et/ou d'une bonne connaissance de la composition de l'eau constituant le calorimètre. A la suite de ces travaux, des calorimètres eau de « type Domen » ont été développés dans différents laboratoires à travers le monde [74-76]. Des recherches ont alors été menées sur la composition de l'eau des calorimètres conduisant à des conclusions similaires à celles formulées par Domen : « il est possible de mesurer l'élévation de température en un point dans un calorimètre de grandes dimensions mais il est difficile, à partir de ces mesures, de déterminer la valeur de la dose absorbée à cause des problèmes liés au défaut de chaleur de l'eau ».

Le défaut de chaleur de l'eau ( $h$ ) est défini par l'expression suivante :

$$h = \frac{(E_a - E_h)}{E_a} \quad (48)$$

avec,

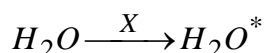
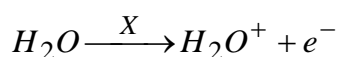
$E_a$  l'énergie absorbée par l'eau (en J),

$E_h$  l'énergie apparaissant sous forme de chaleur (en J).



Le défaut de chaleur corrige de la différence entre l'élévation de température réellement mesurée et celle qui devrait l'être si la totalité de l'énergie absorbée était convertie en chaleur. Différents processus se produisent sous irradiation : émission optique, énergie acoustique et réactions chimiques [64]. Ce sont ces réactions chimiques dites de radiolyse de l'eau qui constituent la source principale du défaut de chaleur [77]. Ces réactions peuvent être endothermiques ou exothermiques perturbant ainsi le bilan de chaleur. Lorsque l'énergie apparaissant sous forme de chaleur est plus importante que celle déposée par les rayonnements ionisants, un processus exothermique a eu lieu, le défaut de chaleur est donc négatif.

La radiolyse est initiée par une particule chargée provenant d'un faisceau directement ou indirectement ionisant (faisceau d'électrons primaires ou électrons secondaires issus d'un faisceau de rayons X par exemple). La particule chargée transfère, aux molécules d'eau, de l'énergie par interaction coulombienne. Dans la gamme d'énergie et avec les matériaux considérés (numéro atomique faible), la diffusion Compton est prépondérante et conduit à des réactions d'ionisations ou excitations électroniques des molécules, décrites par les équations suivantes :



Les produits sont des électrons, des molécules d'eau dans un état excité et des ions  $H_2O^+$ . Ces réactions se produisent le long du trajet des particules chargées. Les espèces se situent alors dans des régions dont le nom est fonction de la quantité d'énergie déposée :

- $E < 100$  eV : « spurs » ou grappes
- $100$  eV  $< E < 500$  eV : « blobs » ou gouttes
- $E > 500$  eV : « short tracks » ou trajectoires courtes

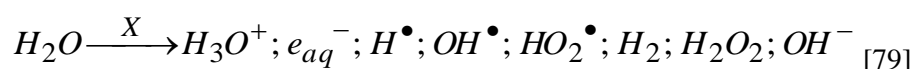
Pour les faisceaux étudiés, l'énergie est déposée dans des grappes [78].

Cette première étape est dite « étape physique de la radiolyse ». Elle se termine au bout de  $10^{-15}$  secondes.

L'étape suivante est « l'étape physico-chimique » au cours de laquelle s'établit un équilibre thermique. Durant cette phase, les électrons produits lors de la précédente étape sont thermalisés puis captés par des molécules d'eau pour devenir des électrons en solution aqueuse. De plus les ions réagissent rapidement avec une molécule d'eau créant ainsi des ions hydronium et des radicaux hydroxyles. Les molécules d'eau excitées quant à elles ont un rôle moins prépondérant et se dissocient principalement suivant une réaction conduisant à la création des radicaux hydroxyles et hydrogènes. Cette étape a lieu entre  $10^{-15}$  s et  $10^{-12}$  s [79].

La dernière étape est « l'étape chimique » de diffusion des espèces radiolytiques. Au cours de cette phase, un équilibre chimique s'établit. Deux phases peuvent être observées. La première, la cinétique hétérogène (de  $10^{-12}$  à  $10^{-8}$  s), est une réaction des radicaux à l'intérieur d'une grappe. Des produits moléculaires sont formés tels que : le peroxyde d'hydrogène, le dihydrogène et les ions hydroxyde. La seconde phase dite, cinétique homogène, est la diffusion des espèces (radicaux et produits moléculaires ayant subi ou non une recombinaison à l'intérieur de la grappe) à l'extérieur de la grappe dans le milieu. La distribution des espèces est considérée homogène à  $10^{-6}$  s.

Au bilan, l'équation de la radiolyse de l'eau est la suivante :



De multiples réactions ont lieu entre ces différentes espèces. Ce sont les réactions de radiolyse de l'eau conduisant à la modification du bilan d'énergie.

Un des facteurs d'influence de ces réactions de radiolyse est le transfert d'énergie linéique appelé TEL dont le symbole est  $L$ . Le TEL restreint ( $L_\Delta$ ) est défini comme le quotient de l'énergie moyenne perdue par collisions ( $dE$ ), par une particule chargée dans un milieu et pour des transferts d'énergie inférieurs à une certaine valeur ( $\Delta$ ), par la distance parcourue par la particule ( $dl$ ) [80]. Ceci se traduit par la formule suivante :

$$L_\Delta = \left( \frac{dE}{dl} \right)_\Delta \quad (49)$$

Le TEL peut être déterminé de manière analytique à l'aide de la formule de Bethe-Bloch connaissant la distribution spectrale en énergie des électrons. Le Tableau 24 présente des valeurs de TEL pour différents types de faisceaux et une énergie de coupure de 100 eV. Ces valeurs sont extraites du rapport 16 de l'ICRU [80].

**Tableau 24 : Valeur du transfert d'énergie linéique pour différents faisceaux et pour une énergie de coupure de 100 eV.**

Type de faisceaux	$L_{100}$ (keV. $\mu\text{m}^{-1}$ )
Electrons issus des photons du $^{60}\text{Co}$	0.22
Electrons issus des photons des RX de 22 MV	0.19
2 MeV électrons	0.20
Electrons issus des photons des RX de 200 kV	1.70
$\beta$ $^3\text{H}$	4.70
Electrons issus des photons des RX de 50 kV	6.30
$\alpha$ 5.3 MeV	43.0

Le TEL influence la radiolyse de l'eau car les rendements radiochimiques (notés G), qui sont les quantités d'espèces formées ou détruites par unité d'énergie déposée, évoluent avec celui-ci. Les

espèces considérées sont celles apparaissant dans l'équation bilan de la radiolyse ci-dessus. Les rendements radiochimiques de ces espèces sont liés entre eux. Leur valeur est telle que les lois de conservation de la charge et du nombre d'atome d'hydrogène et d'oxygène soient respectées.

La Figure 40 présente l'évolution des valeurs des rendements radiochimiques avec le TEL.

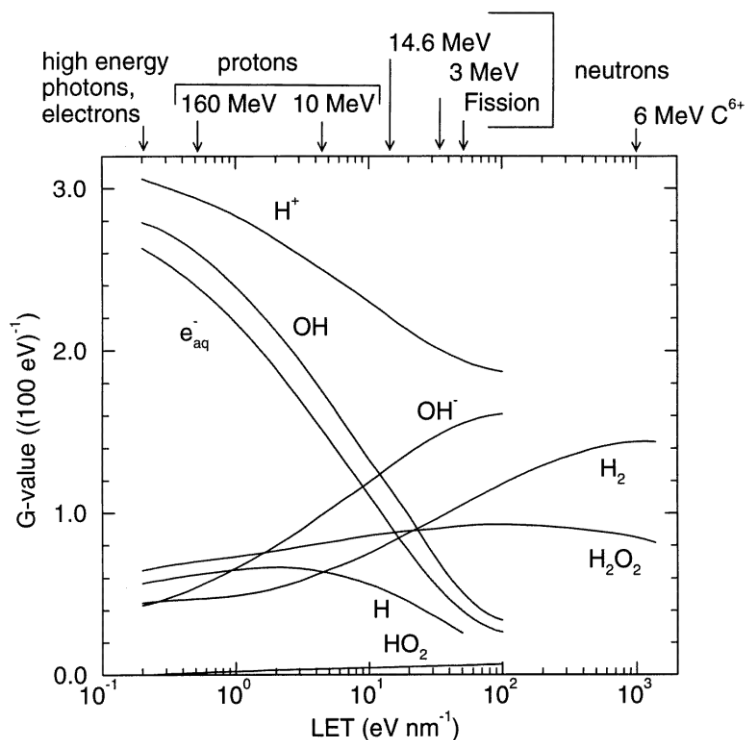


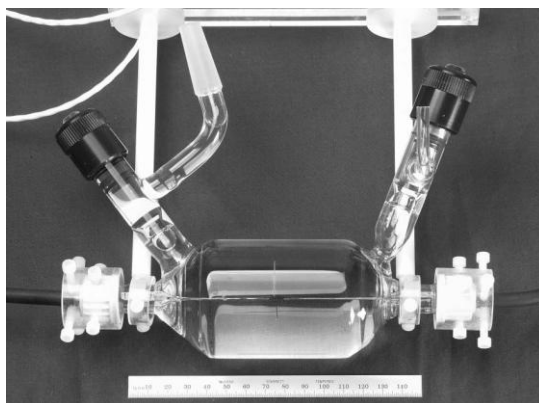
Figure 40 : Evolution du rendement radiochimique des différentes espèces intervenant dans la radiolyse de l'eau en fonction du transfert d'énergie linéique [64].

Prenons l'exemple du radical OH pour expliquer la diminution de son rendement radiochimique lorsque le TEL augmente. Le dépôt d'énergie le long de la trajectoire de la particule chargée augmente avec le TEL. Ainsi, le nombre d'ionisations devient plus important et la taille des grappes augmente jusqu'à se recouvrir et conduire à la formation d'une trace cylindrique. La densité de radicaux OH, formés lors de l'étape physico chimique, devient plus importante et la probabilité de recombinaison entre eux à l'intérieur d'une grappe augmente par rapport à celle de diffusion à l'extérieur de la grappe. Le rendement des radicaux OH diminue donc avec l'augmentation du TEL. Le peroxyde d'hydrogène, créé par recombinaison des radicaux OH voit quant à lui son rendement augmenter avec le TEL.

Partant du constat que les impuretés peuvent avoir un impact important sur le défaut de chaleur de l'eau et donc sur la valeur de la dose absorbée, de nouveaux calorimètres dans lesquels la pureté de l'eau est contrôlée avec attention ont été mis au point : il s'agit de la deuxième génération de calorimètres eau.

Des calorimètres scellés de faibles volumes utilisant de l'eau distillée saturée en gaz (dihydrogène et/ou dioxygène) ont alors été mis au point. Le NRC (laboratoire primaire canadien de dosimétrie des

rayonnements ionisants) a développé un calorimètre-eau scellé de petite taille (100 mL) avec une ampoule de mesure dite cylindrique représentée Figure 41 [81]. Cette ampoule, dans laquelle se trouvent les thermistances permettant la mesure de l'élévation de température sous irradiation, est remplie d'eau de haute pureté, c'est-à-dire contenant un faible taux d'impuretés organiques. Elle est positionnée de telle façon que la mesure de l'élévation de température soit réalisée à 5 cm de profondeur dans l'eau.



**Figure 41 :** Ampoule de mesure cylindrique du calorimètre scellé du NRC, remplie d'eau ultra-pure et contenant les thermistances permettant la mesure de l'élévation de température sous irradiation.

L'avantage d'un calorimètre de faible volume est de pouvoir maintenir une eau « propre », sans impuretés, plus facilement que dans un grand volume. De plus, la saturation en gaz de l'eau ainsi que l'équilibre thermique sont obtenus plus rapidement. En revanche les perturbations dosimétriques induites par l'ampoule sont à prendre en compte. Les mesures sont réalisées à 4 °C, température du maximum de masse volumique de l'eau (Figure 65), ceci afin de limiter les transferts thermiques par convection dans l'ampoule. En effet, les mouvements de convection s'instaurent dans un fluide sous l'effet d'une différence de la poussée d'Archimède : celle-ci se produisant consécutivement à une différence de masse volumique provenant d'une variation de température. Plusieurs compositions d'eau ont été testées afin d'étudier le défaut de chaleur de l'eau : N<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>/O<sub>2</sub>, Ar. L'azote (ou l'argon) est apparu comme un bon composé car chimiquement inerte par rapport aux réactions de radiolyse de l'eau. La technologie utilisée, une fois validée au NRC, a donné lieu à d'autres applications au METAS [82], au NIST [83-84], au NMi [30], au LNHB [85-88] ou encore au PTB par exemple et dont une illustration est présentée Figure 42.

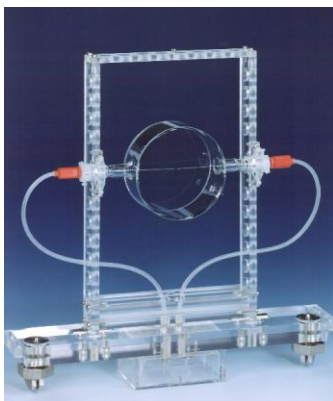


Figure 42 : Ampoule cylindrique plate utilisée dans le calorimètre scellé du PTB pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  [89].

Après avoir obtenu des résultats satisfaisants dans les faisceaux de photons du  $^{60}\text{Co}$  et de photons de haute énergie, quelques laboratoires se sont intéressés à la détermination de la dose absorbée dans l'eau par calorimétrie eau dans les faisceaux de rayons X de moyenne énergie. Kubo en 1985 a réalisé une comparaison de la dose absorbée dans l'eau au moyen d'une chambre d'ionisation et d'un calorimètre-eau pour un faisceau de rayons X de tension d'accélération 280 kV [90]. Les mesures ont été réalisées pour une distance source point de mesure de 50 cm à 5 cm de profondeur dans l'eau. Le calorimètre utilisé était un calorimètre de type Domen précédemment développé par Kubo lui-même et utilisé dans des faisceaux de  $^{60}\text{Co}$ , photons et électrons de haute énergie [74]. La méthode ionométrique utilisée était celle décrite dans le rapport 23 de l'ICRU appliquée à une chambre d'ionisation NE2561 [91]. En conclusion de cette étude une différence de l'ordre de 5 % avait été observée entre les résultats issus des deux méthodes : la méthode ionométrique semblant conduire à une sous-estimation de la dose par rapport aux résultats calorimétriques.

En 1991, Seuntjens consacra sa thèse de doctorat à la comparaison de la dosimétrie des rayons X de moyenne énergie par utilisation de chambres d'ionisation et de calorimétrie eau. Ces travaux offrent une étude très complète des problématiques inhérentes à la ionométrie et la calorimétrie eau pour des faisceaux dans cette gamme d'énergie [92]. Après avoir étudié les phénomènes de conduction et convection pouvant perturber les mesures, Seuntjens donne une description du dispositif calorimétrique utilisé. Il s'agit d'un calorimètre scellé composé d'un tube en PMMA de 4 cm de diamètre, 14 cm de long et dont les parois font 0.5 mm d'épaisseur, clos à ses extrémités et dans lequel sont insérées deux sondes dédiées à la mesure de température. Cette ampoule est positionnée dans un fantôme de radiothérapie (30 x 30 x 30 cm<sup>3</sup>) telle que son point de mesure se situe à 5 cm de profondeur. Elle est immergée dans l'eau. Une enceinte thermique entoure le fantôme et une circulation d'air à 26 °C est mise en place entre la cuve et l'enceinte. Les éléments se situant sur le trajet du faisceau sont alors : 2 cm de polystyrène expansé constituant l'enceinte thermique, 4 cm de polystyrène constituant l'isolation de la fenêtre, 0.825 cm de PMMA de la face avant du fantôme, 0.5 mm de PMMA constituant la paroi de l'ampoule. Les sondes de mesure de l'élévation de température utilisées sont de type Thermoprobes P20 (Thermometrics) et insérées dans une pipette en verre (de diamètre interne 0.6 mm au niveau de la thermistance et 4 mm à l'opposé au niveau des fils)

remplie de résine époxy. Les fils de connexion sont en cuivre (100  $\mu\text{m}$  de diamètre) et reliés au pont de Wheatstone par l'intermédiaire de connecteurs BNC. Seuntjens s'est également intéressé au défaut de chaleur ainsi qu'aux paramètres l'influençant. En accord avec ces résultats, une prise en compte du défaut de chaleur sera donc nécessaire pour la détermination de la dose absorbée dans le cadre de cette étude. Seuntjens a observé une différence de 0.7 % +/- 1.2 % pour un faisceau de tension d'accélération 250 kV et 3.8 % +/- 2.9 % pour un faisceau de 100 kV entre les résultats issus de la calorimétrie dans l'eau et l'application du rapport ICRU 23 dans le sens d'une sous-estimation systématique des valeurs ionométriques par rapport à la calorimétrie. Le rapport ICRU 23 a été appliqué car le protocole AIEA TRS-277 n'était pas encore publié dans sa version révisée dans laquelle les facteurs de correction de perturbation  $p_u$  (définis en 2.2.2.3.1) ont été modifiés.

Plus récemment, en 2008, le laboratoire de dosimétrie néerlandais, le NMI, a également développé un calorimètre pour la mesure de la dose absorbée dans l'eau dans quatre faisceaux CCRI de tensions d'accélération comprises entre 100 et 250 kV [30]. De même que les calorimètres mis au point par Kubo et Seuntjens, le point de mesure se situe à 5 cm de profondeur dans l'eau (distance minimale réalisable : 24 mm). Les valeurs de coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau établies par calorimétrie ont été comparées à celles calculées par application du protocole NCS - 10 de dosimétrie basé sur l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air. Les résultats sont présentés Figure 43.

KVp (kV)	HVL (mm Cu)	Water calorimeter		NCS-10		Ratio WCM/NCS-10	Incertitudes associées au ratio (%)
		$N_{Dw,WCM}$ (mGy nC <sup>-1</sup> )	$s \cdot 10^2$	$N_{Dw,NCS}$ (mGy nC <sup>-1</sup> )	$s \cdot 10^2$		
250	2.48	44.74	1.1	45.75	2.5	0.978	2.7
180	0.987	44.66	1.1	45.35	2.5	0.985	2.7
135	0.483	44.65	1.1	44.75	2.5	0.998	2.7
100	0.159	44.20	1.5	44.03	2.5	1.004	2.9

Figure 43 : Tableau récapitulatif des coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau calculés à partir du protocole NCS-10 pour une chambre d'ionisation NE2571 et de la calorimétrie dans l'eau ; application à quatre faisceaux CCRI.

Les coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau déterminés par calorimétrie et ionométrie sont compatibles aux incertitudes des méthodes près (voir dernière colonne de la Figure 43). Il est à noter que la méthode calorimétrique permet une réduction significative des incertitudes (entre 1.1 % et 1.5 % pour la calorimétrie eau contre 2.5 % pour l'application du protocole).

Enfin, le laboratoire allemand de métrologie s'est également intéressé à la calorimétrie dans l'eau pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie. De même que les études précédentes, le point de mesure choisi était 5 cm de profondeur dans l'eau. Cette étude a fait l'objet d'une présentation à la conférence EURAMET en 2009 [93]. Les résultats n'ont, pour l'heure, pas été publiés.

Le développement de la technique calorimétrique dans l'eau a permis de déterminer un certain nombre de paramètres d'influence de l'élévation de température sous irradiation et donc de la mesure de la dose absorbée dans l'eau. Pour une détermination fiable de celle-ci, les phénomènes de transfert de la chaleur dans l'eau du calorimètre doivent être pris en compte (conduction et convection). Du fait de la faible conductivité thermique de l'eau, une mesure locale de l'élévation de température est possible pendant un temps de latence avant le début du phénomène de diffusion. Nous devons déterminer ce temps de latence pour pouvoir définir les temps d'irradiation. De plus, la qualité et composition de l'eau doivent être connues et/ou maîtrisées afin de réaliser une bonne prise en compte du défaut de chaleur engendré par les réactions de radiolyse de l'eau. Quelques études ont d'ores et déjà été menées sur la calorimétrie dans l'eau pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie mais celles-ci ont été réalisées pour des profondeurs dans l'eau de 5 cm. Le laboratoire allemand PTB possède ainsi des références en termes de dose absorbée dans l'eau à 5 cm de profondeur. Les protocoles internationaux de dosimétrie préconisent une profondeur de 2 cm dans l'eau. Ainsi, en accord avec ces protocoles, la présente étude propose l'établissement de références en termes de dose absorbée dans l'eau par des mesures directement réalisées à 2 cm de profondeur.

## **3.2. Développement du calorimètre eau du LNHB**

Nous avons, dans le cadre de cette étude, réalisé un calorimètre afin de répondre aux exigences géométriques (profondeur de mesure de 2 cm dans l'eau) décrites dans les protocoles internationaux de radiothérapie pour les rayons X de moyenne énergie. Le calorimètre ainsi mis au point est un calorimètre eau scellé de petit volume permettant une mesure à faible profondeur dans l'eau. Sa conception a été effectuée avec B. Rapp, spécialiste de la calorimétrie eau au LNE-LNHB [87-88]. Dans la suite de cette section, nous allons présenter les travaux que nous avons réalisés pour la conception du calorimètre, pour son assemblage ainsi que pour l'évaluation de divers paramètres physiques conduisant à sa validation préalable à son utilisation dans les faisceaux de rayons X de moyenne énergie.

### **3.2.1. Etude préliminaire à la conception du calorimètre**

Les mesures dans le calorimètre sont réalisées à une température de 4 °C, température du maximum de masse volumique de l'eau pour minimiser les phénomènes de convection. Ainsi, la cuve d'eau doit être isolée thermiquement de l'extérieur, ceci est réalisé grâce à une enceinte en polystyrène placée autour de la cuve d'eau. De plus, un système de régulation de la température de l'eau à l'intérieur du calorimètre est nécessaire. Le choix s'est porté sur un système de régulation par flux d'air circulant entre l'enceinte thermique et la cuve. Une étude préliminaire à la conception du calorimètre a donc été

nécessaire pour vérifier la possibilité d'application d'une telle méthode de régulation ainsi que pour faire une estimation des caractéristiques de ce système (emplacement, débit, température) et conditions géométriques à mettre en place (épaisseur de l'enceinte). Des simulations avec le logiciel de calcul par éléments finis COMSOL [94] ont été réalisées jusqu'à l'obtention d'une solution satisfaisante servant de base à la conception du calorimètre décrit par la suite.

Le modèle de physique utilisé pour la simulation est un couplage entre les transferts thermiques et les équations de la mécanique des fluides « Turbulent Non-Isothermal Flow k- $\epsilon$  ». Le modèle k- $\epsilon$  est le modèle de turbulence le plus utilisé en pratique, c'est un modèle à deux équations de transport où la turbulence des flux de masse et de chaleur est introduite dans les équations de Navier-Stokes moyennées [95].

La géométrie simplifiée du calorimètre utilisée dans COMSOL [94] est présentée Figure 44. Elle consiste en un volume d'eau de 30 x 30 x 35 cm<sup>3</sup> situé à l'intérieur d'une enceinte de polystyrène de 8.5 cm d'épaisseur avec, entre les deux, une couche d'air de 2 cm d'épaisseur. De l'air froid est soufflé sous la cuve (à 3 °C) et au niveau de la fenêtre d'entrée (à 4 °C), à une vitesse de 30 m.s<sup>-1</sup>, soit un débit d'air de l'ordre de 100 L.min<sup>-1</sup>. Une sortie d'air est positionnée au dessus de la cuve. La température extérieure à la surface de l'enceinte est supposée constante et égale à 20 °C.

Les résultats en termes de ligne de courant Figure 45, montrent que l'écoulement de l'air est turbulent sous la cuve et au niveau de la fenêtre d'entrée. Le fait de souffler sous la cuve, de l'air à 3 °C, et au niveau de la fenêtre à 4 °C, permet d'obtenir une zone de température à 4.1 °C relativement homogène (à  $\pm 0.1$  °C) dans la zone centrale du volume d'eau, là où seront placées l'ampoule en quartz et les sondes de température (Figure 46 et Figure 47).

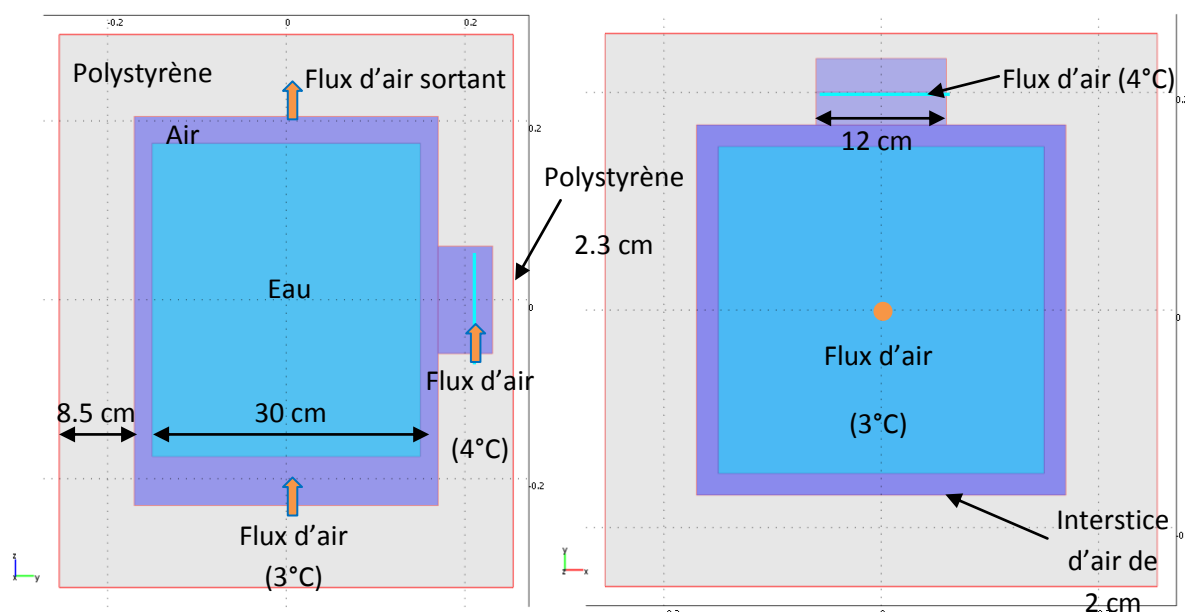


Figure 44 : Géométrie du calorimètre eau utilisée dans COMSOL (coupe verticale à gauche et horizontale à droite).



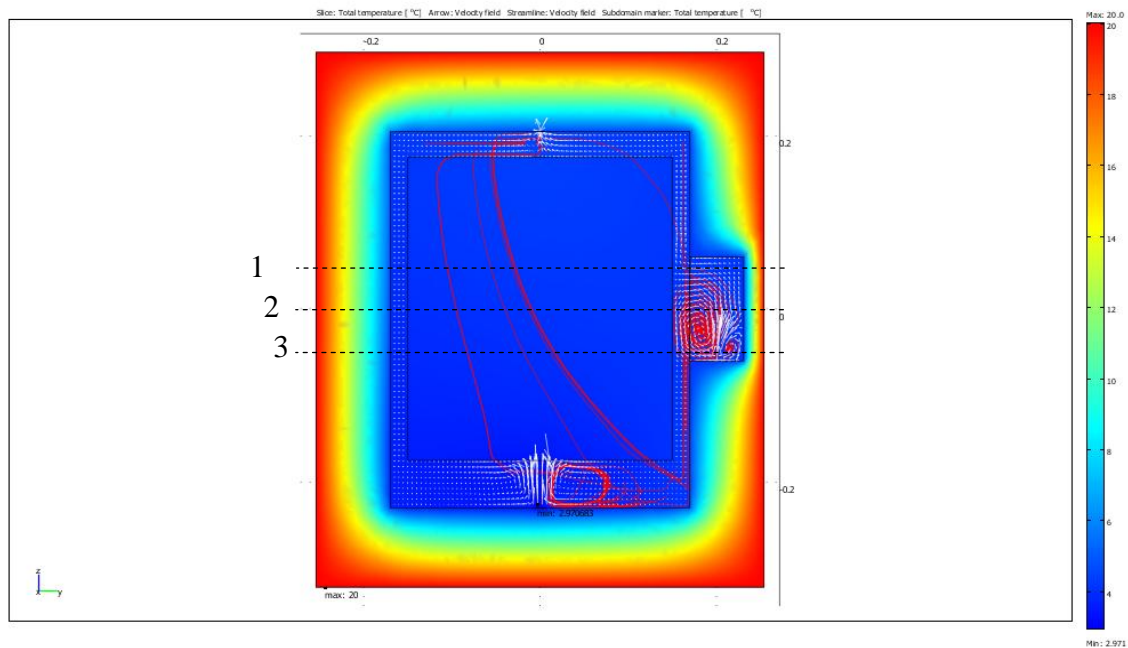


Figure 45 : Résultat de la simulation par éléments finis de la circulation d'air dans l'enceinte du calorimètre. Les lignes de courant (en rouge) et les vecteurs de vitesse (en blanc) de l'air sont superposés à la carte de température à l'intérieur du calorimètre.

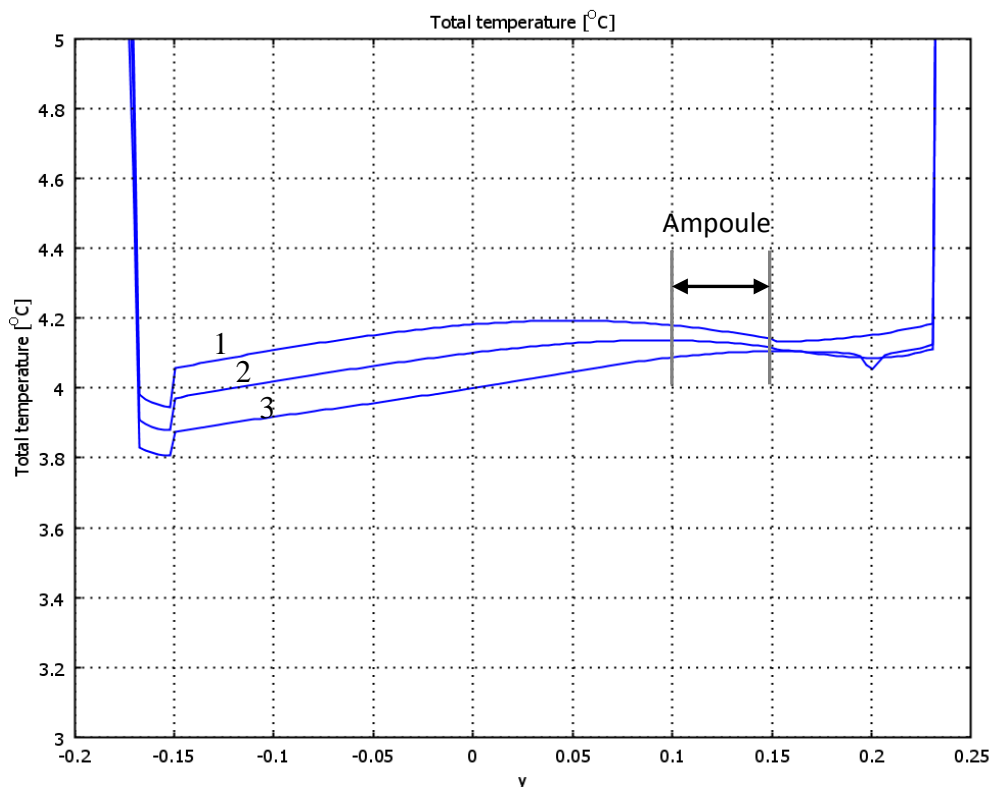


Figure 46 : Profils de température le long de l'axe du faisceau et à 5 cm de distance de part et d'autre latéralement (voir les lignes pointillées sur la figure précédente).

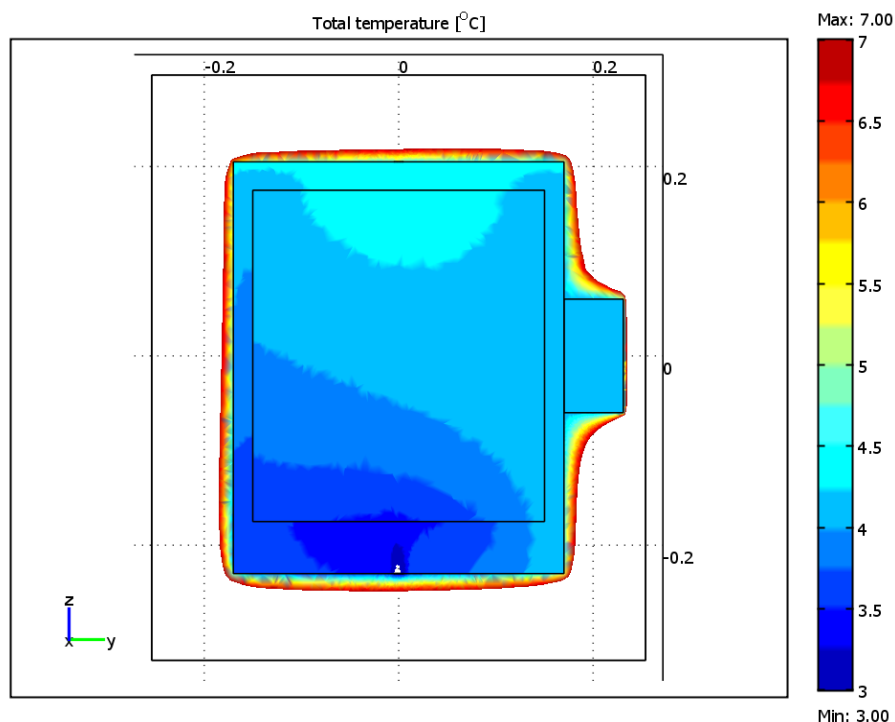


Figure 47 : Carte de la température dans une coupe verticale du calorimètre. La température est relativement homogène dans la partie centrale de la cuve d'eau autour de  $4.1^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ ), là où seront placées l'ampoule en quartz et les sondes de température.

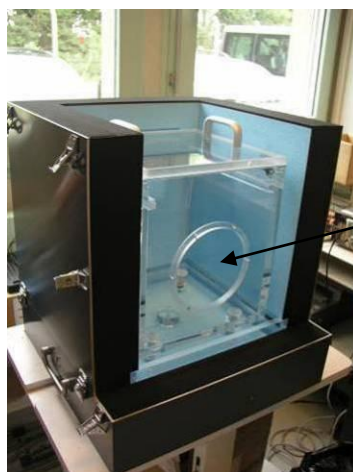
### 3.2.2. Caractéristiques

#### 3.2.2.1. Le fantôme et l'enceinte thermique

Le calorimètre « faible profondeur » est composé d'un fantôme en polyméthacrylate de méthyle (PMMA de densité  $1.19\text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  dont la fraction massique en différents éléments chimiques est donnée en annexe 3). Cette cuve remplie d'eau a pour dimensions externes  $30 \times 30 \times 35\text{ cm}^3$  et l'épaisseur de ses parois est de 15 mm. Afin de pouvoir réaliser des mesures d'élévation de température à 2 cm de profondeur dans l'eau, *i.e.* au point de référence décrit dans les protocoles internationaux de radiothérapie pour les rayons X de moyenne énergie, la face avant de la cuve a été découpée. Dans l'ouverture circulaire (de 10 cm de diamètre) ainsi créée, une ampoule en quartz, à l'intérieur de laquelle s'effectue la mesure d'élévation de température, est insérée et fixée par un joint en silicone. Le choix du quartz s'explique par le fait que sa dilatation thermique est plus faible que celle du verre par exemple, ainsi lors de la descente en température du système (jusqu'à  $4^{\circ}\text{C}$ ) il y a moins de risques de cassure. De plus, le nettoyage du quartz est plus facile que celui du verre, la pollution de l'eau s'en trouve donc plus limitée.

L'enceinte thermique du calorimètre est un ensemble composé de :

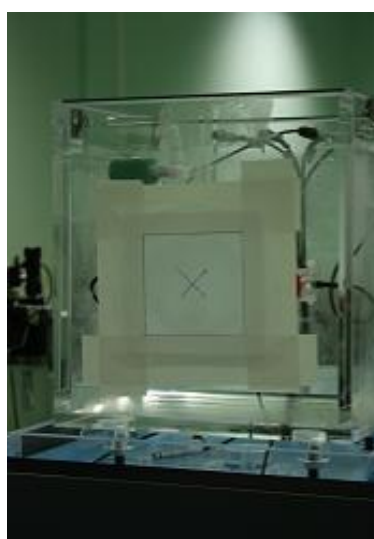
- polystyrène expansé mesurant 8 cm d'épaisseur (2 cm au niveau de la fenêtre d'entrée)
- une coque rigide en PVC de 4 mm d'épaisseur recouvrant l'ensemble (sauf au niveau de la fenêtre d'entrée) (Figure 48).



Ouverture circulaire destinée à recevoir l'ampoule

**Figure 48:** Cuve et enceinte thermique du calorimètre.

L'étanchéité de l'enceinte, au niveau de la fenêtre d'entrée, face au faisceau, est assurée grâce à une feuille de mousse de polystyrène extrudé de marque Depron (carré de  $12 \times 12 \text{ cm}^2$  et 3 mm d'épaisseur), une feuille de Mylar (0.1 mm d'épaisseur) et 2 cm de polystyrène expansé. De plus, afin que le flux d'air froid circulant entre la cuve et l'enceinte en polystyrène ne perturbe pas la mesure, une feuille de Depron ( $14 \times 14 \text{ cm}^2$  et 3 mm d'épaisseur) est collée sur la face avant de l'ampoule. Ainsi seuls 2 cm de polystyrène expansé, deux épaisseurs de Depron de 3 mm et une feuille de Mylar de 0.1 mm sont interposés sur le trajet du faisceau entre la source et la face avant (ampoule) du fantôme (Figure 49). L'influence de ces matériaux est prise en compte dans le facteur de correction des perturbations dosimétriques. Il peut cependant être noté qu'ils n'induisent pas de différences significatives sur les spectres obtenus par simulations Monte-Carlo. Les fractions massiques des éléments chimiques composant ces différents matériaux ainsi que leurs masses volumiques sont données en annexe 3.



**Figure 49:** Face avant de la cuve du calorimètre isolée thermiquement par une épaisseur de Depron de 3 mm d'épaisseur.

Le fait d'insérer l'ampoule de mesure dans la face avant du fantôme est un procédé tout à fait original, développé dans le cadre de cette thèse et permettant l'obtention de la profondeur de mesure recommandée par les protocoles.

### 3.2.2.2. Système de régulation de la température

La température de l'eau de la cuve du calorimètre est stabilisée à environ 4 °C par une circulation d'air froid. Cette circulation d'air froid est générée par 2 entrées, l'une placée sous la cuve d'eau et la seconde au niveau de la fenêtre d'entrée. Cet air froid est produit par des tubes vortex. Les tubes vortex permettent de générer 2 flux d'air, à partir d'air comprimé, l'un plus froid et l'autre plus chaud que l'air initial. En réglant la pression de l'air d'alimentation la température des flux d'air produits peut être modifiée. La relation entre la température de ces derniers et la pression n'est pas linéaire et dépend également du débit et de la température de l'air comprimé injecté. Pour réguler la température du flux d'air froid, un régulateur PID programmé sous LABVIEW est utilisé (Figure 50). Une thermistance placée à proximité de l'injection d'air froid dans le calorimètre sert de sonde de régulation, la résistance de la thermistance est mesurée directement par un voltmètre Keithley 2001 en mode ohmmètre et vient alimenter une boucle PID sous LABVIEW qui agit sur un régulateur de pression commandé par l'intermédiaire d'une carte source de tension programmable. Deux de ces systèmes sont nécessaires pour assurer la régulation et la circulation d'air froid de l'enceinte du calorimètre, l'un apportant de l'air à 3 °C sous la cuve et l'autre injectant de l'air à 4 °C au niveau de la fenêtre d'entrée. Ils nécessitent également un air parfaitement propre et sec, c'est pourquoi une série de filtres et un déshumidificateur sont situés en amont, sur l'alimentation du réseau d'air comprimé (Figure 51).

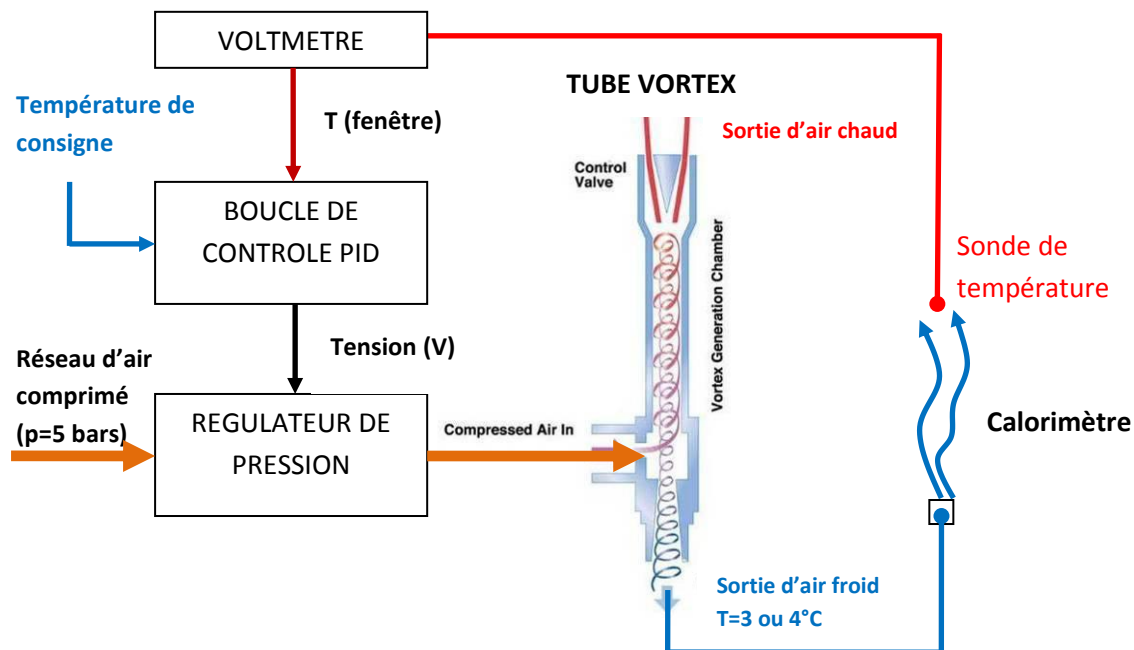


Figure 50 : Schéma du système de production et de régulation de l'air froid injecté dans le calorimètre.



Figure 51 : Système de refroidissement par circulation d'air utilisant des tubes vortex. Au premier plan les différents filtres pour l'air comprimé du réseau, en amont des 2 régulateurs de pression et des 2 tubes vortex au second plan devant l'enceinte du calorimètre.

### 3.2.2.3. L'ampoule de confinement de l'eau ultra-pure

L'ampoule en quartz insérée dans la face avant de la cuve « évidée » mesure 10 cm de diamètre, 5 cm d'épaisseur et présente des surfaces planes de 0.8 mm d'épaisseur. La surface cylindrique (pourtour de l'ampoule) mesure quant à elle 2 mm d'épaisseur (Figure 52). La mesure de l'élévation de température est réalisée à l'intérieur de cette ampoule scellée contenant de l'eau ultra-pure saturée en diazote. L'eau ultra-pure est produite grâce à un appareil de filtration MILLIPORE MILLIQ A10 utilisant

l'eau pure produite au laboratoire. Avant d'être introduite dans l'ampoule, de l'azote de haute pureté est mis à buller dans l'eau ultra-pure. La saturation de l'eau en azote permet de réduire le défaut de chaleur de l'eau. En effet, l'oxygène dissous dans l'eau entre dans de nombreuses réactions de radiolyse perturbant le bilan de chaleur. L'azote n'intervient pas dans les réactions de radiolyse ainsi, lorsque celui-ci est mis à buller dans l'eau, il remplace l'oxygène et permet de ce fait de réduire le défaut de chaleur de l'eau. Le défaut de chaleur relatif aux mesures dans les faisceaux de rayons X de moyenne énergie sera abordé en 3.3.3.



Figure 52 : Ampoule scellée remplie d'eau ultra-pure, encastrée dans la face avant du fantôme d'eau.

#### 3.2.2.4. Les sondes de température

Les mesures sont faites grâce à deux sondes de température positionnées symétriquement au centre géométrique (espacées de 1 mm environ). Les sondes de température utilisées doivent perturber le moins possible la mesure tant d'un point de vue dosimétrique que thermique. Une bonne étanchéité est également requise. Les sondes sont composées d'une thermistance à coefficient de température négatif (c'est-à-dire une diminution de la résistance lorsque la température augmente) placée à l'intérieur d'un capillaire en quartz de très faible diamètre (0.6 mm). Le principe de fonctionnement d'une thermistance est de pouvoir déterminer une valeur de température par l'intermédiaire d'une mesure de sa résistance. En négligeant la dissipation par effet Joule, la relation entre température et résistance de la thermistance est donnée ci-après [96].

$$R = R_0 e^{\beta \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (50)$$

avec,

- $R$  valeur de la résistance de la thermistance mesurée à la température  $T$  (en ohms,  $\Omega$ ),  
 $R_0$  valeur de la résistance de la thermistance mesurée à la température  $T_0$  de référence qui est généralement de 25 °C (en ohms,  $\Omega$ ),  
 $\beta$  constante caractéristique de la thermistance.

La variation de résistance est due au phénomène de variation de résistivité du matériau semi-conducteur composant la thermistance. Ces thermistances en oxydes métalliques possèdent une grande sensibilité (4 % par K), un faible volume et sont résistantes aux radiations. La grande sensibilité présente un intérêt particulier pour cette étude car elle permet une mesure précise de petites variations de température. En revanche, elle limite l'étendue de mesure ce qui, ici, n'apparaît pas comme un inconvénient puisque la plage de mesure est très restreinte [96]. Les fils de platine des thermistances sont prolongés par des fils de platine iridié (Pt90/Ir10) et sont introduits dans des tubes de Kapton (pour améliorer l'isolation). De la résine epoxy est coulée sous vide à l'intérieur du capillaire. Une attention particulière est portée à cette opération afin de ne laisser aucune cavité d'air : ceci pour assurer une bonne conduction thermique entre le quartz de la sonde et la thermistance. Les sondes de température sont réalisées au laboratoire par B.Rapp selon la méthode décrite dans la note LNHB 09-30 [85]. Une représentation schématique d'une sonde est faite Figure 53.

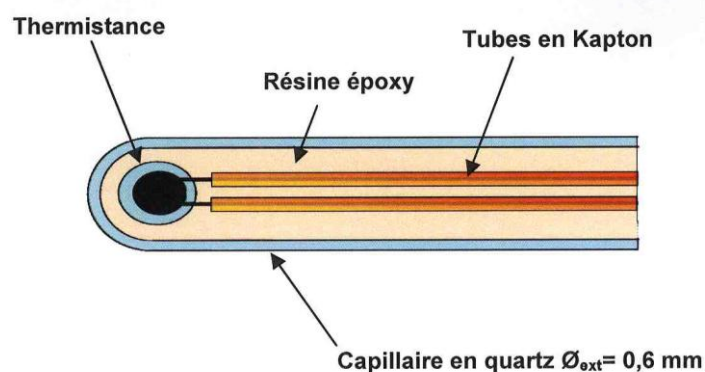


Figure 53 : Représentation schématique d'une sonde de température.

La mesure de la résistance de la thermistance est effectuée grâce au pont de Wheatstone auquel elle est reliée (deux ponts de Wheatstone indépendants sont utilisés ; un pour chaque thermistance). Une représentation schématique d'un pont de Wheatstone est présentée Figure 54. Sur ce schéma,  $R_{Th}$  est la résistance de la thermistance, paramètre recherché.  $E$  est la tension d'alimentation du pont (connue),  $R_{pied1}$  et  $R_{pied2}$  sont des résistances de valeurs connues,  $R_{pont}$  est une résistance ajustable pour équilibrer le pont.  $V$  est la tension aux bornes du voltmètre placé en dérivation entre les deux branches du pont.

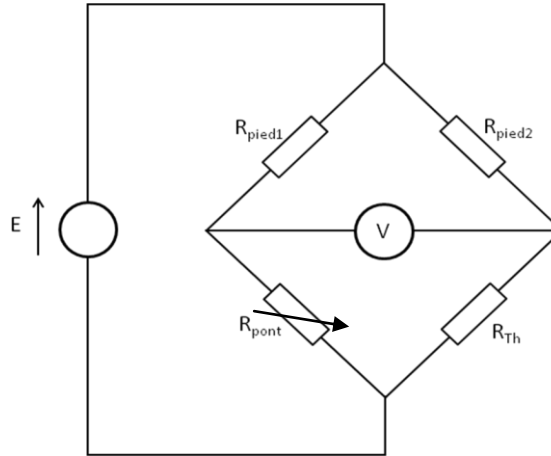


Figure 54 : Représentation schématique du pont de Wheatstone.

D'après le théorème de Millman, on obtient l'expression de l'équation de base du pont :

$$V = \frac{E(R_{\text{pied}2}R_{\text{pont}} - R_{\text{pied}1}R_{\text{Th}})}{(R_{\text{pied}1} + R_{\text{pont}})(R_{\text{Th}} + R_{\text{pied}2})} \quad (51)$$

Cette équation peut également s'écrire sous la forme :

$$R_{\text{Th}} = \frac{R_{\text{pied}2}(ER_{\text{pont}} - VR_{\text{pied}1} - VR_{\text{pont}})}{VR_{\text{pied}1} + VR_{\text{pont}} + ER_{\text{pied}1}} \quad (52)$$

Avant d'être utilisées dans le calorimètre, les sondes nécessitent un étalonnage en température. Pour cela, elles sont placées dans un bain thermostaté (de bonne stabilité et uniformité thermique) en même temps qu'une sonde de température Pt100 de référence du laboratoire étalonnée au laboratoire primaire du LNE. L'étalonnage est en fait réalisé pour le couple sonde – pont de Wheatstone sur une plage de 8 °C d'amplitude autour de 4 °C, température des mesures calorimétriques.

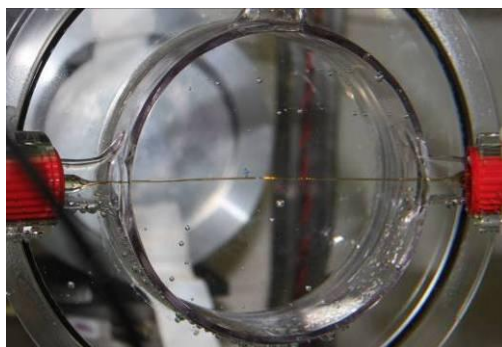
Le pont est équilibré si  $V = 0$ , ce qui implique :

$$R_{\text{Th}} = \frac{R_{\text{pied}2}R_{\text{pont}}}{R_{\text{pied}1}} \quad (53)$$

Une fois équilibré à 4 °C, une courbe donnant la température lue par la sonde Pt100 en fonction de la résistance (calculée à partir de la mesure de la tension  $V$  par application de l'équation) est tracée. La constante caractéristique  $\beta$  de la thermistance est alors déterminée par ajustement des points de mesures avec l'expression de la relation température/résistance de la thermistance à coefficient de température négatif. Ainsi, en conservant les mêmes valeurs de résistance et de tension d'alimentation du pont utilisées pour l'étalonnage, la résistance de la thermistance peut être déterminée pendant les



mesures calorimétriques. La température est alors déduite de la mesure de la résistance à partir de la relation température/résistance.

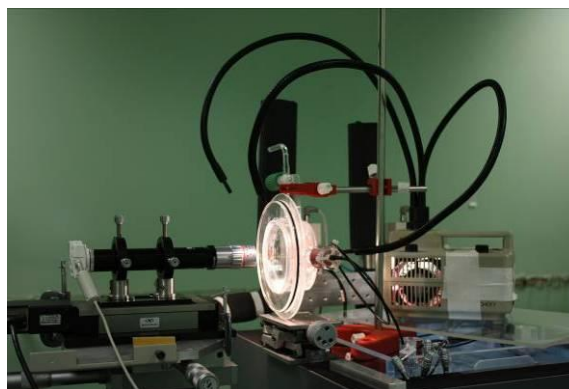


**Figure 55: Sondes de température dans l'ampoule de confinement.**

Une représentation des sondes de température dans l'ampoule de confinement de l'eau ultra-pure est donnée Figure 55.

Le positionnement des sondes de température à l'intérieur de l'ampoule est réalisé au moyen d'un système optique composé d'une caméra et d'un objectif de microscope à fort grossissement. Ce système est fixé sur une platine micrométrique ce qui permet de déplacer la caméra parallèlement à l'axe du faisceau (Figure 56).

Afin de déterminer la profondeur de la sonde dans l'ampoule, la mise au point de l'objectif est réalisée sur la paroi externe de l'ampoule. La position de l'objectif est alors repérée. Puis, une seconde mise au point est effectuée sur les fils des thermistances se trouvant dans la sonde. La position de l'objectif est de nouveau relevée. Ainsi, à partir de cette variation de distance et en appliquant des corrections liées aux différences de parcours optique dans les milieux traversés (quartz, eau), la profondeur des sondes dans l'ampoule est déterminée avec une bonne précision (environ 50  $\mu\text{m}$  à  $k = 1$ ).



**Figure 56: Montage du système optique de détermination de la position des sondes de température dans l'ampoule.**

### 3.2.3. Performances techniques du calorimètre et validation dans le faisceau de $^{60}\text{Co}$ du LNHB

Avant d'être utilisé dans les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, le nouveau calorimètre eau a été testé dans le faisceau de  $^{60}\text{Co}$  de référence du laboratoire. La profondeur de référence pour les faisceaux de  $^{60}\text{Co}$  est 5 cm. Dans ce cas, afin de pouvoir réaliser les mesures calorimétriques dans les conditions de référence, un disque en PMMA a été inséré dans la face avant de la cuve à la place de l'ampoule. Celle-ci a été reculée dans la cuve d'eau pour obtenir la profondeur de mesure souhaitée.

#### 3.2.3.1. Stabilité thermique

Afin de pouvoir réaliser les mesures calorimétriques, une bonne stabilité thermique est requise. Une circulation d'eau (régulée en température grâce à un bain thermostaté) est utilisée pour effectuer une descente plus « rapide » en température de l'eau contenue dans la cuve, de la température ambiante jusqu'à 4 °C, ceci en 10 h environ (Figure 57). Avant les mesures, ce dispositif est déconnecté. Le système de régulation et de circulation d'air autour du fantôme et à l'intérieur de l'enceinte thermique est alors utilisé seul pour maintenir la température de l'eau de la cuve à 4 °C. La stabilisation de la température à l'intérieur de la cuve du calorimètre est obtenue environ 24 h après.



Figure 57: Système de descente en température « rapide » de l'eau du calorimètre, utilisant une pompe et une circulation d'eau dans la cuve du calorimètre.

Pour les tests, un suivi de la température a été réalisé dans le calorimètre à l'aide de 5 sondes (Figure 58) qui ont été positionnées comme suit :

- une dans l'ampoule (sonde de mesure de l'élévation thermique sous irradiation)
- une au dessus de la fenêtre d'entrée, à l'intérieur de l'enceinte, devant la cuve
- une sur le couvercle PMMA de la cuve, à l'intérieur de l'enceinte
- une sous la cuve (au niveau de la première arrivée d'air)
- une dans la fenêtre d'entrée (deuxième arrivée d'air)

Il est possible de maintenir une température stable de 4.3 °C dans l'ampoule en soufflant de l'air à 3.1 °C sous la cuve et de l'air à 4.05 °C au niveau de la fenêtre d'entrée. La température au dessus de la cuve est de 4.5 °C en accord avec la simulation (Figure 47). Pour les mesures, un petit ajustement des températures de consigne permettra de se rapprocher de la température optimale de 4 °C dans l'ampoule. Les fluctuations de la température dans l'ampoule (Figure 59) après stabilisation sont de faible amplitude (environ 1 mK maximum). La pente maximale mesurée est de 8 µK/min. C'est une stabilité tout à fait satisfaisante qui permet d'effectuer des mesures calorimétriques dans de très bonnes conditions.



Figure 58: Représentation graphique du suivi de la température par les sondes. En rose la température à l'intérieur de l'ampoule ; en bleu foncé la température de l'air sous la cuve ; en vert la température de l'air dans la fenêtre d'entrée ; en rouge la température dans l'enceinte au dessus de la fenêtre d'entrée ; et en cyan la température dans l'enceinte au dessus de la cuve.

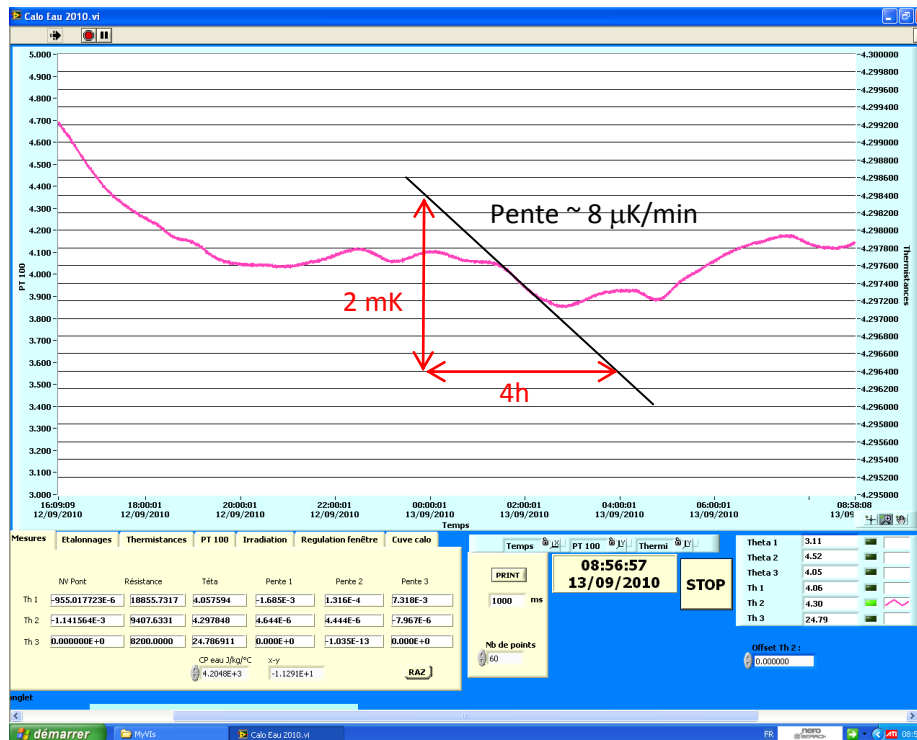


Figure 59 : Agrandissement de la figure précédente permettant de voir les fluctuations de faible amplitude (environ 1 mK) de la température dans l'ampoule après stabilisation. La pente maximale mesurée est de 8 µK/min.

Cependant, l'air utilisé en entrée du système de régulation de la température du calorimètre provient du réseau d'air comprimé industriel, sa température est donc sensible aux variations de température extérieure au calorimètre (climatisation du bâtiment notamment) comme on peut le voir sur la Figure 60.

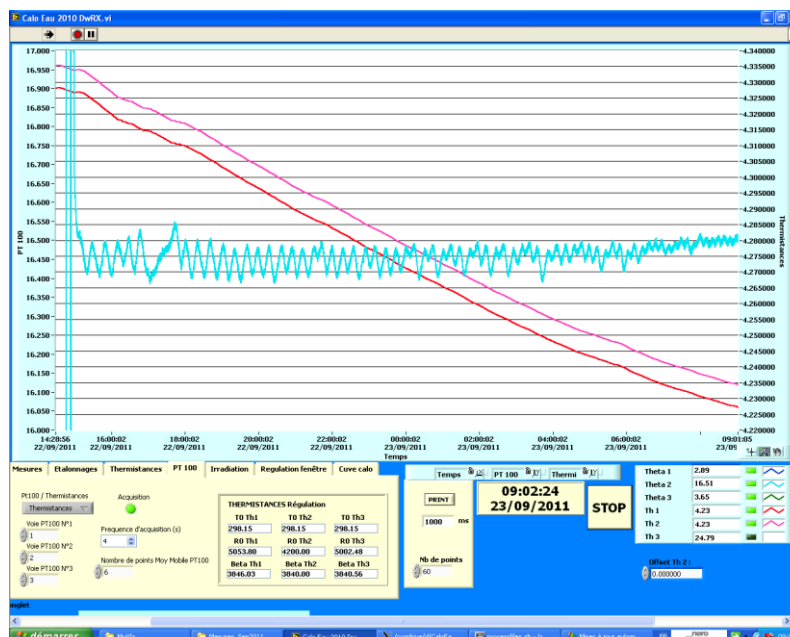


Figure 60: Suivi de la température par les sondes dans le calorimètre. En bleu clair, température de l'air du réseau d'air comprimé (échelle de gauche). En rose et rouge, température dans l'ampoule (échelle de droite).

Afin d'atténuer l'influence des variations extérieures de la température sur l'air servant à la régulation, un pré-système de régulation de la température utilisant un serpentín métallique plongé dans un bain thermostaté (à 16 °C) a été mis en place en amont des régulateurs de pression. Celui-ci ne supprime évidemment pas les oscillations observées mais permet d'en réduire les amplitudes.

Les variations maximales de température enregistrées dans l'ampoule en l'absence d'irradiation sont de l'ordre de 8 µK/min. Les mesures calorimétriques sont considérées fiables pour une variation inférieure à 100 µK/min, ainsi la stabilité thermique requise est atteinte permettant la réalisation des mesures.

### 3.2.3.2. Réponse sous irradiation et validation du calorimètre

La validation thermique réalisée, le calorimètre a été placé face au faisceau de  $^{60}\text{Co}$  n°2C du LNHB (Figure 61).



Figure 61: Calorimètre eau face au faisceau de  $^{60}\text{Co}$  n°2C du LNHB.

Le graphe Figure 62 présente les mesures d'élévation de température enregistrées par une des deux sondes de température dans l'ampoule pour la première série d'irradiations réalisée. Quatre irradiations de quatre minutes ont été réalisées, chacune étant séparée par un temps de repos de quatre minutes.

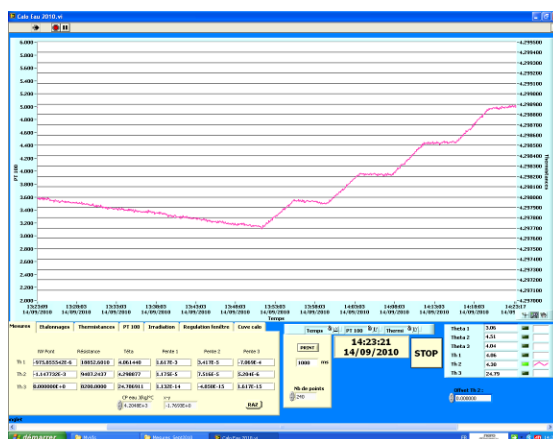


Figure 62: Suivi de la température à l'intérieur de l'ampoule pendant une série d'irradiation.

Plusieurs séries de mesures dans le faisceau de  $^{60}\text{Co}$  ont permis d'obtenir une valeur d'élévation de la température dans l'ampoule sous irradiation avec une bonne précision statistique. Un temps de repos d'une heure environ entre chaque série a été observé. Une série est composée de quatre irradiations de quatre minutes chacune séparée par un temps de repos de quatre minutes. Ainsi, une estimation du débit de dose dans l'eau à la profondeur de référence (5 cm) à 1 m de la source a pu être déterminée avec le nouveau calorimètre. Les facteurs de correction intervenant dans l'équation de détermination de la dose absorbée avaient été précédemment déterminés par B. Rapp [85]. La valeur du débit de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence (toutes corrections faites) déterminée au moyen de la calorimétrie est 56.74 Gy/h (avec une incertitude type de 0.39%) ce qui est statistiquement en très bon accord avec la valeur de référence de 56.77 Gy/h (avec une incertitude type de 0.46%). Cette référence du laboratoire est basée sur des mesures par calorimétrie graphite et calorimétrie eau.

Le calorimètre eau faible profondeur que nous avons ainsi mis au point présente une stabilité thermique satisfaisante pour la réalisation des mesures calorimétriques. De plus, le très bon accord que nous avons trouvé entre les résultats des mesures calorimétriques dans le faisceau de  $^{60}\text{Co}$  et les valeurs de référence ont permis la validation du calorimètre eau autorisant alors les mesures dans les faisceaux de rayons X de moyenne énergie étudiés.

### 3.3. Application de la méthode calorimétrique dans l'eau aux faisceaux de rayons X de moyenne énergie

L'énergie déposée dans la matière (ici l'eau) n'est pas totalement transmise sous forme de chaleur. Ainsi, en pratique, un certain nombre de facteurs de correction est à prendre en compte. La détermination de la dose absorbée dans l'eau par calorimétrie se fait à partir de l'équation suivante faisant intervenir les différents termes correctifs :

$$D_w = C_p \Delta T (1-h)^{-1} k_c k_p k_\rho k_{prof} \quad (54)$$

avec,

$D_w$  la dose absorbée dans l'eau (en Gy),

$C_p$  la capacité thermique massique de l'eau à pression constante (en  $\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ),

$\Delta T$  la mesure de l'élévation de température sous irradiation (en K),

$h$  le défaut de chaleur de l'eau (sans unité),

$k_c$  le facteur de correction de la conduction thermique (sans unité),

$k_p$  le facteur de correction des perturbations dosimétriques (sans unité),

$k_\rho$  le facteur de correction de la densité de l'eau (sans unité),

$k_{prof}$  le facteur de correction de la profondeur des sondes (sans unité).

Dans la suite de ce paragraphe, chacun des termes intervenant dans l'équation précédente va être explicité et sa valeur présentée.

### 3.3.1. La capacité thermique de l'eau à pression constante ( $C_p$ )

Les laboratoires internationaux de métrologie s'accordent par consensus pour prendre comme valeur de capacité thermique massique de l'eau à 4 °C et à une pression constante de  $1.013 \cdot 10^5$  Pa,  $4204.8 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$  (valeur déterminée par Osborne comme précédemment décrit en 3.1) à l'exception du PTB qui a choisi une valeur de  $4206.8 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$  faisant référence à une publication de Kohlrausch [89].

L'incertitude sur les données expérimentales originales de la capacité thermique de l'eau a été élargie du fait du manque de nouvelles données plus précises. La valeur de l'incertitude de type B est de 0.10 % pour les six faisceaux étudiés.

### 3.3.2. La mesure de l'élévation de température sous irradiation ( $\Delta T$ )

Comme indiqué précédemment, la mesure de l'élévation de température sous irradiation est effectuée au moyen des deux sondes positionnées dans l'ampoule à 2 cm de profondeur dans l'eau. Pour chaque faisceau plusieurs séries de mesures ont été réalisées. Une série de mesure consiste en trois irradiations de quatre minutes chacune séparée par un temps de repos de quatre minutes (Figure 63).

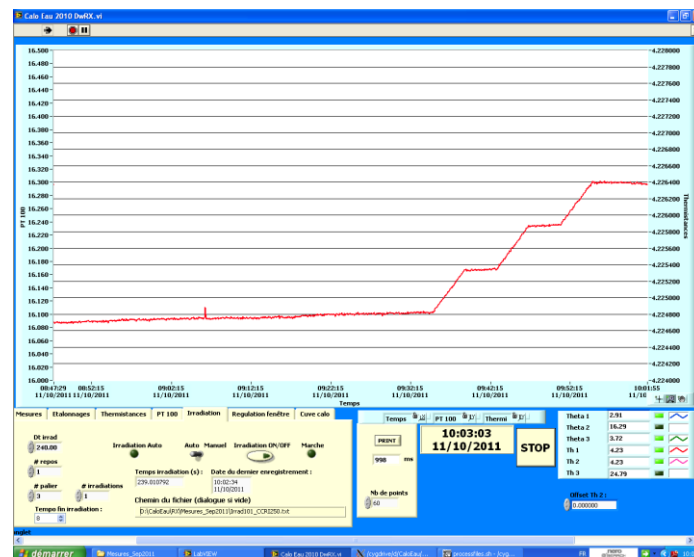


Figure 63 : Capture d'écran du logiciel d'acquisition des mesures de température. Sur cette figure une série d'irradiation comportant trois irradiations de quatre minutes est représentée.

Pour chaque irradiation, la valeur de l’élévation de température  $\Delta T$  est évaluée à mi-irradiation en tenant compte de la variation de la température post et pré-irradiation. Une régression linéaire est effectuée sur les points précédant et suivant l’irradiation. Afin de ne pas prendre en compte les perturbations thermiques au niveau de la sonde les 40 premières secondes suivant la fin de l’irradiation ne sont pas considérées pour effectuer la régression pour la détermination de la variation de la température post-irradiation.  $\Delta T$  est obtenue par soustraction de l’extrapolation au temps de mi-irradiation des deux régressions linéaires pré et post irradiation (Figure 64).

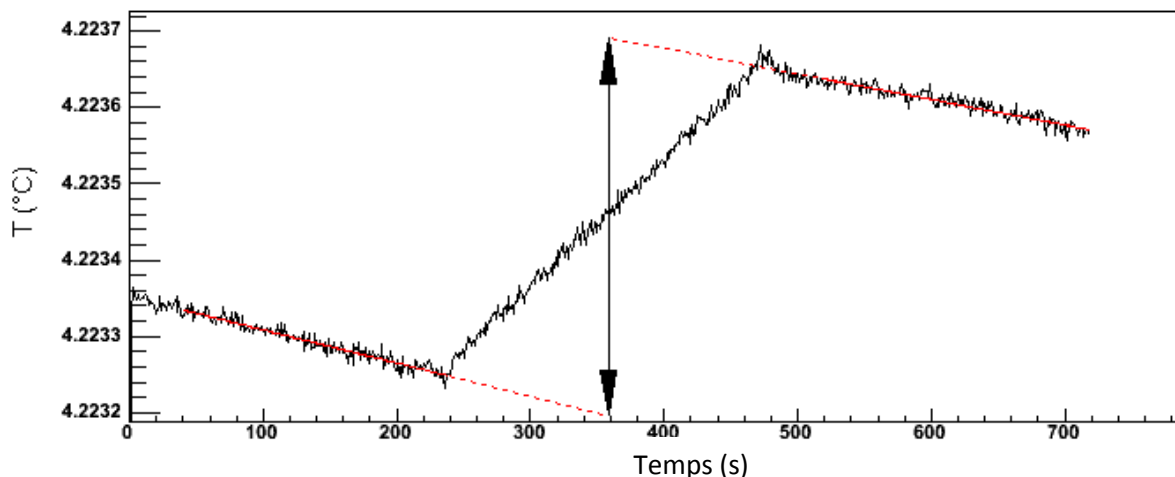


Figure 64 : Détermination de l’élévation de température sous irradiation.

Une bonne stabilité est nécessaire pour pouvoir effectuer une régression linéaire précise et ainsi obtenir une bonne détermination de l’élévation de température sous irradiation et donc *in fine* de la valeur de la dose absorbée dans l’eau.

Les valeurs d’élévation de température mesurées sous irradiation sont présentées dans le Tableau 25 pour les six faisceaux étudiés. Les incertitudes statistiques sur la moyenne des mesures sont également présentées à  $k = 1$ .

Tableau 25 : Synthèse des mesures d’élévations de température sous irradiation et leurs incertitudes associées pour les six faisceaux.

Faisceau	$\Delta T$ ( $\mu\text{K}$ )	Nombre de mesures	$u$ ( $\mu\text{K}$ )	$u$ (%)
RQR6	282.60	102	1.14	0.40
RQR9	314.58	114	1.24	0.39
RQR10	477.38	96	1.08	0.23
CCRI180	386.84	108	1.14	0.29
CCRI250	495.52	72	1.18	0.24
ISO H300	375.52	102	1.07	0.28

L’incertitude sur la mesure de l’élévation de température est considérée comme l’incertitude statistique sur la moyenne des mesures. Celle-ci est comprise entre 0.23 % et 0.40 % en fonction du faisceau considéré (incertitude de type A ;  $k = 1$ ).



### 3.3.3. Le défaut de chaleur de l'eau ( $h$ )

D'après les valeurs de TEL issues du rapport ICRU, il est possible de déterminer les rendements radiochimiques des espèces par lecture sur le graphe. Une fois les valeurs lues, en s'étant assuré du respect des lois de conservation de l'oxygène et de l'hydrogène ainsi que de la charge, un calcul du défaut de chaleur est possible grâce à un programme développé au laboratoire et prenant en compte 50 équations de radiolyse faisant intervenir les différents éléments présents dans l'équation bilan précédemment présentée. Dans ce programme, il est également possible d'introduire des impuretés organiques dans des proportions égales à celles ayant été mesurées dans l'eau ultra-pure remplissant l'ampoule de confinement. Les concentrations en impuretés organiques ou TOC pour Total Organic Carbon sont de 24 ppb.

Le pH est également un paramètre d'influence des rendements radiochimiques, celui-ci est pris en considération.

Le défaut de chaleur de l'eau ultra-pure utilisée ici et dans laquelle de l'azote de haute pureté (pureté > 99.999 % en volume) a été mis à buller (gaz inerte chimiquement par rapport aux réactions de radiolyse de l'eau) est de +0.1 % pour les six faisceaux (endothermique). En accord avec les laboratoires internationaux ainsi que les mesures effectuées au laboratoire, l'incertitude associée au défaut de chaleur est de 0.3 %. Ainsi, le choix a été fait de considérer, pour cette étude, un défaut de chaleur nul avec une incertitude associée de 0.3 %.

L'ampoule remplie d'eau pure saturée en azote, avant d'être utilisée pour les mesures calorimétriques, subit une pré-irradiation pour une dose de 300 Gy environ dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  (faible TEL) ce qui permet de stabiliser le défaut de chaleur de l'eau.

### 3.3.4. Le facteur de correction de la conduction thermique ( $k_c$ )

Le facteur de correction de la conduction thermique prend en compte les transferts de chaleur par conduction qui perturbent la mesure au niveau de la thermistance. Ceci provient de la grande différence de capacité thermique entre l'eau et le quartz.

Dans l'eau, les transferts de chaleur se produisent par conduction, convection et rayonnement :

- transferts de chaleur par conduction : il s'agit d'un transfert de chaleur par contact entre deux corps. Le système tend vers l'établissement d'un équilibre thermique.

Comme évoqué en 3.1, nous devons réaliser la détermination du temps pendant lequel la mesure locale d'élévation de température avant diffusion est possible. Ce temps peut être estimé à partir de

l'équation générale de conduction de la chaleur dans un corps homogène. Ainsi, on a, dans le cas où il n'existe pas de production de chaleur au sein même du matériau :

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\lambda}{\rho C_p} \Delta T \quad (55)$$

avec,

$T$  la température (en K),

$t$  le temps (en s)

$\lambda$  la conductivité thermique du matériau (en  $\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ),

$\rho$  la masse volumique du matériau (en  $\text{kg.m}^{-3}$ ),

$C_p$  la capacité thermique massique (en  $\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$ ),

$\Delta T$  le laplacien de la température.

Lors d'une irradiation d'un fantôme large par un faisceau de rayons X, le gradient de température principal est le long de l'axe central (suivant  $z$  par exemple). L'équation (53) devient donc :

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\lambda}{\rho C_p} \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \quad (56)$$

Pour un temps court après l'irradiation, donc avant convection, l'hypothèse que le gradient de température est de la même forme que le gradient de dose peut être formulée [64].

Or, on a :

$$D(z) = D_0 e^{-\mu(z-z_0)} \quad (57)$$

avec,

$D(z)$  la dose absorbée dans l'eau à la profondeur  $z$  (en Gy),

$D_0$  la dose absorbée dans l'eau à la profondeur  $z_0$  (en Gy),

$\mu$  le coefficient d'atténuation linéique total de l'eau (en  $\text{m}^{-1}$ ).

D'où :

$$T(z) = T_0 e^{-\mu(z-z_0)} \quad (58)$$

avec,

$T(z)$  la température à la profondeur  $z$  (en K),

$T_0$  la température à la profondeur  $z_0$  (en K).

Donc :

$$\frac{\partial^2 T}{\partial z^2} = \mu^2 T \quad (59)$$

On obtient alors :

$$\Delta t \approx \frac{\rho C_p}{\lambda \mu^2} \frac{\Delta T}{T} \quad (60)$$

Les valeurs utilisées pour l'application numérique sont [97] :

$$\lambda = 0.58 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$$

$$\rho = 1000 \text{ kg.m}^{-3}$$

$$C_p = 4204.8 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$$

$$\mu = 10 \text{ m}^{-1}$$

Ce qui conduit à une valeur de  $\Delta t$  de 350 s environ pour une incertitude relative inférieure à 0.5 %. Ce délai est suffisant pour réaliser une irradiation, considérant les débits de dose des faisceaux étudiés.

- transferts de chaleur par convection : lors de la variation de la température d'une partie d'un fluide, la masse volumique de cette partie est modifiée par rapport à la masse volumique du fluide environnant. Alors, celui-ci observe un mouvement vertical sous l'effet de la poussée d'Archimède.

Le phénomène de convection est donc lié à la variation de la masse volumique de l'eau avec la température. Ainsi, le choix s'est porté sur la réalisation des mesures à une température de 4 °C. Il s'agit de la température correspondant au maximum de masse volumique de l'eau (Figure 65). Les mouvements de convection peuvent ainsi être minimisés.

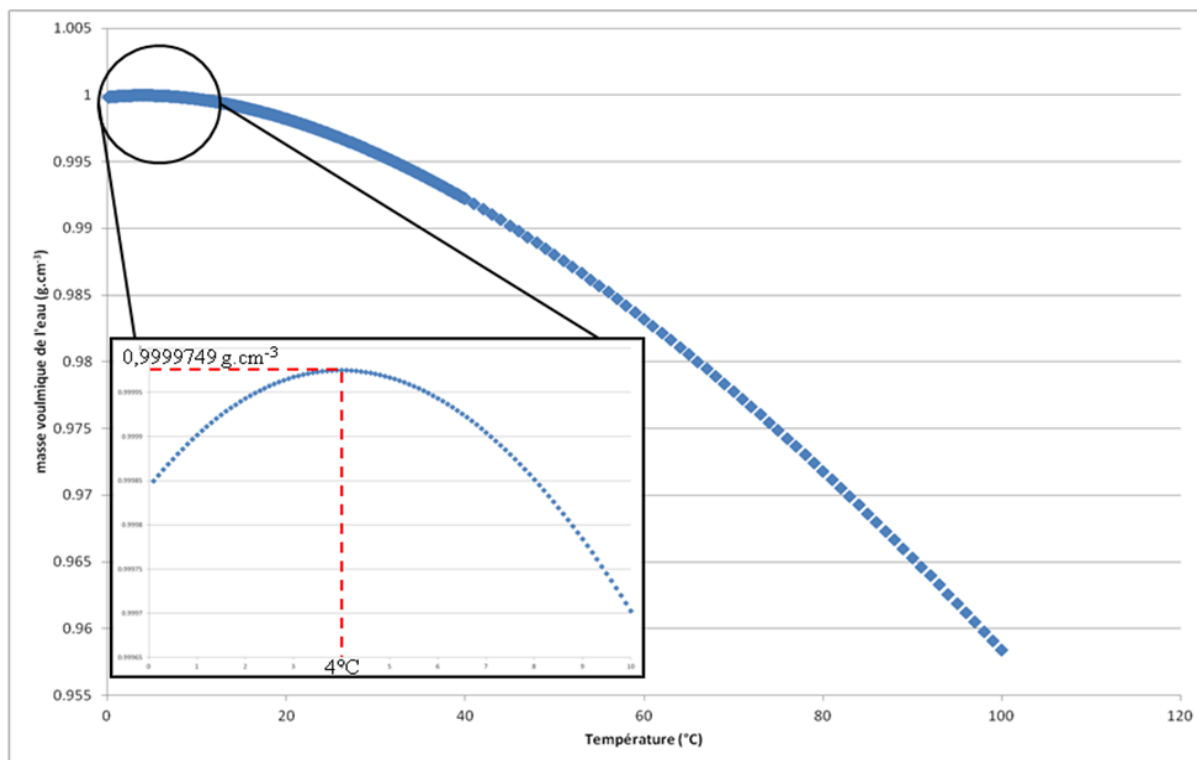


Figure 65 : Représentation de la masse volumique de l'eau (en g.cm<sup>-3</sup>) en fonction de la température (en °C) pour une pression de 101325 Pa [97].

Dans le cadre de cette étude, l'hypothèse sera faite que les mouvements de convection sont secondaires, par rapport au phénomène de conduction, et donc qu'ils n'induisent pas de perturbations de la mesure locale de l'élévation de température.

- transferts de chaleur par rayonnement : le rayonnement reçu par un corps est absorbé partiellement (ou totalement dans le cas d'un corps noir) et contribue à son équilibre thermique.

Afin de déterminer le facteur de correction de la conduction thermique, des simulations du dispositif de mesure ont été réalisées. La méthode utilisée s'inspire de celle décrite par B.Rapp [98]. Ce facteur possède deux composantes :

- l'ampoule
- la sonde

Pour des raisons de taille de maillage des structures utilisées pour la détermination de la correction par calculs par éléments finis, l'ampoule et la sonde sont modélisées séparément. Les deux composantes sont prises en compte.

Concernant la composante liée à l'ampoule, il s'agit tout d'abord de réaliser une simulation du dépôt d'énergie dans celle-ci. Pour cela, une modélisation de la géométrie du calorimètre a été réalisée, à l'aide du code MCNPX, pour les six faisceaux. La géométrie utilisée est présentée Figure 66.

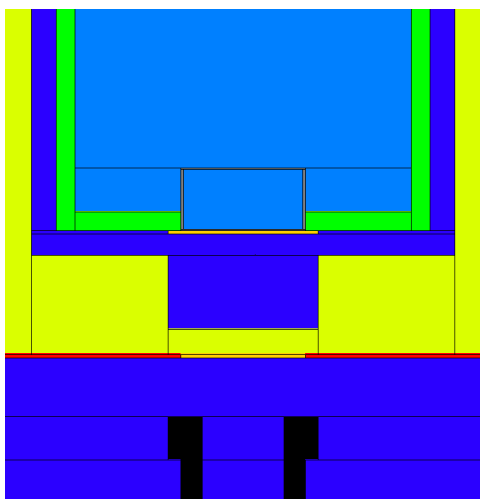


Figure 66 : Géométrie MCNPX du calorimètre utilisé pour les simulations du dépôt d'énergie dans l'ampoule pour les six faisceaux étudiés. En noir, le collimateur en plomb ; en orange, le depron ; en jaune, le polystyrène expansé de l'enceinte thermique ; en rouge, la coque rigide de l'enceinte thermique ; en vert le PMMA de la paroi du fantôme ; en gris le quartz de l'ampoule, en bleu clair l'eau.

Le dépôt d'énergie est obtenu à partir de deux MESH TALLY de type 3 cylindrique et rectangulaire avec le code de calcul MCNPX. Il s'agit d'un maillage couvrant l'ampoule et le fantôme d'eau et permettant de déterminer le dépôt d'énergie en chaque point de ce maillage.

Une représentation du dépôt d'énergie, selon l'axe du faisceau, dans l'ampoule est donnée sur la Figure 67 pour le faisceau CCRI250.

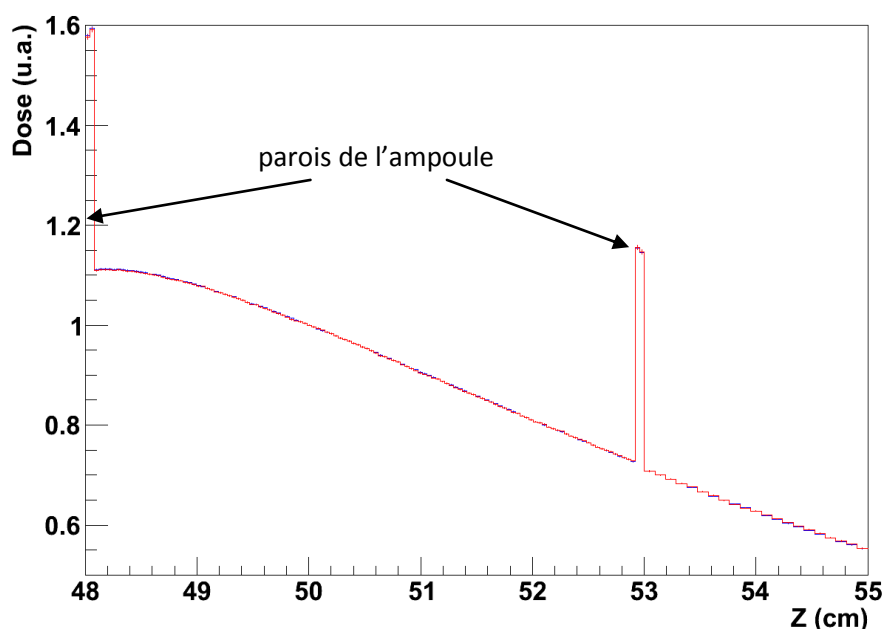


Figure 67 : Représentation du dépôt d'énergie dans l'ampoule pour le faisceau CCRI250. L'ampoule mesure 5 cm d'épaisseur (mesure prise entre ses parois externes en quartz de 0.8 mm d'épaisseur). Les pics observés sont les parois en quartz.

Le calcul du dépôt d'énergie obtenu avec MCNPX sert ensuite de source de chaleur pour le calcul des transferts thermiques avec COMSOL afin de définir le facteur de correction. COMSOL est utilisé ici



La composante corrective liée à la sonde a ensuite été calculée. Son principe de détermination est le même que celui concernant l'ampoule en quartz. En effet, il est également nécessaire, dans une première étape, de modéliser le dépôt d'énergie dans l'ampoule par simulation utilisant le code de calcul MCNPX. Puis, dans un second temps, les résultats issus du calcul MCNPX sont utilisés comme fichier d'entrée de modélisations COMSOL. Deux calculs sont effectués :

- un pour lequel la sonde est modélisée comme un tube plein en eau (calcul de référence)
- un pour lequel la sonde est modélisée comme un tube plein en quartz

Les courbes de variation de la température calculées au centre de l'ampoule sont présentées Figure 70.

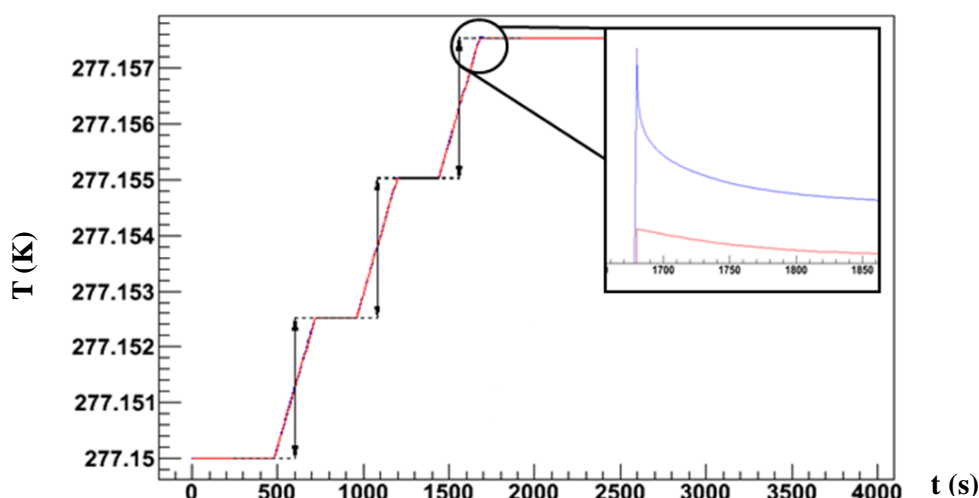


Figure 70 Représentation de l'élévation de température au centre de l'ampoule pour une série d'irradiations comportant 3 irradiations de 4 minutes, chacune séparées par un temps de repos de 4 minutes (RQR6). En rouge, calcul réalisé lorsque le quartz est remplacé par de l'eau ; en bleu, calcul réalisé avec les matériaux réels.

Les courbes d'élévation de température sous irradiation calculées pour la détermination de l'influence de la sonde d'une part et de l'influence de l'ampoule d'autre part ont ensuite été combinées pour déterminer le facteur de correction global. La courbe d'élévation de température de référence pour l'influence de la sonde a été soustraite de celle pour laquelle la sonde est considérée avec son vrai matériau, le quartz. L'influence de la sonde est donc, de cette manière, isolée (Figure 71).

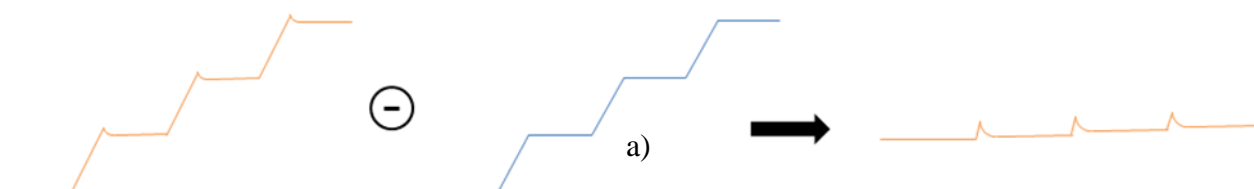


Figure 71 : Représentation schématique de l'étape d'isolement de l'influence de la sonde dans le facteur de correction de la conduction thermique.

Cette différence a ensuite été ajoutée à la courbe d'élévation de température obtenue pour les valeurs vraies de conceptions thermiques des matériaux (calcul effectué pour la détermination de l'influence de l'ampoule). La courbe obtenue rend compte de l'influence de l'ampoule et de la sonde (Figure 72).



**Figure 72 : Représentation schématique de la combinaison des influences de la sonde et de l'ampoule dans le facteur de correction de la conduction thermique.**

Puis, de la même manière que pour la détermination de la valeur expérimentale de l'élévation de température sous irradiation, une régression a été effectuée sur les pentes post et pré irradiation de cette nouvelle courbe afin de définir l'élévation de température à mi-irradiation. Les 80 points après l'arrêt de l'irradiation sont exclus afin de s'affranchir des effets de perturbation de la sonde (effets particulièrement important pour les faisceaux de plus faible énergie). La même opération a été effectuée sur la courbe de référence pour laquelle la conductivité thermique des matériaux avait été choisie nulle (calcul de référence pour l'influence de l'ampoule). La valeur du facteur de correction a été déterminée comme le rapport de l'élévation de température, pour chaque irradiation, calculé pour la courbe représentant l'influence de l'ampoule et de la sonde (courbe b sur la Figure 72) sur les valeurs d'élévation de température calculées pour la courbe de référence (courbe a sur la Figure 71).

Les résultats des facteurs de correction de conduction thermique globaux sont fournis dans le Tableau 26 pour les six faisceaux. Une valeur par irradiation est obtenue car les pentes pré et post irradiation (à partir desquelles sont calculés les facteurs de correction) sont modifiées par la conduction pendant une même série d'irradiation.

L'incertitude type associée au facteur de correction de la conduction thermique a été évaluée en faisant varier le nombre de points utilisés pour effectuer les régressions pré et post irradiation dans le but de déterminer l'élévation de température à mi-irradiation. A cette composante est ajoutée quadratiquement une incertitude de 0.1 % provenant des simulations Monte-Carlo et résolutions des équations de la chaleur par COMSOL. L'incertitude totale associée à ce facteur est comprise entre 0.13 % et 0.44 % ( $k = 1$ ) en fonction du faisceau considéré.



**Tableau 26 : Synthèse des valeurs des facteurs de correction de la conduction thermique pour les six faisceaux d'intérêt. Les facteurs présentés sont les résultats de la combinaison des corrections induites par l'ampoule en quartz et par la sonde. Il y a une valeur de facteur par irradiation à l'intérieur de chaque série (3 valeurs par série).**

Faisceau	Numéro de l'irradiation	Facteur de correction de la conduction thermique	u (%)
RQR6	1	1.0406	0.44
	2	1.0295	
	3	1.0302	
RQR9	1	1.0276	0.43
	2	1.0197	
	3	1.0198	
RQR10	1	1.0232	0.38
	2	1.0161	
	3	1.0160	
CCRI180	1	1.0144	0.24
	2	1.0107	
	3	1.0099	
CCRI250	1	1.0081	0.14
	2	1.0062	
	3	1.0056	
ISO H300	1	1.0081	0.13
	2	1.0064	
	3	1.0059	

### 3.3.5. Le facteur de correction des perturbations dosimétriques ( $k_p$ )

Les perturbations dosimétriques des mesures calorimétriques ont pour origine les matériaux autres que l'eau se trouvant sur le trajet du faisceau ou dans un environnement proche du point de mesure [99]. Deux structures majeures d'influence ont été identifiées :

- l'enceinte thermique ( $k_{p1}$ )
- l'ampoule en quartz ( $k_{p2}$ )

Les deux facteurs de correction relatifs à chacune de ces perturbations ont été déterminés de manière indépendante.

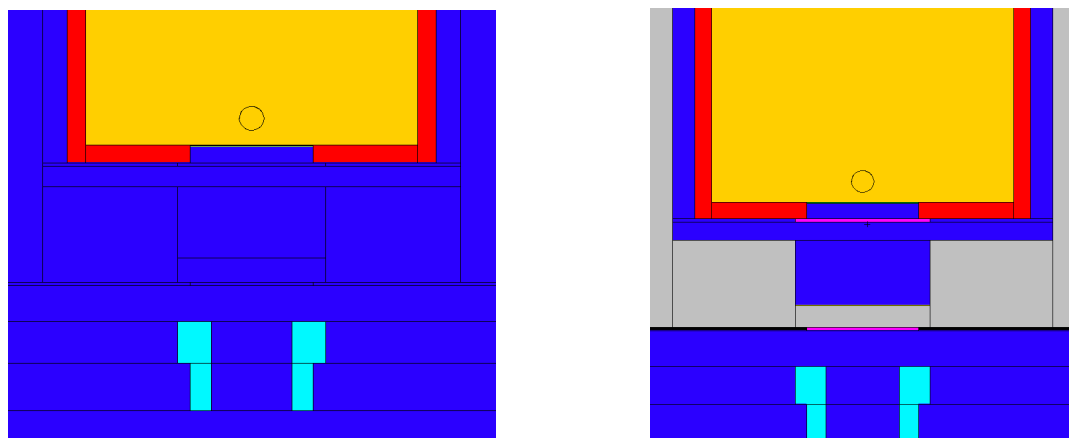
Deux méthodes ont été utilisées pour déterminer le facteur de correction des perturbations induites par l'enceinte thermique. Tout d'abord le facteur a été déterminé grâce à des mesures ionométriques effectuées avec une chambre d'ionisation NE2571 munie de son capot d'étanchéité. La chambre d'ionisation a été positionnée telle que son centre se situe à 2 cm de profondeur dans l'eau. Deux séries de mesures, une avec et une sans enceinte thermique ont été réalisées pour les six faisceaux. L'incertitude associée à la valeur du facteur est comprise entre 0.13 % et 0.24 %. Il s'agit de l'incertitude type associée au rapport de deux mesures ionométriques. Les résultats figurent dans le Tableau 27.

**Tableau 27 : Synthèse des valeurs des facteurs de correction des perturbations induites par l'enceinte thermique ( $k_{pt}$ ), mesurés avec une chambre d'ionisation NE2571 pour les six faisceaux étudiés.**

Faisceau	Facteur de correction des perturbations induites par l'enceinte thermique, mesuré à l'aide d'une chambre d'ionisation NE2571	u (%)
RQR6	1.051	0.17
RQR9	1.035	0.16
RQR10	1.030	0.14
CCRI180	1.017	0.14
CCRI250	1.013	0.13
ISO H300	1.012	0.24

Puis le facteur a été déterminé par simulations Monte-Carlo à l'aide du code de calcul MCNPX. Deux simulations ont été nécessaires : une avec et une sans l'enceinte thermique (Figure 73). Le paramètre calculé est le dépôt d'énergie par unité de masse dans un volume sphérique d'eau plongé dans l'eau à 2 cm de profondeur ( $*F8^2$ ). Le facteur de correction a alors été calculé comme le rapport du dépôt d'énergie dans le volume d'eau en présence de l'enceinte sur la valeur calculée en absence de l'enceinte thermique. Un récapitulatif des paramètres imposés pour les simulations des matériaux est donné en annexe 3.

Les résultats obtenus pour les six faisceaux sont résumés dans le Tableau 28. L'incertitude associée est obtenue en réalisant la somme quadratique des incertitudes statistiques des calculs Monte-Carlo ayant servi à la détermination du facteur. Celle-ci vaut 0.11 % pour les six faisceaux étudiés.



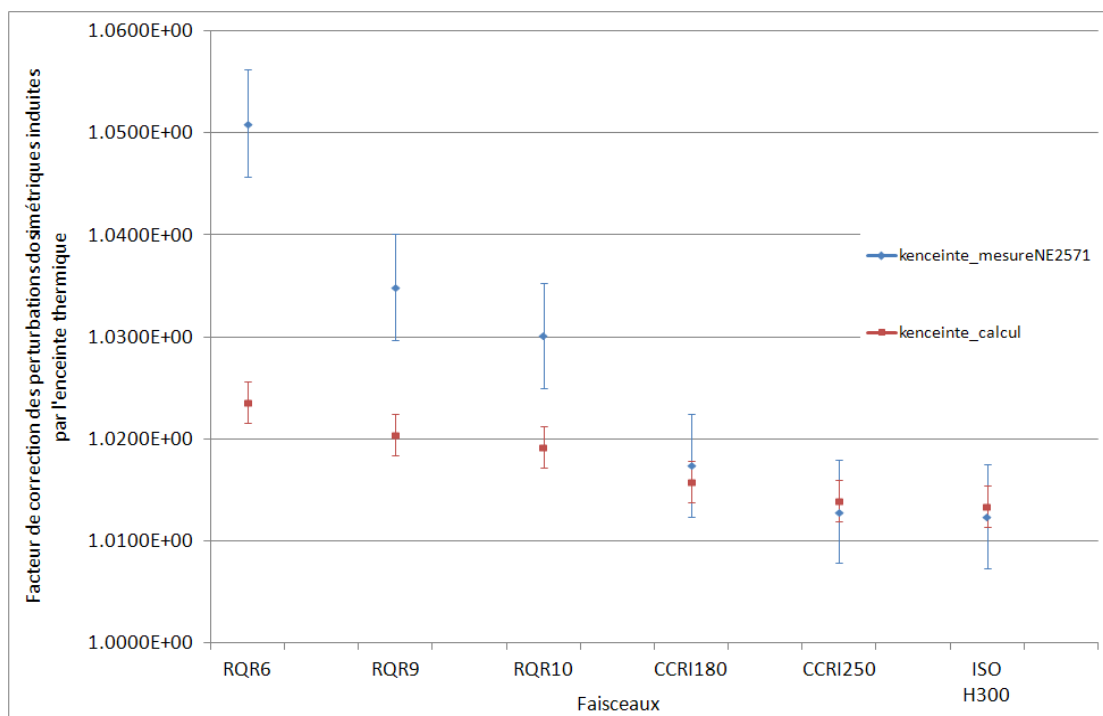
**Figure 73 : Géométrie MCNPX de détermination du facteur de correction des perturbations dosimétriques induites par l'enceinte thermique ( $k_{pt}$ ). A gauche, géométrie sans enceinte thermique ; à droite, géométrie avec enceinte thermique. En bleu clair, le collimateur en plomb ; en bleu foncé, l'air ; en orange, l'eau ; en rouge le PMMA composant les parois du fantôme ; en rose le Depron ; en gris le polystyrène expansé composant l'enceinte ; en noir la coque rigide de l'enceinte.**

<sup>2</sup> Tally de MCNPX correspondant à un dépôt d'énergie dans un volume déterminé (exprimé en MeV).

**Tableau 28 : Synthèse des valeurs calculées des facteurs de correction des perturbations induites par l’enceinte thermique ( $k_{pt}$ ) pour les six faisceaux.**

Faisceau	Facteur de correction des perturbations induites par l’enceinte thermique, calculé par simulation Monte-Carlo	u (%)
RQR6	1.024	0.11
RQR9	1.020	
RQR10	1.019	
CCRI180	1.016	
CCRI250	1.014	
ISO H300	1.013	

Afin de comparer les deux séries de valeurs obtenues numériquement et par expérience, celles-ci ont été représentées sur un même graphe (Figure 74).



**Figure 74 : Comparaison des facteurs de correction des perturbations dosimétriques induites par l’enceinte thermique ( $k_{pt}$ ), déterminés par simulations Monte-Carlo et par mesures avec une chambre d’ionisation NE2571.**

En accord avec la Figure 74, une différence significative entre les valeurs des facteurs est observée pour les faisceaux les moins énergétiques (RQR6, RQR9, RQR10). Le facteur de correction mesuré est plus élevé que celui calculé signifiant que l’atténuation réelle du faisceau par l’enceinte est plus importante que celle calculée. Pour le calcul, la composition des matériaux constituant l’enceinte thermique et étant traversés par le faisceau ne correspond peut-être pas à la composition réelle. Tous les matériaux composant l’enceinte thermique ont été modélisés comme étant des composés contenant des atomes de carbone, hydrogène, oxygène et azote en différentes fractions massiques. Lors d’une présentation faite au congrès EURAMET en octobre 2009 à Paris, Kramer et Krauss (PTB) indiquaient que les polystyrènes industriels peuvent contenir du brome. Afin de déterminer

l'éventuelle présence de brome dans le polystyrène constituant l'enceinte thermique, une spectroscopie X a été réalisée. Sous rayonnement X de basse énergie, l'effet photoélectrique conduit les atomes d'un matériau dans un état excité après émission d'un électron. La structure électronique de l'atome excité étant instable, une désexcitation a lieu par transition électronique d'un électron de couche périphérique vers une vacance d'une couche plus interne. Cette transition s'accompagne soit de l'émission d'un photon soit de celle d'un électron Auger). La spectroscopie consiste en une mesure, avec un détecteur, des photons de fluorescence émis par le matériau testé. Le spectre de l'enceinte thermique du calorimètre est présenté Figure 75. La spectroscopie X du polystyrène composant l'enceinte thermique du calorimètre laisse apparaître deux pics de fluorescence :

- un à 11.86 keV correspondant à la raie  $K\alpha$  du brome (11.907 keV)
- un à 13.22 keV correspondant à la raie  $K\beta$  du brome (13.29 keV)

La présence de brome dans le matériau est donc mise en évidence par cette spectroscopie.

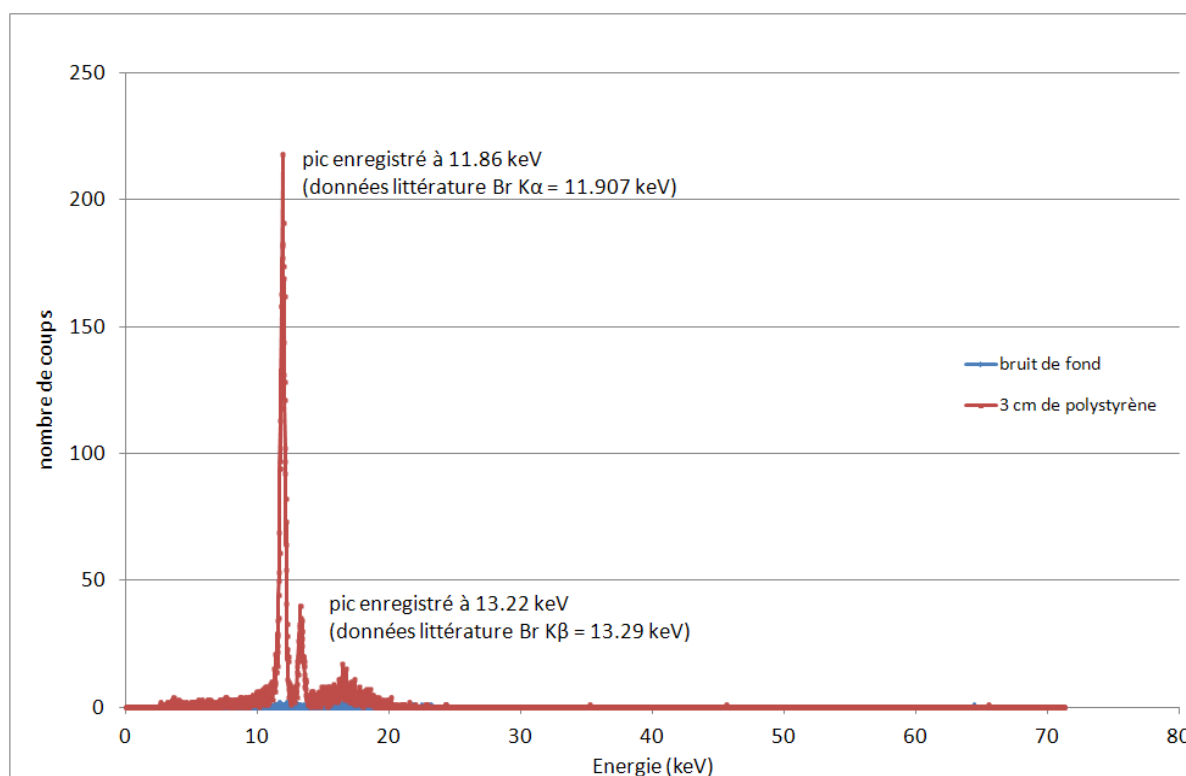


Figure 75 : Résultat de la spectroscopie X du polystyrène expansé composant l'enceinte thermique du calorimètre.

Les observations faites par le laboratoire de dosimétrie allemand ainsi que les résultats issus des mesures par spectroscopie X sont confirmées par une publication d'Alaee et al. [100]. Dans ce papier, il est indiqué que les différents types de polystyrènes industriels contiennent tous des agents bromés servant de retardant au feu. La fraction massique en brome varie en fonction du type de polystyrène. Pour du polystyrène expansé de même nature que celui composant l'enceinte thermique du calorimètre les fractions massiques usuelles en brome sont comprises entre 0.8 et 4 %. La spectroscopie X ayant

révélé la présence de brome mais pas sa fraction massique, des simulations ont été effectuées en modifiant la composition de l’enceinte thermique avec différentes fractions massiques en brome comprises entre 0.8 et 3%. Le brome est ajouté en tant qu’atome et est réparti de manière homogène dans la matière. Les résultats des facteurs de correction ainsi déterminés pour différentes valeurs de fraction massique en brome sont représentés Figure 76 et comparés à la valeur mesurée du facteur. Quelle que soit la fraction massique en brome, l’incertitude associée au facteur de correction est de 0.11 %.

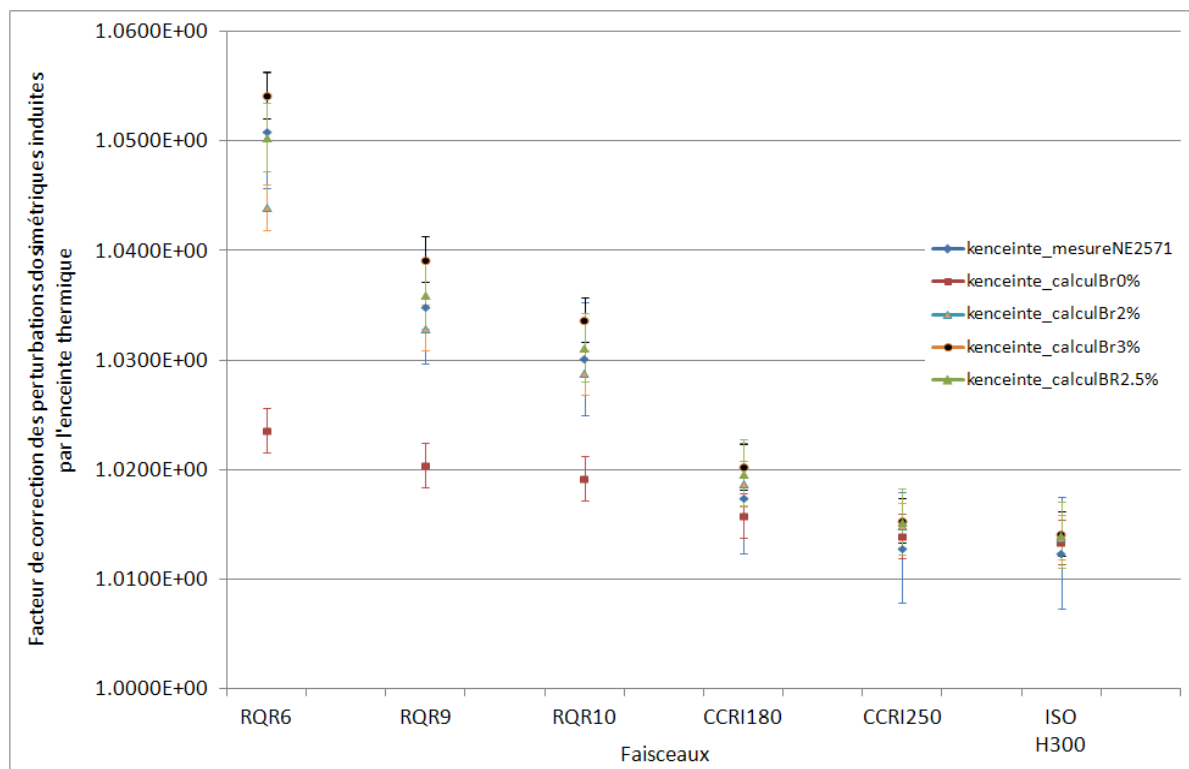


Figure 76 : Facteurs de correction des perturbations dosimétriques ( $k_{p1}$ ) mesurés et calculés pour différentes fractions massiques en brome pour les six faisceaux étudiés.

La présence d’atomes de brome dans le polystyrène de l’enceinte thermique a une influence sur la valeur du facteur de correction. La valeur du facteur augmente avec la fraction massique en brome et il semble que, pour une fraction massique en brome de 2.5 %, les valeurs expérimentales soient retrouvées. Cette valeur de 2.5 % est en accord avec la plage 0.8 % - 4 % énoncé par Alae et al., pour l’établissement de la valeur de la dose absorbée par calorimétrie dans l’eau les valeurs expérimentales de ce facteur de correction seront systématiquement choisies.

Le facteur de correction des perturbations dosimétriques induites par l’ampoule en quartz ( $k_{p2}$ ) a été déterminé par simulations Monte-Carlo. Ce facteur possède deux origines ; la première concerne les parois cylindriques de l’ampoule ( $k_{p2a}$ ). Pour déterminer cette composante du facteur, deux simulations ont été nécessaires : avec et sans l’ampoule. Une représentation des géométries utilisées est donnée Figure 77.

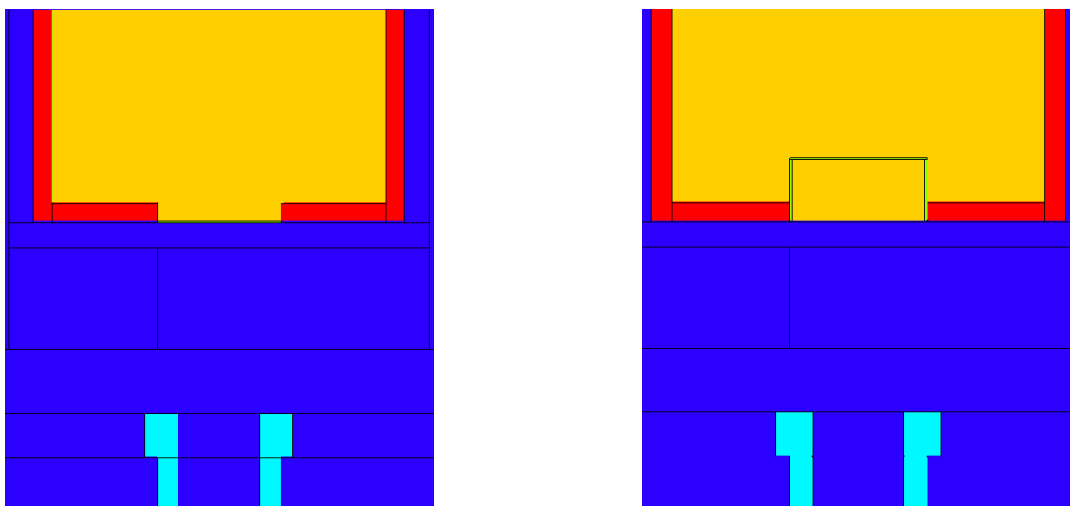


Figure 77 : Géométries MCNPX utilisées pour la détermination du facteur de correction des perturbations dosimétriques induites par l'ampoule ( $k_{p2a}$ ). A gauche, géométrie en l'absence de l'ampoule ; à droite géométrie avec l'ampoule. En bleu clair, le collimateur en plomb ; en bleu foncé, l'air ; en rouge le PMMA ; en orange, l'eau ; en vert, le quartz.

La seconde composante de ce facteur concerne la position de la face avant plane de l'ampoule ( $k_{p2b}$ ). En effet, alors que pour la ionométrie le fantôme utilisé possède une face avant se situant sur sa paroi interne, la face avant du calorimètre se situe sur sa paroi externe. Le facteur a été déterminé par simulations Monte-Carlo. Les géométries utilisées sont représentées Figure 78.

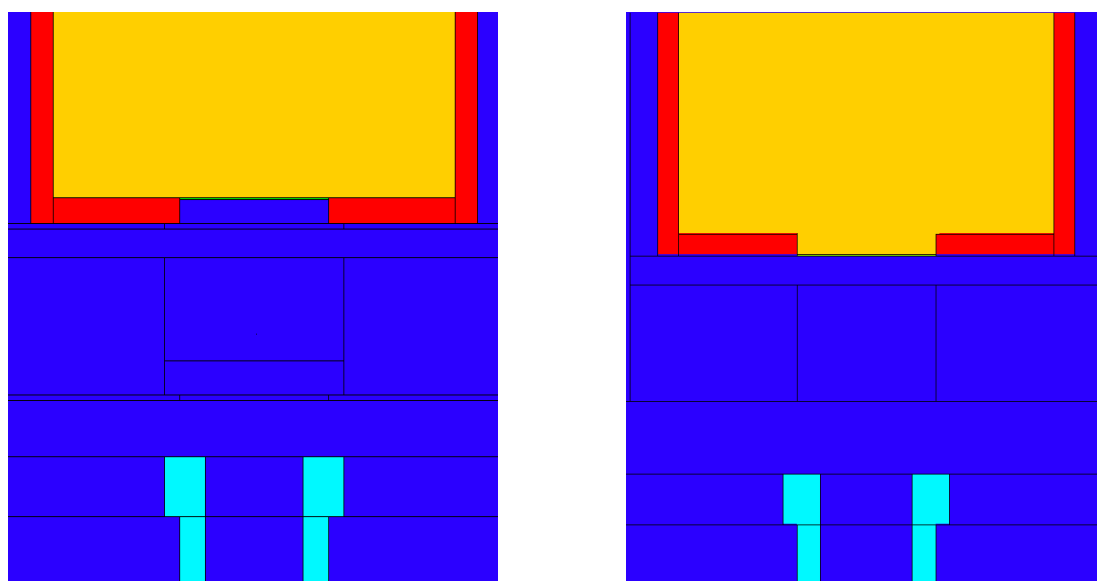


Figure 78 : Géométries MCNPX utilisées pour la détermination de l'influence de la face avant de l'ampoule ( $k_{p2b}$ ). A gauche, géométrie avec la face avant en face interne du fantôme d'eau ; à droite, géométrie avec la face avant en face externe du fantôme d'eau. En bleu clair, le collimateur en plomb ; en bleu foncé, l'air ; en rouge le PMMA ; en orange, l'eau ; en vert, le quartz.

Les résultats des valeurs du facteur de correction des perturbations induites par l'ampoule (produit des deux composantes  $k_{p2a}$  et  $k_{p2b}$ ) sont présentés Tableau 29 pour les six faisceaux. L'incertitude associée aux valeurs du facteur de correction des perturbations induites par l'ampoule est de 0.11 % (somme quadratique des incertitudes statistiques associées aux calculs Monte-Carlo).

**Tableau 29 : Synthèse des valeurs de facteurs de correction des perturbations induites par l’ampoule ( $k_{p2}$ ) pour les six faisceaux d’intérêt.**

Faisceau	Facteur de correction des perturbations induites par l’ampoule (produit des deux composantes)	u (%)
RQR6	1.013	0.11
RQR9	1.012	
RQR10	1.011	
CCRI180	1.008	
CCRI250	1.003	
ISO H300	1.002	

Le facteur de correction global des perturbations dosimétriques est obtenu comme le produit des deux composantes (enceinte et ampoule) précédemment déterminées. Les valeurs se trouvent dans le Tableau 30. L’incertitude associée à ce facteur de correction est obtenue en réalisant la somme quadratique des incertitudes associées aux deux composantes.

**Tableau 30 : Synthèse des valeurs des facteurs de correction des perturbations dosimétriques ( $k_p$ ) pour les six faisceaux.**

Faisceau	Facteur de correction global des perturbations dosimétriques	u (%)
RQR6	1.064	0.21
RQR9	1.047	0.20
RQR10	1.041	0.18
CCRI180	1.026	0.18
CCRI250	1.016	0.17
ISO H300	1.015	0.26

### 3.3.6. Le facteur de correction de la densité de l’eau ( $k_\rho$ )

Les mesures calorimétriques sont réalisées à 4 °C or la température des références dosimétriques, donc celle à laquelle sont ramenées les mesures ionométriques est 20 °C (293.15 K). La densité de l’eau varie en fonction de la température. Afin de pouvoir réaliser une comparaison entre la dose mesurée par calorimétrie et celle déterminée par application des protocoles de dosimétrie, un facteur de correction prenant en compte l’influence de la différence de la densité de l’eau sur la valeur de la dose absorbée doit être appliqué. Ce facteur de correction est déterminé de manière analytique par la formule suivante :

$$k_\rho = \frac{e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff} \times \rho(20^\circ C)} \times e}{e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff} \times \rho(4^\circ C)} \times e} \quad (61)$$

avec,

$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff}$  le coefficient d'atténuation massique effectif de l'eau au point de mesure (en  $\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ ),

$\rho(20^\circ\text{C})$  la masse volumique de l'eau à une température de  $20^\circ\text{C}$  (en  $\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$ ),

$\rho(4^\circ\text{C})$  la masse volumique de l'eau à une température de  $4^\circ\text{C}$  (en  $\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$ ),

$e$  la profondeur de mesure dans l'eau (en cm).

Les valeurs de la masse volumique de l'eau aux deux températures ont été relevées dans la littérature [101]. La masse volumique de l'eau à  $20^\circ\text{C}$  est  $998.2067 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  ( $u = 0.83 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  à  $k = 2$ ), celle à  $4^\circ\text{C}$  est  $999.9749 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  ( $u = 0.84 \cdot 10^{-3} \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  à  $k = 2$ ). La profondeur de mesure dans l'eau est celle du point de mesure de la sonde de température déterminé par le système de positionnement optique précédemment présenté. En fonction de la série de mesures considérée,  $e$  est égale à 2.014 cm ou 2.019 cm. Le coefficient d'atténuation massique effectif de l'eau au point de mesure peut être déterminé en connaissant la variation de la dose pour une faible variation de la profondeur d'eau autour du point de mesure. La distance source – point de mesure reste fixe (la chambre d'ionisation est fixe, c'est le fantôme qui bouge). Pour une variation de  $\pm 0.3 \text{ cm}$ , on a :

$$D_{1,7\text{cm}} = D_{2\text{cm}} \exp\left[-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff} \times (1.7 - 2) \times \rho\right] \quad (62)$$

et :

$$D_{2,3\text{cm}} = D_{2\text{cm}} \exp\left[-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff} \times (2.3 - 2) \times \rho\right] \quad (63)$$

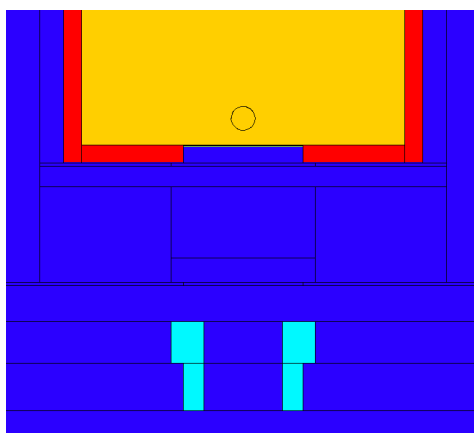
En combinant les équations (62) et (63) on obtient :

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff} = \frac{1}{0.6} \ln\left(\frac{D_{1,7\text{cm}}}{D_{2,3\text{cm}}}\right) \quad (64)$$

La dose à 1.7 cm et 2.3 cm de profondeur dans l'eau peut être déterminée par mesure avec une chambre d'ionisation. Dans le cadre de cette étude, ces deux valeurs ont été obtenues par modélisation Monte-Carlo (avec le code MCNPX) du dispositif (Figure 79). Le paramètre d'intérêt, modélisant la



dose absorbée dans l'eau, est \*F8<sup>3</sup> dans une sphère d'eau plongée dans l'eau et dont le centre se situe successivement à 1.7 et 2.3 cm de profondeur dans l'eau mais néanmoins toujours à 50 cm de la source. Les calculs ont été réalisés pour les six faisceaux.



**Figure 79 : Géométrie MCNPX du dispositif pour la détermination du coefficient d'atténuation massique effectif de l'eau au point de mesure. En bleu clair, le collimateur en plomb ; en bleu foncé, l'air ; en orange, l'eau ; en rouge le PMMA composant les parois du fantôme.**

Le Tableau 31 présente les valeurs de  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff}$  pour les six faisceaux étudiés.

**Tableau 31 : Synthèse des valeurs des coefficients d'atténuation massique effectif de l'eau au point de mesure déterminés par MCNPX et leurs incertitudes associées.**

Faisceau	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff}$	u (%)
RQR6	0.167	0.03
RQR9	0.119	0.04
RQR10	0.101	0.05
CCRI180	0.060	0.09
CCRI250	0.052	0.10
ISO H300	0.050	0.11

Le Tableau 32 présente les valeurs du facteur de correction pour les six faisceaux d'intérêt. L'incertitude type associée à ce facteur de correction a été déterminée à partir de la formule suivante :

<sup>3</sup> Ce code de tally MCNP correspond au dépôt d'énergie dans un volume déterminé (exprimé en MeV)

$$u_{k\rho} = \sqrt{(e(\rho_{4^{\circ}C} - \rho_{20^{\circ}C}))^2 \sigma_{\mu/\rho}^2} \quad (65)$$

avec,

$\rho(20^{\circ}C)$  la masse volumique de l'eau à une température de 20°C (en g.cm<sup>-3</sup>),

$\rho(4^{\circ}C)$  la masse volumique de l'eau à une température de 4°C (en g.cm<sup>-3</sup>),

$e$  la profondeur de mesure dans l'eau (en cm),

$\sigma_{\mu/\rho}$  l'incertitude type associée au coefficient d'atténuation massique effectif de l'eau au point de mesure (en cm<sup>2</sup>.g<sup>-1</sup>). Cette incertitude est définie comme la variation relative du coefficient d'atténuation massique (ou linéique) calculée à partir de l'incertitude statistique associée aux résultats des simulations MCNPX (équation (66)).

$$\sigma_{\mu/\rho} = \sigma_{\mu} = \frac{\Delta\mu}{\mu} = \frac{\mu_{\max} - \mu_{\min}}{\mu} \quad (66)$$

**Tableau 32 : Synthèse des valeurs des facteurs de correction de densité de l'eau ( $k_{\rho}$ ) pour les six faisceaux.**

Faisceau	Facteur de correction de la densité de l'eau	u (%)
RQR6	1.0006	0.011
RQR9	1.0004	0.016
RQR10	1.0004	0.019
CCRI180	1.0002	0.032
CCRI250	1.0002	0.036
ISO H300	1.0002	0.038

En accord avec les valeurs calculées, ce facteur traduit une faible correction. Ce résultat était attendu.

### 3.3.7. Le facteur de correction de la profondeur des sondes dans l'eau ( $k_{prof}$ )

L'assemblage des sondes ne rend pas possible un positionnement exact à une profondeur de 2 cm dans l'eau. La profondeur mesurée est de 20.19 mm ou 20.14 mm en fonction de la série considérée. A cause des dimensions de l'enceinte thermique du calorimètre et du blindage du tube à rayons X, la distance source point de mesure (DSC) pour les mesures calorimétriques est de 507.27 mm (à l'exception du faisceau RQR10 pour lequel la DSC est de 506.23 mm). Cette distance est prise comme

distance de référence. Lors de la comparaison ultérieure des valeurs de débits de dose absorbée, les séries issues de l'application des protocoles internationaux seront ramenées à cette distance de référence. Le facteur de correction de la profondeur est donné par la formule suivante (l'atténuation dans l'air est considérée comme négligeable) :

$$k_{prof} = e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff} \times \rho \times (z_{ref} - z_{mesuré})} \quad (67)$$

avec,

$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)^{eff}$  le coefficient d'atténuation massique effectif de l'eau au point de mesure (en  $\text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ ),

$\rho$  la masse volumique de l'eau,

$z_{ref}$  la profondeur de référence pour les mesures

$z_{mesuré}$  la profondeur effective de mesure

L'incertitude sur ce facteur de correction est déterminée à partir de la formule suivante :

$$u_{k_{prof}} = \sqrt{(z_{mesuré} - z_{ref})^2 \sigma_{\mu}^2} \quad (68)$$

avec,

$\sigma_{\mu}$  l'incertitude associée au coefficient d'atténuation effectif de l'eau au point de mesure. Celle-ci a été déterminée à partir des incertitudes statistiques Monte-Carlo.

Une correction supplémentaire par la loi de l'inverse carré de la distance entre 506.23 mm et 507.27 mm est apportée pour le faisceau RQR10. L'incertitude associée est choisie égale à 0.2 % (majoration de l'incertitude type sur le positionnement de 0.1 % en somme quadratique avec une incertitude de 0.1 % sur la méthode, cette incertitude est ajoutée quadratiquement à la valeur obtenue par application de la formule (68) dans le cas du faisceau RQR10 en 4<sup>ème</sup> ligne du Tableau 33).

**Tableau 33 : Incertitudes type sur la profondeur dans l'eau ( $k_{prof}$ ) pour les six faisceaux d'intérêt.**

Faisceau	Facteur de correction de la profondeur des sondes	u (%)
RQR6	1.0023	0.04
RQR9	1.0017	0.09
RQR10	0.9978	0.22
CCRI180	1.0008	0.12
CCRI250	1.0007	0.14
ISO H300	1.0007	0.15

### **3.4. Dose absorbée déterminée par calorimétrie dans l'eau pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie**

#### **3.4.1. Résultats en termes de dose absorbée dans l'eau**

La méthode de détermination de la dose absorbée par calorimétrie dans l'eau a été appliquée aux six faisceaux d'intérêt. Le Tableau 34 regroupe les mesures calorimétriques des débits de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence des protocoles pour ces faisceaux.

Chapitre 3 – Etablissement des références primaires en termes de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence des protocoles internationaux de dosimétrie pour la radiothérapie

**Tableau 34 : Synthèse des termes permettant l'établissement du débit de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence des protocoles pour les six faisceaux d'intérêt.**

Faisceau	Capacité thermique de l'eau à pression constante à 4°C (J.kg <sup>-1</sup> .K <sup>-1</sup> )	Elevation de température mesurée pour 4 minutes d'irradiation (µK)	Facteur de prise en compte du défaut de chaleur de l'eau	Facteur de correction de la conduction thermique	Facteur de correction des perturbations dosimétriques	Facteur de correction de la densité de l'eau	Facteur de correction de la profondeur des sondes	Débit de dose absorbée dans l'eau, dans les conditions de référence des protocoles (Gy.min <sup>-1</sup> )	u (%)
RQR6	4204.8	282.60	1	1.0406	1.064	1.0006	1.0023	0.329	0.72
				1.0295					
				1.0302					
RQR9		314.58		1.0276	1.047	1.0004	1.0017	0.356	0.71
				1.0197					
				1.0198					
RQR10		477.38		1.0232	1.041	1.0004	0.9978	0.534	0.64
				1.0161					
				1.0160					
CCRI180		386.84		1.0144	1.026	1.0002	1.0008	0.424	0.56
				1.0107					
				1.0099					
CCRI250		495.52		1.0081	1.016	1.0002	1.0007	0.536	0.49
				1.0062					
				1.0056					
ISO H300	375.52	1.0081	1.015	1.0002	1.0007	0.405	0.55		
		1.0064							
		1.0059							

### 3.4.2. Bilan d'incertitudes

Dans ce paragraphe, le bilan d'incertitudes global relatif à l'application de la méthode calorimétrique pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans le faisceau CCRI250 est présenté. Les valeurs sont regroupées dans le Tableau 36.

En plus des incertitudes sur les différents termes précédemment présentés, d'autres incertitudes doivent être considérées.

Il existe une incertitude sur le positionnement des différents éléments (sondes et calorimètre), celle-ci est calculée grâce à la formule suivante :

$$u_{\text{positionnement}} = \sqrt{\left(\mu^{\text{eff}} + \frac{2}{z}\right)^2 \sigma_{\text{sonde}}^2 + \left(\frac{2}{z}\right)^2 \sigma_{\text{coll}}^2} \quad (69)$$

avec,

$\mu^{\text{eff}}$  le coefficient d'atténuation effectif de l'eau au point de mesure (les valeurs des coefficients d'atténuation massiques effectifs sont données Tableau 31),

$z$  la distance source point de mesure (50 cm),

$\sigma_{\text{sonde}}$  l'incertitude associée au positionnement des sondes dans l'ampoule (50  $\mu\text{m}$  ;  $k = 1$ ),

$\sigma_{\text{coll}}$  l'incertitude associée à la distance entre le système de collimation et la face avant de l'ampoule (116  $\mu\text{m}$  ;  $k = 1$ ).

L'incertitude sur le positionnement est comprise entre 0.06 % et 0.11 % (incertitude de type B ;  $k = 1$ ) (Tableau 35).

**Tableau 35 : Incertitudes sur le positionnement pour les six faisceaux.**

Faisceau	Incertitude sur le positionnement (%)
RQR6	0.11
RQR9	0.09
RQR10	0.08
CCRI180	0.07
CCRI250	0.06
ISO H300	0.06

L'incertitude sur l'étalonnage de la sonde est également comptabilisée. Il s'agit de l'incertitude relative sur la constante caractéristique de la thermistance, qui est égale à l'incertitude relative sur l'élévation du courant. Elle est égale à 0.10 %.

Une incertitude sur le temps d'irradiation est également ajoutée dans le bilan. Celle-ci a été déterminée comme l'incertitude statistique sur la moyenne des temps d'irradiation effectif relevés sur le pupitre d'irradiation (temps de consigne 240 s). Elle vaut 0.027 %.

L'incertitude type sur le facteur de correction global est la somme quadratique de toutes les incertitudes, considérant que toutes ces incertitudes sont indépendantes (Tableau 36). Etant donné l'importance des incertitudes de type B dans l'incertitude totale, la réalisation de tests statistiques avec ces données ne permettraient pas de conclure quant à une bonne compatibilité des résultats avec ceux issus d'une autre méthode (application des protocoles utilisant des références en termes de kerma dans l'air).

**Tableau 36 : Bilan d'incertitudes sur la détermination du débit de dose absorbée dans l'eau par méthode calorimétrique pour le faisceau CCRI250.**

Sources d'incertitude	Incertitudes type relatives	
	Type A (%)	Type B (%)
Capacité calorifique de l'eau ( $C_p$ )		0.10
Elevation de température ( $\Delta T$ )	0.24	
Positionnement		0.06
Facteur de prise en compte du défaut de chaleur ( $(1-h)^{-1}$ )		0.30
Facteur de correction de la conduction thermique ( $k_c$ )		0.14
Facteur de correction des perturbations dosimétriques ( $k_p$ )		0.17
Facteur de correction de la densité de l'eau ( $k_\rho$ )		0.036
Facteur de correction de la profondeur des sondes ( $k_{prof}$ )		0.14
Etalonnage des sondes		0.10
Temps d'irradiation	0.027	
<b>Incertitude totale</b>		<b>0.49</b>

### 3.5. Synthèse des références

Le Tableau 37 donne une synthèse des références en termes de kerma dans l'air et de dose absorbée dans l'eau pour les six faisceaux. Dans ce tableau, ces faisceaux sont caractérisés par la tension d'accélération, la CDA ainsi que l'énergie moyenne de la distribution spectrale de la fluence.

**Tableau 37 : Synthèse des valeurs de référence en termes de kerma dans l'air et de dose absorbée dans l'eau pour les six faisceaux ainsi que leurs incertitudes associées.**

Faisceau	Tension d'accélération (kV)	CDA expérimentale	$E_{\text{moy},\varphi}$ (keV)	Références en termes de kerma dans l'air		Références en termes de dose absorbée dans l'eau	
				valeur ( $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ )	u (%)	valeur ( $\text{Gy}\cdot\text{min}^{-1}$ )	u (%)
RQR6	80	3 mm d'Al	44	9.32E-04	0.30	3.29E-01	0.72
RQR9	120	4.99 mm d'Al	56	8.33E-04	0.30	3.56E-01	0.71
RQR10	150	6.55 mm d'Al	63	1.18E-03	0.30	5.34E-01	0.64
CCRI180	180	0.98 mm de Cu	85	8.36E-04	0.30	4.24E-01	0.56
CCRI250	250	2.48 mm de Cu	120	1.10E-03	0.30	5.36E-01	0.49
ISO H300	300	3.40 mm de Cu	141	8.52E-04	0.31	4.05E-01	0.55

### 3.6. Conclusion du chapitre 3

La calorimétrie dans l'eau est une méthode primaire d'établissement des références en termes de dose absorbée dans l'eau. Historiquement, le NIST, avec Domen, fut le premier laboratoire à mettre au point cette technique dosimétrique. La calorimétrie eau a tout d'abord été développée au LNHB pour des mesures dans les faisceaux de  $^{60}\text{Co}$  et photons de haute énergie : celle-ci conduisant à de très bons résultats en accord avec les valeurs issues de mesures par calorimétrie dans le graphite. Afin de pouvoir mesurer la dose absorbée dans l'eau dans les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, dans les conditions de références décrites dans les protocoles internationaux de radiothérapie (*i.e.* à 2 cm de profondeur), un calorimètre eau a été spécialement conçu. Après l'évaluation de ses performances techniques ainsi que sa validation dans le faisceau de  $^{60}\text{Co}$  de référence du laboratoire, ce nouveau calorimètre a été utilisé dans les six faisceaux de rayons X de moyenne énergie d'intérêt pour cette étude. Dans le but d'établir les valeurs de référence en termes de dose absorbée, des facteurs de correction ont été déterminés : ceux-ci sont relatifs au défaut de chaleur de l'eau, aux perturbations dosimétriques, à la conduction thermique ou encore à la densité de l'eau. L'application de la méthode calorimétrique a permis la détermination de la valeur de la dose absorbée à 2 cm de profondeur dans l'eau pour les six faisceaux avec une incertitude associée comprise entre 0.55 % et 0.88 % ( $k = 1$ ) en fonction du faisceau étudié.







# **Chapitre 4**

**Interprétation des résultats et perspectives.**

Dans ce chapitre nous revenons sur l'analyse des résultats qui ont permis d'aboutir à la réussite de l'objectif de cette thèse : l'établissement par calorimétrie dans l'eau de références en termes de dose absorbée dans l'eau pour la dosimétrie externe des rayons X de moyenne énergie. Selon les cas nous proposons des travaux complémentaires qui permettraient d'améliorer la connaissance des faisceaux et également l'incertitude associée à la dose absorbée dans l'eau.

#### 4.1. La caractérisation des faisceaux

Les faisceaux sélectionnés pour cette étude ont fait l'objet d'une caractérisation en termes de kerma dans l'air avant d'être utilisés pour des mesures dans l'eau.

Nous avons utilisé la chambre à parois d'air, instrument de référence du laboratoire pour le kerma dans l'air des rayons X de moyenne énergie. Celle-ci ayant fait l'objet de comparaisons internationales a été utilisée pour la mesure des couches de demi-atténuation (qualité des faisceaux) afin d'atteindre la meilleure précision possible (Tableau 4). Par ailleurs, la stabilité du générateur au cours du temps a été vérifiée [31]. Ainsi, il a été démontré que les variations aléatoires enregistrées se trouvent contenues dans les incertitudes de mesure. Ces premiers résultats ont démontré les très bonnes performances du générateur ouvrant ainsi la voie à l'étalonnage de chambres d'ionisation de transfert en termes de kerma dans l'air.

Les faisceaux ont également été caractérisés, dans l'air, en termes de distributions spectrales de la fluence ou spectres (Figure 13). La déconvolution des spectres expérimentaux pour des faisceaux de rayonnements de freinage n'étant pas possible pour l'instant, les spectres ont été obtenus au moyen de modélisations Monte-Carlo. Les spectres ainsi générés ont été comparés à ceux issus de la littérature selon plusieurs paramètres :

- « L'allure » des distributions modélisées apparaît en bon accord avec celle issues de la littérature (Figure 12 et annexe).
- Les énergies moyennes calculées des faisceaux apparaissent également en bon accord avec celles issues de la littérature (Tableau 6).
- La comparaison des dépôts d'énergie par unité de masse (Tableau 7), générés à partir des différents spectres donne des résultats satisfaisants avec des différences inférieures à 0.5 % ( $u = 0.5$  %) pour tous les faisceaux à l'exception des faisceaux CCRI250, ISO H300 avec Spekcalc (différence observée 3 %). Les spectres étant créés en deux étapes, une amélioration pourrait être apportée. En effet, à l'issue de la première étape, modélisant les interactions dans le tube, un espace de phases est généré en sortie. A l'issue de la deuxième étape, consistant en la filtration des faisceaux, les spectres générés sont récupérés dans un volume de détection constitué d'air : ce sont ces spectres qui servent

notamment ensuite de source aux différentes modélisations effectuées pour les déterminations des divers facteurs de correction. Une voie d'amélioration serait de générer, en sortie de la deuxième étape, un espace de phases qui serait utilisé comme donnée d'entrée des calculs de facteurs de correction. Cette méthodologie impliquerait néanmoins une augmentation drastique du nombre de particules simulées en entrée de la première étape afin d'avoir, *in fine*, une statistique acceptable sur les facteurs de correction : ceci augmenterait de manière significative le temps de calcul.

La comparaison avec la littérature permet de démontrer la bonne cohérence avec des spectres théoriques. Notons cependant que ces derniers ne reflètent peut-être pas tout à fait fidèlement les spectres expérimentaux. L'analyse de cette cohérence entre simulation et expérience est particulièrement intéressante en ce qui concerne l'amplitude des raies de fluorescence caractéristiques observées. Néanmoins, en considération des distributions spectrales des faisceaux, ces composantes discrètes ne sont pas prépondérantes en termes de dose absorbée ou de fluence par rapport à la composante continue du spectre à l'exception des faisceaux de plus faible énergie. Des travaux sont actuellement menés au LNHB sur le développement de méthodes spectroscopiques qui permettront de disposer des spectres expérimentaux des faisceaux étudiés. Une comparaison pourra alors être effectuée avec les spectres simulés, et les facteurs de correction pourront, si nécessaire, être réévalués à partir de ces nouvelles données.

De plus, des comparaisons ont été effectuées sur des mesures et simulations dans l'eau. Les profils et mesures ionométriques en profondeur dans l'eau apparaissent également en bon accord permettant ainsi de valider les simulations réalisées (Figure 23, Figure 24 et annexe 6, 7 et 8).

## **4.2. La calorimétrie dans l'eau et l'approche fondée sur les références en termes de kerma dans l'air**

### **4.2.1. La dose absorbée dans l'eau déterminée à partir de références en termes de kerma dans l'air.**

Les résultats obtenus par application des différents protocoles : AIEA TRS-277, AAPM TG-61, NCS-10, IPEMB sont compatibles aux incertitudes de mesure près (Figure 36 et Tableau 22). Cependant, plusieurs problèmes inhérents à l'application des protocoles peuvent être soulignés :

- Quel que soit le protocole utilisé, la démarche théorique étant la même, la méthode de détermination de la dose absorbée est indirecte et peut conduire à des erreurs.

- L'incertitude associée à certains facteurs de correction est mal connue, difficile à définir et peut s'avérer importante (par exemple, le rapport des coefficients d'atténuation massique en énergie représenté Figure 31).
- Certains facteurs de correction figurant dans les protocoles sont mal définis, par exemple, le facteur de correction des perturbations induites par la chambre d'ionisation ( $p_u$ ) du protocole AIEA TRS-277.
- Certains facteurs de correction ne sont pas déterminables par un établissement (hôpital ou laboratoire) ne possédant pas d'instrument primaire. Par exemple, le facteur de correction de la qualité du faisceau ( $k_u$ ) du protocole AIEA TRS-277.
- Le faible nombre de valeurs disponibles dans la littérature pour les facteurs de correction rend difficile l'application des protocoles ; en effet, seules les chambres d'ionisation NE2571 sont bien référencées notamment pour les facteurs de correction relatifs à l'application du protocole AAPM TG-61. Pour exemple, le facteur de correction  $k_{ch}$  du protocole de l'IPEMB n'est connu que pour des chambres de type NE2561, par manque d'autres données nous avons appliqués la série proposée aux deux chambres NE2571 et PTW31010.
- Travailler avec une chambre d'ionisation étalonnée dans l'air mais utilisée pour des mesures dans l'eau, conduit à multiplier les mesures : le facteur de correction de la recombinaison est ainsi mesuré deux fois, dans l'air et dans l'eau. Il en est de même pour le facteur d'influence du capot d'étanchéité et du manche de la chambre d'ionisation par exemple.
- Enfin, l'incertitude type globale associée à la valeur de la dose absorbée dans l'eau par application des protocoles est élevée ; comprise entre 1.84 % et 3.52 % selon la chambre d'ionisation, le protocole et le faisceau considérés (Figure 36). Il est à noter que la variation de l'incertitude est surtout protocole dépendante.

Les protocoles, difficiles à appliquer, et conduisant à des valeurs aux incertitudes associées élevées permettent néanmoins une détermination de la valeur de la dose absorbée dans l'eau en l'absence de références en termes de dose absorbée dans l'eau. Pour un type de chambre d'ionisation donné, la comparaison des débits de dose calculés par application des différents protocoles est en fait une comparaison de la consistance des facteurs de correction proposés. Les protocoles AAPM TG-61 et NCS-10 sont fondés sur les mêmes travaux pour la détermination de certains facteurs de correction : la proximité des résultats est donc naturelle (Tableau 22). Pour tous les protocoles cités, le rapport des coefficients d'atténuation massique en énergie de l'eau sur l'air est issu des données de Hubbell et Seltzer. Les différences observées sont donc liées aux autres facteurs de correction, leur définition et leur mode de calcul. L'application des protocoles à deux chambres d'ionisation différentes (ici NE2571 et PTW31010) a permis l'évaluation de la méthode pour chaque faisceau et sur la plage d'intérêt.

Les débits de dose absorbée dans l'eau calculés au point de référence par application des différents protocoles aux deux chambres d'ionisation, sont compatibles aux incertitudes des méthodes près. Concernant le faisceau ISOH300, les débits de dose calculés avec les mesures de la chambre d'ionisation NE2571 sont systématiquement supérieurs. Ce caractère systématique ainsi que l'amplitude de la différence pourraient suggérer un problème d'étalonnage dans l'air ou de mesure dans l'eau pour l'une des deux chambres d'ionisation. De nouvelles séries de mesures dans l'eau et éventuellement de nouveaux étalonnages dans l'air des deux chambres d'ionisation pourront confirmer ces tendances.

En résumé, de manière générale, le protocole AAPM TG-61 est le plus satisfaisant des protocoles car il propose des démarches pratiques de détermination des facteurs de correction grâce à des travaux référencés dans diverses publications. Les résultats issus des différents protocoles appliqués aux deux chambres d'ionisation sont compatibles entre eux aux incertitudes de mesure près. Cependant, ces incertitudes sont élevées et la méthode de détermination de la dose (quel que soit le protocole) est plutôt complexe, nécessitant l'application de multiples facteurs de correction augmentant ainsi les erreurs potentielles.

### **4.2.2. La dose absorbée dans l'eau déterminée par mesures calorimétriques**

La calorimétrie dans l'eau est une méthode fiable et directe de détermination de la dose absorbée dans l'eau au point de référence. Après avoir été appliquée avec succès aux faisceaux de  $^{60}\text{Co}$  et photons de haute énergie du LNHB [86], la calorimétrie est ici utilisée dans les six faisceaux de moyenne énergie choisis. Cette application aux faisceaux de rayons X dans cette gamme d'énergie a fait l'objet d'études dans d'autres laboratoires de métrologie mais à une profondeur de 5 cm dans l'eau pour le PTB ou 3.6 cm pour le NMI. L'avantage de la mesure calorimétrique proposée ici est de permettre des mesures directement dans les conditions de référence des protocoles : 2 cm de profondeur dans l'eau et champ carré de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  dans le plan de référence. Afin de limiter l'influence des diverses perturbations de la mesure de l'élévation de température, certaines précautions ont été prises en accord avec les observations précédemment réalisées par Domen et Seuntjens notamment :

- utilisation d'une ampoule scellée pour éviter les échanges gazeux avec l'extérieur et ainsi limiter les influences sur les réactions de radiolyse de l'eau responsable des variations du défaut de chaleur,
- utilisation d'eau ultra-pure saturée en diazote, gaz inerte du point de vue des réactions de radiolyse de l'eau également dans le but d'une limitation du défaut de chaleur,

- maintien de la température autour de 4°C, température du maximum de densité de l'eau, afin de limiter les phénomènes de convection.

Le calorimètre eau « faible profondeur » a ainsi permis la détermination des valeurs de débits de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence dans les six faisceaux avec une incertitude associée acceptable comprise entre 0.49 % et 0.72 % ce qui est très inférieur aux incertitudes proposées lors de l'application des protocoles précédemment présentés (Tableau 34).

La reproductibilité des mesures calorimétriques est caractérisée par la dispersion des valeurs d'élévation de température mesurées sous irradiation. Celle-ci est comprise entre 0.23 % et 0.40 % en fonction du faisceau étudié (Tableau 25). Compte-tenu de ces valeurs, la méthode est reproductible ; suffisamment pour pouvoir établir une valeur de dose absorbée dans l'eau telle que l'objectif d'une dose délivrée au patient, connue dans une plage de +/-5 %, devienne réaliste en accord avec le rapport ICRU 24 [102].

La répétabilité des mesures calorimétriques a été évaluée sur le faisceau RQR9 (120 kV). Les résultats en termes de débit de dose absorbée dans l'eau pour deux séries de mesures (réalisées à 6 mois d'intervalle) sont respectivement  $0.356 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1} \pm 0.003 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$  et  $0.355 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1} \pm 0.003 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$ . Ces valeurs sont en très bon accord (compatibles aux incertitudes de mesure près) et permettent de quantifier la répétabilité de la méthode. Il est à noter que pour ces deux séries de valeurs la profondeur des sondes ainsi que la distance source point de mesure n'étaient pas rigoureusement identiques (20.14 mm et 20.19 mm pour la profondeur des sondes ; DSC de 507.27 mm et 506.23 mm). La bonne compatibilité des valeurs permet également de valider les facteurs de correction de positionnement des sondes et de correction de distance (loi inverse carrée de la distance) appliqués par ailleurs.

Les valeurs des facteurs de correction appliqués sont dans l'ensemble bien connues :

- La valeur de la capacité thermique massique est internationalement adoptée (à l'exception du laboratoire de dosimétrie allemand). Compte-tenu du taux d'impuretés organiques mesuré dans l'eau, l'hypothèse d'un défaut de chaleur nul avec une incertitude associée de 0.30 % est en accord avec les valeurs utilisées par les laboratoires primaires.

- Le facteur de correction des perturbations dosimétriques ( $k_p$ ) pourrait être minimisé. La présence de brome dans la composition des mousses isolantes dans l'enceinte thermique du calorimètre conduisant à une augmentation de l'influence de ce facteur, il pourrait être envisagé d'utiliser un polystyrène sans agents ignifuges. Cependant, il semble que ces constituants bromés soient aujourd'hui intégrés dans tous les polystyrènes industriels commercialisés ainsi, un autre type d'isolant devrait être trouvé : celui-ci ne devant pas contenir d'élément de numéro atomique élevé afin d'éviter tout problème similaire.



- Une série de mesures pourrait être envisagée pour la détermination de la composante du facteur de correction des perturbations dosimétriques liée à l'ampoule, ceci afin de confirmer les modélisations Monte-Carlo effectuées.

- Une détermination expérimentale des effets de la conduction thermique sur la mesure pourrait également être réalisée. La mesure de la variation de température sous irradiation pourrait être faite en faisant faiblement varier l'épaisseur de quartz de la sonde ou de la face avant de l'ampoule. Cette mesure n'est pas aisée car il faut réellement déterminer la part de perturbation liée à la conduction thermique et s'affranchir des perturbations dosimétriques. La démarche proposée ici pour déterminer le facteur de correction de la conduction thermique est une première approche qui pourrait être complétée par la modélisation exacte de la thermistance. Ceci n'était jusqu'alors pas possible avec le logiciel COMSOL de modélisation par éléments finis. Avec la nouvelle version de ce logiciel, ceci est désormais réalisable.

- Les facteurs de correction de la densité de l'eau et du positionnement des sondes sont déterminés de manière fiable. Cependant, leur influence est secondaire par rapport aux autres facteurs de correction, des perturbations dosimétriques notamment.

#### **4.2.3. Comparaison des valeurs de débit de dose absorbée dans l'eau déterminées par application des protocoles et par calorimétrie**

Les conditions de mesures ionométriques et calorimétriques n'étant pas rigoureusement les mêmes (différence de 1 mm sur la distance source point de mesure : notée DSC) un facteur de correction doit être appliqué avant comparaison. La DSC utilisée pour les mesures calorimétriques a été considérée comme distance de référence ainsi le facteur a été appliqué sur les valeurs ionométriques. Celui-ci prend en compte l'effet de la loi inverse carré ainsi que l'atténuation de l'air. La valeur du facteur de correction appliqué est 0.995. L'incertitude associée à ce facteur de correction est de 0.20 %. Elle est ajoutée quadratiquement dans le bilan d'incertitudes.

Une comparaison peut alors être effectuée entre les résultats issus des deux méthodes. Celle-ci se trouve Figure 80.

Le Tableau 38 regroupe les comparaisons des débits de dose absorbée dans l'eau déterminés par application des protocoles aux deux chambres d'ionisation, par rapport aux valeurs issues de la méthode calorimétrique prise comme référence. Les méthodes de détermination de la dose absorbée dans l'eau par calorimétrie et par application des protocoles étant indépendantes, les incertitudes associées aux rapports sont calculées comme la somme quadratique des incertitudes associées aux deux méthodes.

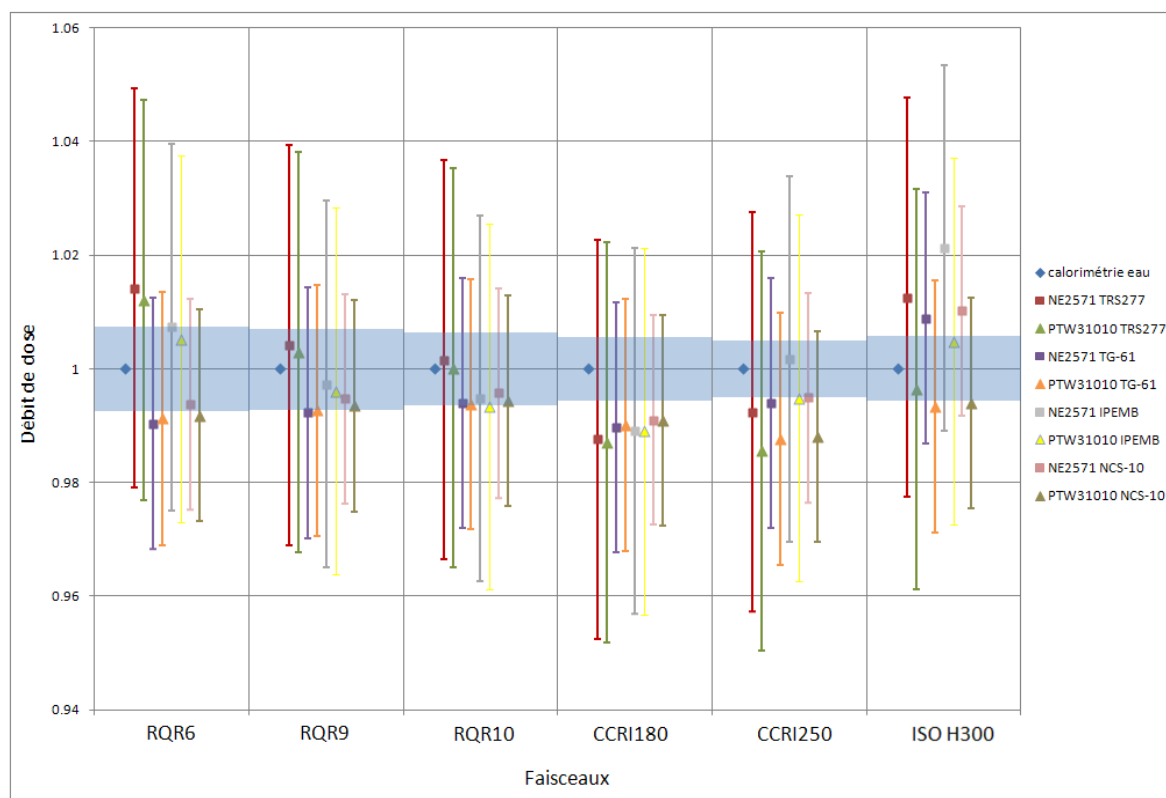


Figure 80 : Comparaison des débits de dose absorbés dans l'eau déterminés par application des protocoles aux deux chambres d'ionisation (NE2571 et PTW31010) et ceux issus des mesures calorimétriques dans l'eau normalisés à la valeurs issues des mesures calorimétriques dans l'eau ; résultats pour les six faisceaux d'intérêt.

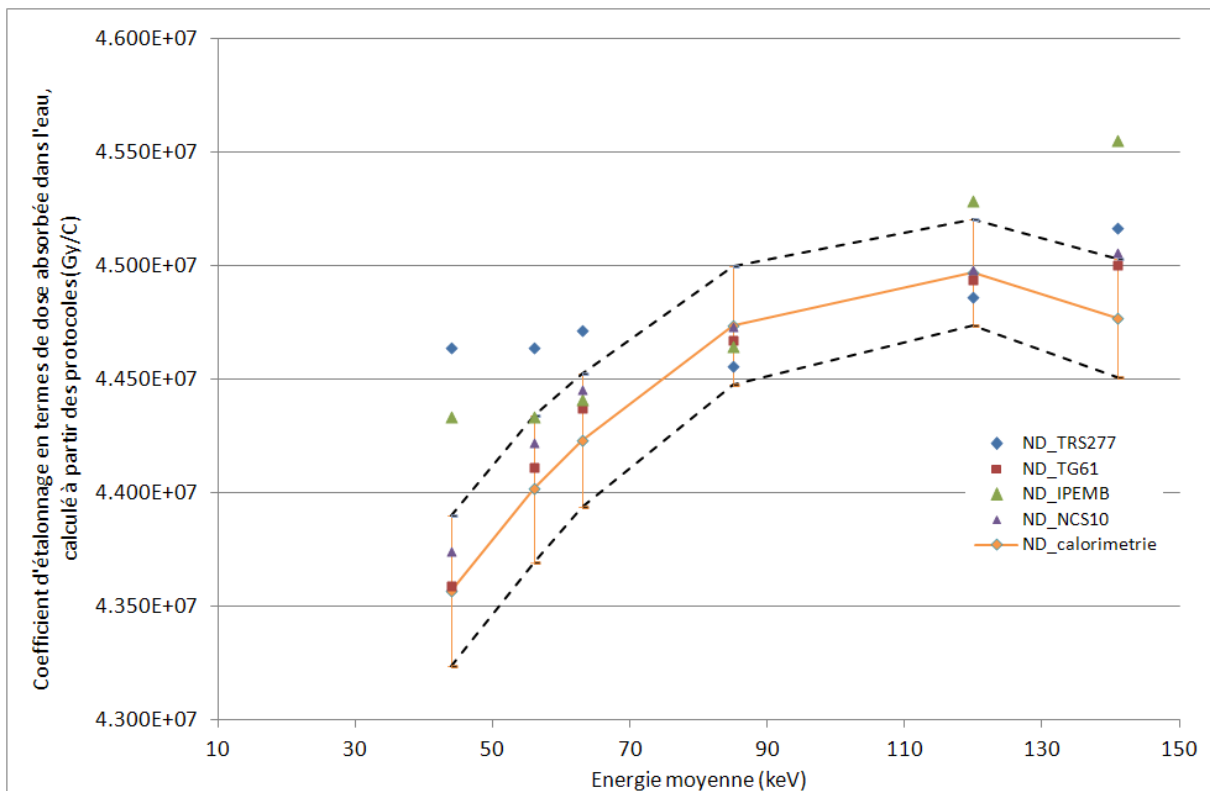
Tableau 38 : Rapport des valeurs de débits de dose absorbés dans l'eau déterminés par application des protocoles aux deux chambres d'ionisation et par calorimétrie. Les valeurs issues de la méthode calorimétrique sont considérées comme valeurs de référence.

Faisceau	NE2571 TRS-277		NE2571 TG-61		NE2571 IPEMB		NE2571 NCS-10	
	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)
RQR6	1.014	3.58	0.990	2.31	1.007	3.29	0.994	1.97
RQR9	1.004	3.58	0.992	2.31	0.997	3.29	0.995	1.97
RQR10	1.002	3.56	0.994	2.28	0.995	3.27	0.996	1.94
CCRI180	0.988	3.55	0.990	2.26	0.989	3.26	0.991	1.92
CCRI250	0.992	3.54	0.994	2.24	1.002	3.24	0.995	1.89
ISOH300	1.013	3.55	1.009	2.26	1.021	3.26	1.010	1.91

Faisceau	PTW31010 TRS-277		PTW31010 TG-61		PTW31010 IPEMB		PTW31010 NCS-10	
	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)	valeur	u (%)
RQR6	1.012	3.57	1.005	2.30	1.005	3.28	0.992	1.95
RQR9	1.003	3.57	0.996	2.29	0.996	3.28	0.994	1.95
RQR10	1.000	3.55	0.993	2.27	0.993	3.26	0.994	1.92
CCRI180	0.987	3.54	0.989	2.25	0.989	3.25	0.991	1.90
CCRI250	0.986	3.53	0.995	2.23	0.995	3.24	0.988	1.88
ISOH300	0.996	3.54	1.005	2.25	1.005	3.25	0.994	1.90

Les valeurs obtenues par calorimétrie apparaissent en accord avec celles issues de l'application des différents protocoles pour les deux chambres d'ionisation. Les résultats sont tous compatibles aux incertitudes des méthodes près. Cependant, il est vrai que les incertitudes associées à l'application des protocoles est importante (comprise entre 1.84 % et 3.52 %).

La comparaison des résultats issus de la méthode calorimétrique et ionométrique peut être réalisée sur la base des coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau établis (Figure 81, Figure 82).



**Figure 81 : Coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre d'ionisation NE2571 pour les six faisceaux en fonction de l'énergie moyenne des faisceaux : détermination par application de différents protocoles dosimétriques et par calorimétrie (les mesures ionométriques dans l'eau étant réalisées dans les mêmes conditions que les mesures calorimétriques).**

Les valeurs établies apparaissent en accord même si la tendance observée pour l'application du protocole TG-61 (augmentation de la valeur du coefficient d'étalonnage de manière régulière avec l'énergie puis stabilisation) n'est pas rigoureusement retrouvée pour les valeurs issues de la calorimétrie. Une vérification pourra être menée par la suite en reproduisant les mesures avec ces chambres d'ionisation ainsi qu'avec d'autres chambres d'ionisation du même type.

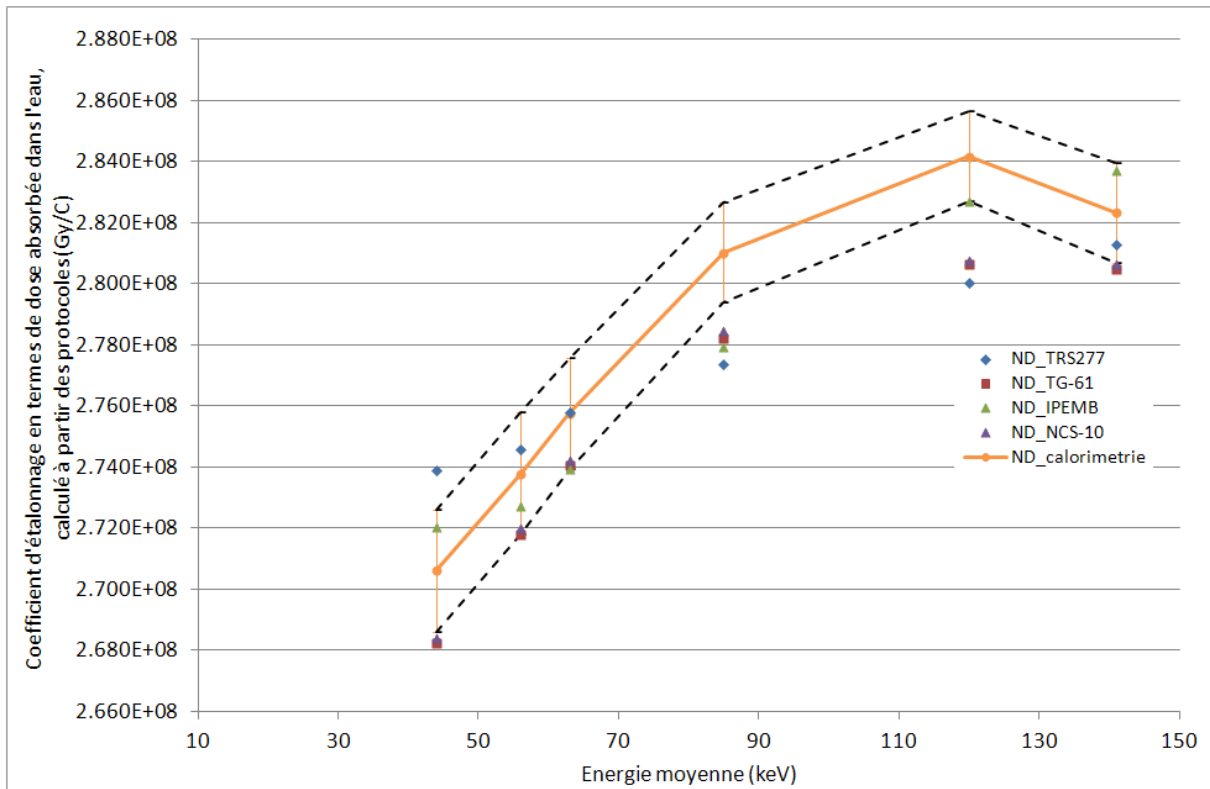


Figure 82 : Coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre d'ionisation PTW31010 pour les six faisceaux étudiés en fonction de l'énergie moyenne des faisceaux : détermination par application de différents protocoles dosimétriques et par calorimétrie.

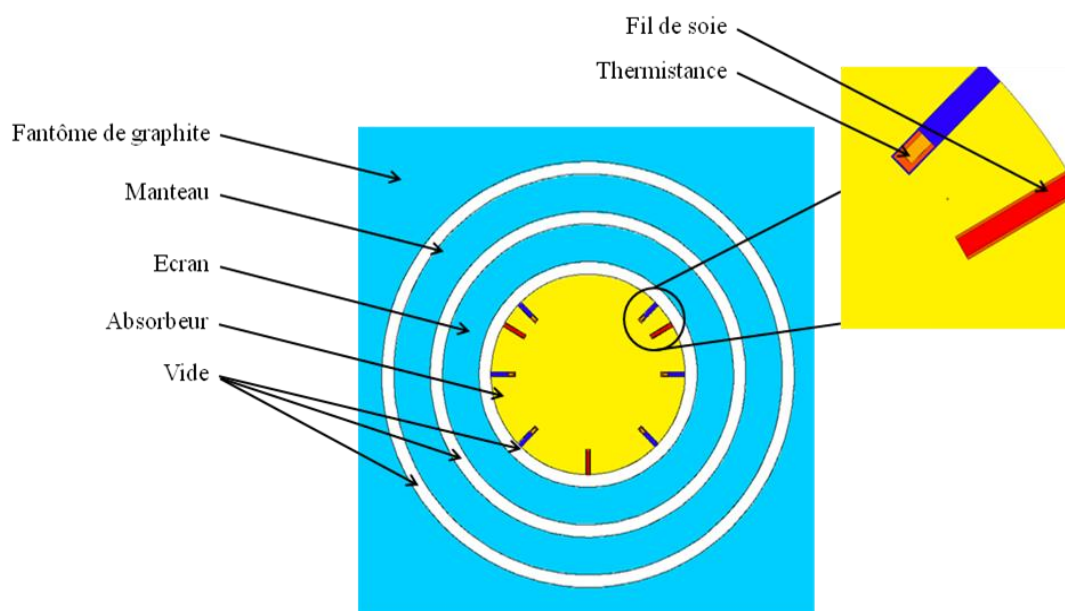
#### 4.2.4. Une méthode complémentaire de détermination de la dose absorbée dans l'eau : la calorimétrie dans le graphite

Des mesures par calorimétrie dans le graphite ont été réalisées afin de conforter les résultats observés.

Comme évoqué au début du chapitre 3, la calorimétrie dans le graphite est une méthode de détermination de la dose absorbée dans l'eau moyennant la conversion de la dose absorbée dans le graphite (mesurée) en dose absorbée dans l'eau. Plusieurs laboratoires de métrologie des rayonnements ionisants ont choisis d'établir leurs références en termes de dose absorbée dans l'eau, pour des faisceaux de  $^{60}\text{Co}$  et/ou photons de haute énergie, à partir des mesures calorimétriques dans le graphite. A ce jour, il n'a été trouvé aucune référence faisant mention de mesures calorimétriques dans le graphite appliquées aux faisceaux de rayons X de moyenne énergie.

Des mesures ont été réalisées par calorimétrie dans le graphite afin d'établir un ensemble d'éléments concourant aux mêmes résultats permettant d'accroître la confiance dans les débits de dose absorbée déterminés par calorimétrie dans l'eau. Cependant, il est à noter que les références ont été établies uniquement à partir des mesures issues de la calorimétrie dans l'eau. Le calorimètre graphite utilisé a été mis au point au LNHB par A. Ostrowsky [103-104]. Il se compose d'un absorbeur en graphite dans lequel le dépôt d'énergie sous irradiation est mesuré. La masse de l'absorbeur est connue précisément

afin de déterminer la dose absorbée dans l'absorbeur. Autour de cet absorbeur se trouve l'écran, le manteau et un fantôme de graphite. L'utilisation de plusieurs tranches de graphite (de différentes épaisseurs) constituant le fantôme et placées devant l'absorbeur permet l'obtention de la profondeur souhaitée. Les mesures permettent la détermination de la dose absorbée dans le graphite (dans l'absorbeur). Ainsi afin de connaître la dose absorbée dans l'eau, une conversion est nécessaire. Celle-ci est réalisée à partir de modélisations Monte-Carlo avec MCNPX. Connaissant la dose dans l'absorbeur, la conversion en dose dans l'eau revient à modéliser la dose absorbée dans le graphite et dans l'eau et de faire le rapport des résultats numériques obtenus. Dans les faisceaux considérés, les impuretés jouent un rôle important du fait notamment de la présence de matériau de numéro atomique élevé dans les thermistances. Une modélisation la plus précise possible, *i.e.* incluant les thermistances et fils de soie a été réalisée afin de déterminer ce facteur de correction des impuretés (Figure 83).



**Figure 83 : Géométrie MCNPX du calorimètre graphite contenant les thermistances et fils de soie pour la détermination du facteur de correction des impuretés.**

Les résultats pour cinq des six faisceaux considérés concernant la détermination de la valeur de la dose absorbée dans l'eau à partir des mesures réalisées par calorimétrie dans le graphite sont présentés Tableau 39.

**Tableau 39 : Détermination du débit de dose absorbée dans l'eau à partir de mesures par calorimétrie dans le graphite.**

Faisceau	Débit de dose dans l'absorbeur mesuré (Gy/min)	Facteur de transfert graphite – eau calculé	Facteur de correction des impuretés calculé	Débit de dose absorbé dans l'eau déterminé par calorimétrie dans le graphite (Gy/min)	u (%)
RQR6	0.266	1.42	0.899	0.340	5.0
RQR10	0.441	1.32	0.901	0.525	5.0
CCRI180	0.392	1.20	0.914	0.430	5.0
CCRI250	0.517	1.10	0.939	0.534	5.0
ISO H300	0.395	1.08	0.950	0.405	5.0

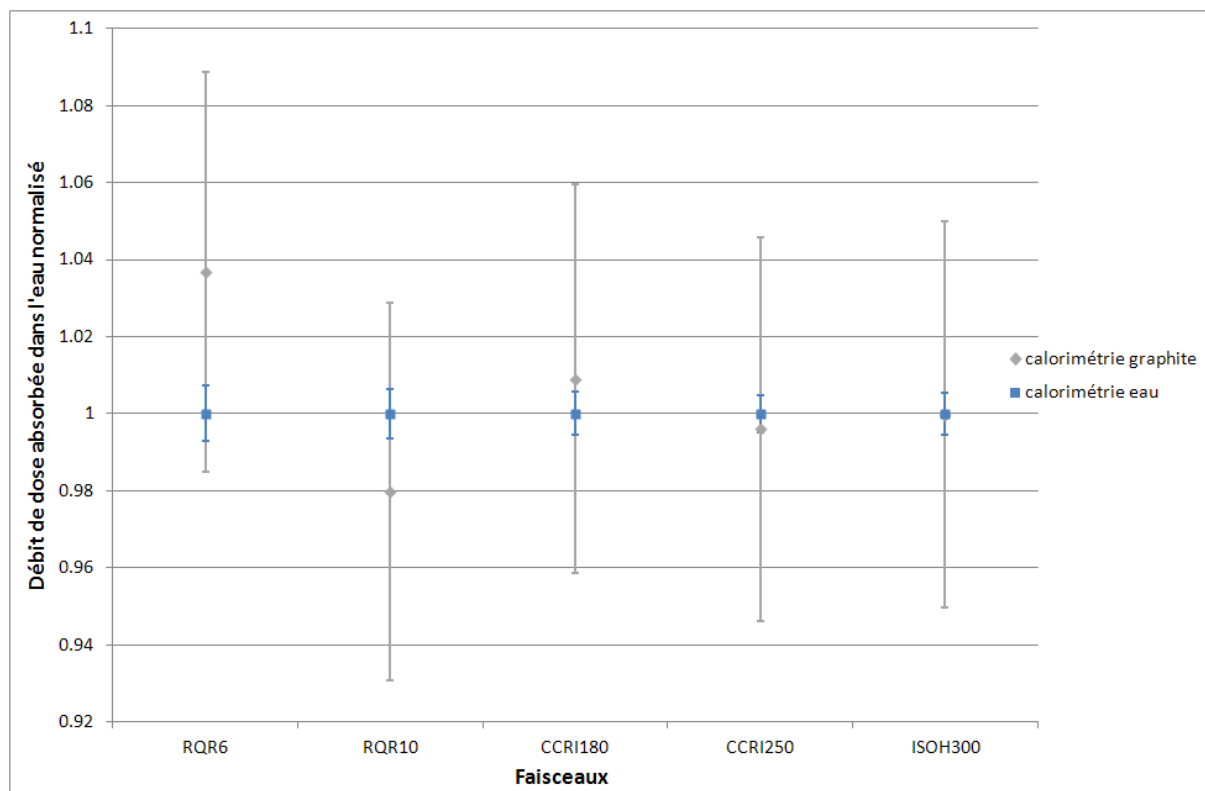
L'incertitude associée au débit de dose absorbée dans l'eau déterminé par mesures calorimétriques dans le graphite est de 5.0 %. Cette incertitude, élevée, a pour origine le facteur de correction des impuretés, mal connu. L'estimation de l'incertitude sur ce facteur a été réalisée en faisant varier la quantité de fils de platine iridié pris en compte dans l'absorbeur pour le calcul Monte-Carlo. Le calcul de la dose déposée a été effectué sans modification de la masse de l'absorbeur. Les valeurs ainsi déterminées ont été comparées à celles issues des mesures par calorimétrie dans l'eau. Les résultats sont présentés Tableau 40. Le rapport des débits de dose absorbée dans l'eau est calculé en considérant la valeur obtenue par calorimétrie dans l'eau comme valeur de référence.

Les résultats sont compatibles aux incertitudes de mesure près. Il est important de souligner néanmoins que les incertitudes associées aux valeurs de débit de dose absorbée dans l'eau déterminées par calorimétrie graphite sont élevées. De plus, la valeur du facteur de correction des impuretés est importante surtout pour les faisceaux les moins énergétiques pour lesquels la correction est de l'ordre de 10 %.

**Tableau 40 : Comparaison des débits de dose absorbée dans l'eau et leurs incertitudes associées, déterminés par calorimétrie dans l'eau et calorimétrie dans le graphite.**

Faisceau	Débit de dose absorbée dans l'eau déterminé par calorimétrie graphite (Gy/min)	u (%)	Débit de dose absorbée dans l'eau déterminé par calorimétrie dans l'eau (Gy/min)	u (%)	Rapport des débits obtenus par les deux méthodes (graphite/eau)	u (%)
RQR6	0.340	5.0	0.329	0.72	1.033	5.05
RQR10	0.525	5.0	0.534	0.64	0.983	5.04
CCRI180	0.430	5.0	0.424	0.56	1.014	5.03
CCRI250	0.534	5.0	0.536	0.49	0.996	5.02
ISO H300	0.405	5.0	0.405	0.55	1.000	5.03

La comparaison des débits de dose mesurés par calorimétrie dans l'eau et calorimétrie dans le graphite est présentée Figure 84.



**Figure 84 : Comparaisons des débits de dose absorbée dans l'eau déterminés par calorimétrie dans l'eau et par calorimétrie dans le graphite, normalisés à la valeur obtenue par calorimétrie dans l'eau.**

Les résultats ainsi obtenus par calorimétrie dans le graphite apparaissent en accord avec ceux issus de mesures par calorimétrie dans l'eau. Des mesures supplémentaires pourront être réalisées pour confirmer les résultats obtenus dans le cadre de cette étude. Par ailleurs, il sera intéressant de pouvoir réaliser une comparaison de ces valeurs de débits de dose absorbée dans l'eau déterminé par calorimétrie dans l'eau avec des laboratoires homologues. Celle-ci pourrait se faire par exemple au moyen d'une chambre d'ionisation utilisée comme dosimètre de transfert (NE2571 par exemple). Une telle comparaison est prévue dans le cadre du contrat européen EMRP : HLT09.





# Conclusion

Les travaux relatifs à cette étude ont permis de déterminer les références en termes de dose absorbée dans l'eau directement dans les conditions de référence de la radiothérapie pour les rayons X de moyenne énergie.

Une définition des rayons X de moyenne énergie, rayonnements d'intérêt pour cette étude, a tout d'abord été donnée. Parmi les nombreux faisceaux existant dans la littérature, six ont été sélectionnés dans les normes et protocoles en vigueur afin de couvrir la plage d'intérêt (tension d'accélération comprise entre 80 kV et 300 kV). Il s'agit des faisceaux IEC 61267 RQR6 ; IEC 61267 RQR9 ; IEC 61267 RQR10 ; CCRI180 ; CCRI250 et ISO H300. La couche de demi-atténuation (CDA), actuel indicateur de la qualité des faisceaux avec la tension d'accélération, a été mesurée en utilisant la chambre à parois d'air, instrument de référence primaire du laboratoire pour le kerma dans l'air. La caractérisation de ces faisceaux a été réalisée à partir des profils dans l'air et dans l'eau, des mesures ionométriques en profondeur dans l'eau ainsi qu'en termes de distribution spectrale de la fluence. Ne disposant pas des spectres expérimentaux, une modélisation du montage expérimental a été effectuée au moyen des codes MCNPX et PENELOPE. La comparaison des spectres ainsi générés à ceux issus de la littérature a été jugée satisfaisante. De plus, les bons résultats de la comparaison des profils et mesures ionométriques en profondeur dans l'eau simulés à ceux mesurés permettent d'être confiants quant à la bonne correspondance entre les spectres générés et les spectres réels.

La méthode de détermination indirecte de la dose absorbée dans l'eau des protocoles pour la radiothérapie (AIEA TRS-277 ; AAPM TG-61 ; IPEMB ; NCS-10) fondés sur l'utilisation de coefficients d'étalonnage en termes de kerma dans l'air a été testée sur les six faisceaux étudiés, pour deux chambres d'ionisation : NE2571 et PTW31010. L'incertitude associée à la dose absorbée dans l'eau ainsi calculée est élevée, comprise entre 1.84 % et 3.52 % en fonction de la chambre d'ionisation, du faisceau ou du protocole utilisé. Les résultats obtenus pour les deux chambres d'ionisation ont été trouvés compatibles entre eux aux incertitudes de mesure près.

Afin d'établir les références en termes de dose absorbée dans l'eau, un calorimètre permettant des mesures dans l'eau à faible profondeur a été mis au point. La particularité de ce calorimètre réside dans le fait que l'ampoule de mesure est insérée dans la face avant du fantôme de radiothérapie : ceci donne à cet instrument son caractère unique et offre la possibilité de réalisation des mesures à 2 cm de profondeur dans l'eau, comme requis par les protocoles.

Après avoir été validé dans le faisceau de  $^{60}\text{Co}$  de référence du laboratoire, le calorimètre a été utilisé pour des mesures dans les six faisceaux de rayons X de moyenne énergie sélectionnés. Les différents facteurs de correction nécessaires à l'établissement de la valeur de la dose absorbée dans l'eau ont été déterminés par mesures et/ou simulations utilisant des codes de Monte-Carlo. L'incertitude associée à la valeur du débit de dose absorbée dans l'eau ainsi obtenu est comprise entre 0.49 % et 0.72 % en fonction du faisceau utilisé. Une amélioration significative des incertitudes associées aux valeurs des doses absorbées est ainsi obtenue par application de la méthode calorimétrique par rapport à l'application des protocoles fondés sur le kerma dans l'air.

Les références en termes de dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie en radiothérapie ont ainsi été établies dans les conditions de référence décrites dans le protocole AIEA TRS-398 de dosimétrie pour la radiothérapie. Ces références doivent, à la suite de cette thèse, faire l'objet de comparaisons avec d'autres laboratoires nationaux de dosimétrie des rayonnements ionisants pour répondre aux critères de la norme ISO 17025 décrivant les procédures d'assurance qualité pour l'étalonnage de dosimètre de transfert des utilisateurs. Cette comparaison est prévue dans le cadre d'un projet européen intitulé : *Metrology for Radiotherapy using complex radiation fields ; WPI : Dosimetry in terms of absorbed dose to water for therapy with medium energy X rays : traceability and standardization* débutant cette année et dont la finalisation est fixée à l'horizon 2015. Les laboratoires qui participeront à cette étude avec le LNE-LNHB sont le PTB (Allemagne), l'ENEA (Italie), le VSL (Pays-Bas), le MKEH (Hongrie). A cette occasion, quelques améliorations pourront être apportées en suivant les pistes évoquées au chapitre 4. Il peut être noté à ce sujet que le développement d'une méthode d'acquisition expérimentale des spectres fait d'ores et déjà l'objet d'un projet soutenu par le Laboratoire National de Métrologie et d'Essais. Ce projet d'une durée de trois ans se terminera en 2015.

L'étalonnage des chambres d'ionisation directement en termes de dose absorbée dans l'eau permet une réduction de l'incertitude associée à la valeur de la dose absorbée mesurée dans le faisceau de l'utilisateur grâce à l'application des protocoles internationaux basés sur des références en termes de dose absorbée dans l'eau (protocole AIEA TRS398) limitant ainsi les risques d'erreurs.

Il pourrait être envisagé de mesurer la dose absorbée dans l'eau à 2 cm de profondeur, par calorimétrie-eau, dans des faisceaux de plus basse énergie. La limite minimale de réalisation des mesures calorimétriques à 2 cm de profondeur dans l'eau (conditions de référence des faisceaux de rayons X de moyenne énergie) pour ces faisceaux serait *a priori* de 50 kV (faisceau non filtré), ceci afin de conserver un signal suffisant permettant des mesures avec une statistique acceptable. A noter que cette limite est inférieure à celle indiquée, notamment dans le protocole TRS398 de l'AIEA (80 kV ; 2 mm d'Al), pour l'établissement de références en termes de dose absorbée dans l'eau à 2 cm de profondeur. Cependant, de telles mesures pourraient aider à la comparaison avec des résultats obtenus par d'autres méthodes, ionométriques par exemple, provenant de mesures de dose absorbée dans l'eau réalisées dans les conditions définies par les protocoles de dosimétrie pour ces faisceaux, *i.e.* à la surface d'un fantôme d'eau. Effectuer de telles mesures pourrait contribuer à répondre à une attente des médecins utilisant ce type de faisceaux de traitement basse énergie pour des applications endo-cavitaires telles que pratiquées avec des appareils comme le Papillon 50 (au Centre Antoine Lacassagne de Nice notamment) ou encore les nouveaux appareils tels que l'Intrabeam (utilisé pour les traitements peropératoire de cancer du sein par exemple). Pour des faisceaux plus faiblement énergétiques que ceux étudiés au cours de cette thèse, une autre méthode que la calorimétrie-eau devra être envisagée pour l'établissement de références. En effet, pour cette gamme d'énergie, les débits deviennent insuffisants à 2 cm de profondeur dans l'eau et, réduire la profondeur d'eau pour effectuer

des mesures calorimétriques induirait des perturbations (conduction thermique et perturbations dosimétriques) difficiles à déterminer. C'est la raison pour laquelle il est préconisé d'établir les références « en surface » pour ce type de faisceaux.

Enfin, l'autre grand domaine d'application des rayons X de basse et moyenne énergie dans le milieu médical est l'imagerie qu'elle soit diagnostique ou utilisée pour la planification de traitement de radiothérapie (radiologie X, scanner...). Les doses délivrées par ces appareils sont significativement plus faibles qu'en radiothérapie. Cependant, à l'heure où les dispositifs de traitement sont systématiquement couplés à l'imagerie et où les examens diagnostiques par rayons X se font nombreux, du point de vue radioprotection et optimisation des traitements, la question de la dose délivrée au patient (au cours d'un recalage, positionnement...) par des faisceaux diagnostiques est ouverte. Ainsi, l'Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN), dans une note publiée en 2011 [105] s'appuyant sur des travaux de l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN) et de l'Institut de Veille Sanitaire (InVS) datés de 2010 [106], s'interroge sur « *la réelle application du principe d'optimisation des doses aux patients lors des examens de radiologie conventionnelle et scanographie* », rappelant que sur la période 2002-2007 « *la dose [efficace] moyenne [par an et] par habitant du fait d'expositions médicales a augmenté de près de 50 %* ». Dans la mesure où il est envisagé à terme de prendre en compte la dose due à l'imagerie dans le bilan total de dose délivrée au patient lors d'un traitement de radiothérapie, il apparaît important de pouvoir disposer de méthodes fiables et précises pour la détermination de la dose délivrée par ce type de faisceaux, la calorimétrie eau pourrait alors être utilisée [107].





# Bibliographie

1. Pergolizzi, S., A. Santacaterina, M. Gaeta, and A. Blandino, *Kaposi's sarcoma in young patients treated with orthovoltage irradiation and having a minimum follow-up of forty-six years*. *Tumori*, 2009. **95**(3): p. 325-328.
2. Wolstenholme, V. and J. Glees, *The role of kilovoltage X-rays in the treatment of skin cancers*. *European Oncological disease*, 2006.
3. Askoxylakis, V., *Radiotherapy of skin cancers*. *Expert Review of Dermatology*, 2010. **5**(2): p. 173-181.
4. Barnes, E.A., D. Breen, S. Culleton, L. Zhang, J. Kamra, M. Tsao, and J. Balogh, *Palliative Radiotherapy for Non-melanoma Skin Cancer*. *Clinical Oncology*, 2010. **22**(10): p. 844-849.
5. Evans, P.A., A.J. Moloney, and P.J. Mountford, *Performance assessment of the Gulmay D3300 kilovoltage X-ray therapy unit*. *British Journal of Radiology*, 2001. **74**(882): p. 537-547.
6. D'Alimonte, L., E. Sinclair, and S. Seed, *Orthovoltage energies for palliative care in the 21st century: Is there a need?* *Radiography*, 2011. **17**(1): p. 84-87.
7. Goblirsch, M., *Radiation treatment decreases bone cancer pain, osteolysis and tumor size*. *Radiation research*, 2004. **161**(2): p. 228-234.
8. Eaton, D.J., E. Barber, L. Ferguson, G. Mark Simpson, and C.H. Collis, *Radiotherapy treatment of keloid scars with a kilovoltage X-ray parallel pair*. *Radiotherapy and Oncology*, (0).
9. Kawase, T., E. Kunieda, H.M. Deloar, T. Tsunoo, S. Seki, Y. Oku, H. Saitoh, K. Saito, E.N. Ogawa, A. Ishizaka, K. Kameyama, and A. Kubo, *Converging Stereotactic Radiotherapy Using Kilovoltage X-Rays: Experimental Irradiation of Normal Rabbit Lung and Dose-Volume Analysis With Monte Carlo Simulation*. *International Journal of Radiation Oncology\*Biology\*Physics*, 2009. **75**(2): p. 468-474.
10. Rose, J.H., A. Norman, M. Ingram, C. Aoki, T. Solberg, and A. Mesa, *First radiotherapy of human metastatic brain tumors delivered by a computerized tomography scanner (CTRx)*. *International Journal of Radiation Oncology\*Biology\*Physics*, 1999. **45**(5): p. 1127-1132.
11. Hanlon, *Kilovoltage stereotactic radiosurgery for age-related macular degeneration: Assessment of optic nerve dose and patient effective dose*. *Medical Physics*, 2009. **36**.
12. Rahman, W.N., N. Bishara, T. Ackerly, C.F. He, P. Jackson, C. Wong, R. Davidson, and M. Geso, *Enhancement of radiation effects by gold nanoparticles for superficial radiation therapy*. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, 2009. **5**(2): p. 136-142.
13. Mesa, A., *Dose distributions using kilovoltage x-rays and dose enhancement from iodine contrast agents*. *Phys. Med. Biol.*, 1999. **44**: p. 1955-1968.
14. Boudou, C., J. Balosso, F. Estève, and H. Elleaume, *Monte Carlo dosimetry for synchrotron stereotactic radiotherapy of brain tumours*. *Physics in Medicine and Biology*, 2005. **50**(20): p. 4841.
15. Beyreuther, E., W. Dörr, A. Lehnert, E. Lessmann, and J. Pawelke, *Relative biological effectiveness of 25 and 10 kV X-rays for the induction of chromosomal aberrations in two human mammary epithelial cell lines*. *Radiation and Environmental Biophysics*, 2009. **48**(3): p. 333-340.
16. Lehnert, A., W. Dörr, E. Lessmann, and J. Pawelke, *RBE of 10 kV X Rays Determined for the Human Mammary Epithelial Cell Line MCF-12A*. *Radiation research*, 2008. **169**(3): p. 330-336.
17. Zlobinskaya, O., G. Dollinger, D. Michalski, V. Hable, C. Greubel, G. Du, G. Multhoff, B. Röper, M. Molls, and T. Schmid, *Induction and repair of DNA double-strand breaks assessed by gamma-H2AX foci after irradiation with pulsed or continuous proton beams*. *Radiation and Environmental Biophysics*: p. 1-10.

18. ICRP, *Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (WR)*. ICRP Publication 92, 2003.
19. Chair, C.-M.M., C.W. Coffey, L.A. DeWerd, C. Liu, R. Nath, S.M. Seltzer, and J.P. Seuntjens, *AAPM protocol for 40--300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology*. Medical Physics, 2001. **28**(6): p. 868-893.
20. AIEA, *Absorbed dose determination in photon and electron beams: an international code of practice*. Technical Reports Series n°277, 1997.
21. Ksouri, W., *Etude et réalisation des références dosimétriques nationales en termes de kerma dans l'air pour les faisceaux de rayons X de basses et moyennes énergies*. Rapport CEA-R-6209, 2009.
22. *Joint Working Party of the British Institute of Radiology and the Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*. British Journal of Radiology, 1996. **Supplement 25**(52).
23. NCS, N.C.v.S., *Dosimetry for low and medium energy x-rays: a code of practice in radiotherapy and radiobiology*. NCS Report 10, 1997.
24. Klevenhagen, S.C., R.J. Aukett, R.M. Harrison, C. Moretti, A.E. Nahum, and K.E. Rosser, *The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential)*. Physics in Medicine and Biology, 1996. **41**(12): p. 2605-2625.
25. Andreo, P., *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water; technical reports series No. 398*. 2006.
26. Niroomandrad, A., M.T. Gillin, F. Lopez, and D.F. Grimm, *PERFORMANCE-CHARACTERISTICS OF AN ORTHOVOLTAGE X-RAY THERAPY MACHINE*. Medical Physics, 1987. **14**(5): p. 874-878.
27. Gerig, L., M. Soubra, and D. Salhani, *BEAM CHARACTERISTICS OF THE THERAPAX DXT300 ORTHOVOLTAGE THERAPY UNIT*. Physics in Medicine and Biology, 1994. **39**(9): p. 1377-1392.
28. Verhaegen, F., A.E. Nahum, S. Van de Putte, and Y. Namito, *Monte Carlo modelling of radiotherapy kV x-ray units*. Physics in Medicine and Biology, 1999. **44**(7): p. 1767-1789.
29. Scrimger, J.W. and S.G. Connors, *PERFORMANCE-CHARACTERISTICS OF A WIDELY USED ORTHOVOLTAGE X-RAY THERAPY MACHINE*. Medical Physics, 1986. **13**(2): p. 267-269.
30. de Prez, L.A. and J.A. de Pooter, *The new NMi orthovolt x-rays absorbed dose to water primary standard based on water calorimetry*. Physics in Medicine and Biology, 2008. **53**(13): p. 3531-3542.
31. Perichon, *NT71: Etude et caractérisation des faisceaux de RX de moyenne énergie qui seront utilisés pour l'établissement de la dose absorbée dans l'eau par calorimétrie*. 2011.
32. BIPM, *Qualités de rayonnement*. CCEMRI(I), 1972(R15).
33. ISO, *Rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres, et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons - - Partie 1: Caractéristiques des rayonnements et méthodes de production*. ISO4037-1, 1996.
34. IEC, *Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics*. IEC61267, 2005.
35. Denozière, *Méthode DKRX1: Etalonnage primaire d'un faisceau de RX basses et moyennes énergies en kerma et débit de kerma dans l'air*. NT LNHB 07/40, 2007.
36. Origin.
37. JCGM, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*. 2008.
38. Nagel, H.D., *LIMITATIONS IN THE DETERMINATION OF TOTAL FILTRATION OF X-RAY TUBE ASSEMBLIES*. Physics in Medicine and Biology, 1988. **33**(2): p. 271-289.
39. Nowotny, *XCOMP5, Program for calculating diagnostic X-ray spectra*. Roefo. Fortschr.Geb. Roentgenstr. Nuklearmed., 1985. **142**: p. 685-689.
40. Salvat, *PENELOPE - A code system for Monte Carlo simulation of Electron and Photon transport*. Workshop proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 2003.



41. Pelowitz, *MCNPX User's Manual Version 2.5.0*. Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, 2005.
42. Marziani, M., A. Taibi, G. Di Domenico, and M. Gambaccini, *Optimization of radiography applications using x-ray beams emitted by compact accelerators. Part I. Monte Carlo study of the hard x-ray spectrum*. Medical Physics, 2009. **36**(10): p. 4683-4701.
43. Poludniowski, G., G. Landry, F. DeBlois, P.M. Evans, and F. Verhaegen, *SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes*. Physics in Medicine and Biology, 2009. **54**(19): p. N433-N438.
44. Ankerhold, *Catalogue of x-ray spectra and their characteristic data - ISO and DIN radiation qualities, therapy and diagnostic radiation qualities, unfiltered x-ray spectra*. PTB Report PTB Dos-34, 2000.
45. Burns, D.T., C. Kessler, M. Denoziere, and W. Ksouri, *Key comparison BIPM.RI(I)-K3 of the air-kerma standards of the LNE-LNHB, France and the BIPM in medium-energy x-rays*. Metrologia, 2008. **45**(1A): p. 06004.
46. Monnier, *Pratique des techniques du radiodiagnostic*. 2002(3ème édition): p. 6-7.
47. Dillenseger, *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie quand la théorie éclaire la pratique*. 2009: p. 13-14.
48. HILL, #160, Robin, Z. MO, HAQUE, Mamoon, BALDOCK, and Clive, *An evaluation of ionization chambers for the relative dosimetry of kilovoltage x-ray beams*. Vol. 36. 2009, Melville, NY, ETATS-UNIS: American Association of Physicists in Medicine. 11.
49. Niatel, M., *Etude expérimentale de l'influence de la vapeur d'eau sur l'ionisation produite dans l'air*. Comptes rendus Acad. Sci. Paris, 1969. **268**: p. 1650.
50. <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>.
51. Burns, D.T., P. Roger, M. Denozière, and E. Leroy, *Key comparison BIPM.RI(I)-K2 of the air-kerma standards of the LNE-LNHB, France and the BIPM in low-energy x-rays*. Metrologia, 2011. **48**(1A): p. 06013.
52. Seuntjens, J., H. Thierens, A. Vanderplaetsen, and O. Segaert, *DETERMINATION OF ABSORBED DOSE TO WATER WITH IONIZATION CHAMBERS CALIBRATED IN FREE AIR FOR MEDIUM-ENERGY X-RAYS*. Physics in Medicine and Biology, 1988. **33**(10): p. 1171-1185.
53. Boone, J.M. and A.E. Chavez, *Comparison of x-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics*. Medical Physics, 1996. **23**(12): p. 1997-2005.
54. Grosswendt, *private communication*. Physikalisch-Technische Bundesanstalt, 1986.
55. Hubbell, *Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients*. The International Journal of Applied Radiation and Isotopes, 1982. **33**(11): p. 1269-1290.
56. Seltzer, H.a., *Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest*. Report No. NISTIR 5632, NIST, Gaithersburg, MD, 1995.
57. Seltzer, S.M., *CALCULATION OF PHOTON MASS ENERGY-TRANSFER AND MASS ENERGY-ABSORPTION COEFFICIENTS*. Radiation research, 1993. **136**(2): p. 147-170.
58. Ma, C.M. and A.E. Nahum, *CALCULATIONS OF ION-CHAMBER DISPLACEMENT EFFECT CORRECTIONS FOR MEDIUM-ENERGY X-RAY DOSIMETRY*. Physics in Medicine and Biology, 1995. **40**(1): p. 45-62.
59. Seuntjens, J. and F. Verhaegen, *Dependence of overall correction factor of a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy x-ray beams*. Medical Physics, 1996. **23**(10): p. 1789-1796.
60. Rosser, K.E., *Measurement of absorbed dose to water for medium energy X-rays*. Measurement of absorbed dose to water for medium energy X-rays, 1992.
61. Seuntjens, J., H. Thierens, and U. Schneider, *CORRECTION FACTORS FOR A CYLINDRICAL IONIZATION-CHAMBER USED IN MEDIUM-ENERGY X-RAY-BEAMS*. Physics in Medicine and Biology, 1993. **38**(6): p. 805-832.

62. Ma, C.M. and A.E. Nahum, *MONTE-CARLO CALCULATED STEM EFFECT CORRECTIONS FOR NE2561 AND NE2571 CHAMBERS IN MEDIUM-ENERGY X-RAY-BEAMS*. Physics in Medicine and Biology, 1995. **40**(1): p. 63-72.
63. Peixoto, J.G.P. and P. Andreo, *Determination of absorbed dose to water in reference conditions for radiotherapy kilovoltage x-rays between 10 and 300 kV: a comparison of the data in the IAEA, IPEMB, DIN and NCS dosimetry protocols*. Physics in Medicine and Biology, 2000. **45**(3): p. 563-575.
64. Ross, C.K. and N.V. Klassen, *Water calorimetry for radiation dosimetry*. Physics in Medicine and Biology, 1996. **41**(1): p. 1-29.
65. Osborne, *Measurements of Heat Capacity and Heat of Vaporization of Water in the Range of 0°C to 100°C*. Research NBS, 1939.
66. Wagner, *The IAPWS Formulation 1995 for the Thermodynamic Properties of Ordinary Water Substance for General and Scientific Use*. J. Phys. Chem. Ref. Data, 2002. **31**(2).
67. Chase, *NIST-JANAF Thermochemical Tables*. J. Phys. Chem. Ref. Data, 1998. **Monograph 9**.
68. Zabransky, *Heat Capacity of Liquids : Volume I Critical Review and Recommended Values*. J. Phys. Chem. Ref. Data, 1996. **Monograph 6**.
69. Pruitt, J.S., S.R. Domen, and R. Loevinger, *THE GRAPHITE CALORIMETER AS A STANDARD OF ABSORBED DOSE FOR CO-60 GAMMA-RADIATION*. Journal of Research of the National Bureau of Standards, 1981. **86**(5): p. 495-502.
70. Chauvenet, B., D. Baltes, and F. Delaunay, *Comparison of graphite-to-water absorbed-dose transfers for Co-60 photon beams using ionometry and Fricke dosimetry*. Physics in Medicine and Biology, 1997. **42**(11): p. 2053-2063.
71. DuSautoy, A.R., *The UK primary standard calorimeter for photon-beam absorbed dose measurement*. Physics in Medicine and Biology, 1996. **41**(1): p. 137-151.
72. Guerra, A.S., R.F. Laitano, and M. Pimpinella, *Characteristics of the absorbed dose to water standard at ENEA*. Physics in Medicine and Biology, 1996. **41**(4): p. 657-674.
73. Domen, S.R., *ABSORBED DOSE WATER CALORIMETER*. Medical Physics, 1980. **7**(2): p. 157-159.
74. Kubo, H., *WATER CALORIMETRIC DETERMINATION OF ABSORBED DOSE IN COMPARISON TO IONIZATION-CHAMBER DETERMINATION*. Medical Physics, 1983. **10**(4): p. 538-538.
75. Marles, M.d., *Comparison of measurements of absorbed dose to water using a water calorimeter and ionization chambers for clinical radiotherapy photon and electron beams*. PhD Thesis University of Texas, 1981.
76. Barnett, *Water calorimetry for radiation dosimetry*. PhD Thesis University of Calgary, 1986.
77. Ross, C.K., N.V. Klassen, K.R. Shortt, and G.D. Smith, *A DIRECT COMPARISON OF WATER CALORIMETRY AND FRICKE DOSIMETRY*. Physics in Medicine and Biology, 1989. **34**(1): p. 23-42.
78. Tabata, Y., *Handbook of Radiation Chemistry*. 1991. **CRC Press**.
79. Trupin-Wasselin, V., *Processus primaires en chimie sous rayonnement. Influence du transfert d'énergie élinéique sur la radiolyse de l'eau*. Thèse de l'Université Paris XI Orsay, 2000.
80. ICRU, *Linear Energy Transfer*. ICRU Report 16, 1970(15 June 1970).
81. Seuntjens, J.C.R., Klassen NV, Shortt KR, *A status report on the NRC sealed water calorimeter*. PIRS-0584, 1999.
82. Medin, J., C.K. Ross, G. Stucki, N.V. Klassen, and J.P. Seuntjens, *Commissioning of an NRC-type sealed water calorimeter at METAS using Co-60 gamma-rays*. Physics in Medicine and Biology, 2004. **49**(17): p. 4073-4086.
83. Domen, S.R., *A SEALED WATER CALORIMETER FOR MEASURING ABSORBED DOSE*. Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology, 1994. **99**(2): p. 121-141.
84. Seuntjens, J. and H. Palmans, *Correction factors and performance of a 4 degrees C sealed water calorimeter*. Physics in Medicine and Biology, 1999. **44**(3): p. 627-646.
85. Rapp, *Détermination de la dose absorbée dans l'eau au moyen du calorimètre eau dans le faisceau de Cobalt 60 N°2C*. LNHB 09/30, 2009.

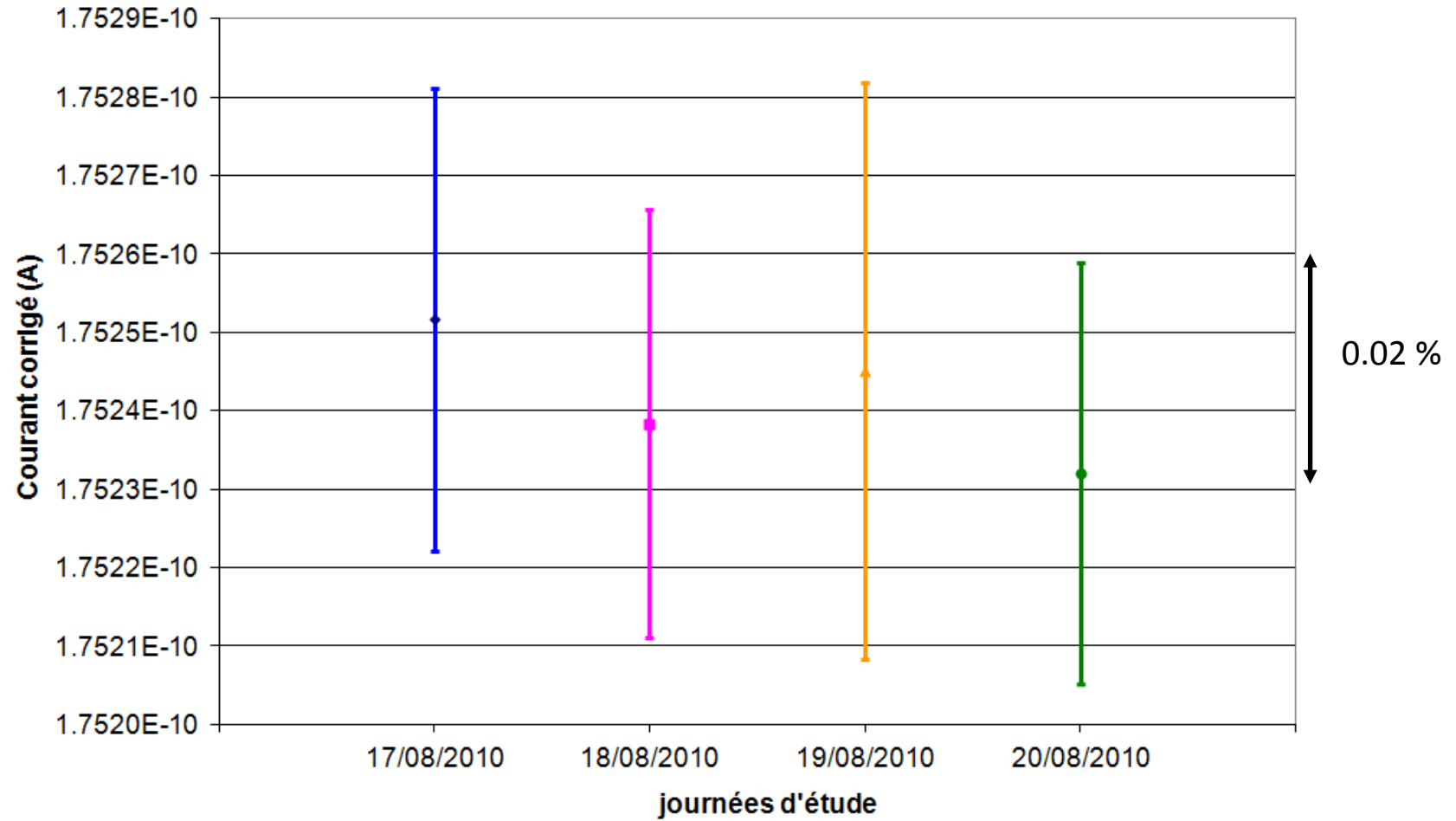
86. Rapp, *Détermination de la dose absorbée dans l'eau par calorimétrie eau dans le champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup> pour les faisceaux de photons X de 6, 12 et 20 MV*. LNHB 2011/29, 2011.
87. Rapp, *Development of a water calorimeter for dosimetry at LNE-LNHB*. Revue française de métrologie, 2010. **24**(2010-4): p. 3-8.
88. Rapp, *The LNE-LNHB water calorimeter: measurements in a 60Co beam*. Standards Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry, 2010. **1**: p. 67.
89. Krauss, A., *The PTB water calorimeter for the absolute determination of absorbed dose to water in 60 Co radiation*. Metrologia, 2006. **43**(3): p. 259.
90. Kubo, H., *WATER CALORIMETRIC DETERMINATION OF ABSORBED DOSE BY 280-KVP ORTHOVOLTAGE X-RAYS*. Radiotherapy and Oncology, 1985. **4**(3): p. 275-281.
91. ICRU1973, *Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of x or Gamma Rays*.
92. Seuntjens, J., *Comparative study of ion chamber dosimetry and water calorimetry in medium energy x-ray beams*. Thèse de l'Université de Gent, 1991.
93. Kramer, *Absorbed dose to water for x-rays by water calorimetry*. EURAMET meeting, 2009.
94. COMSOL Multiphysics®. © 1997-2008 COMSOL AB.
95. Wilcox, D., *Turbulence Modeling for CFD*. DCW Industries Inc., 1998.
96. Bonnier, *Thermistances CTN et autres thermomètres à semi-conducteur*. Techniques de l'Ingénieur, traité de Mesures et Contrôle. **R 2 580**.
97. *Handbook of Chemistry & Physics*. 2011-2012. **92nd Edition**.
98. Rapp, *Calcul du coefficient de correction de la conduction thermique kc*. LNHB 08/70, 2008.
99. Rapp, *Détermination du facteur de perturbation dosimétrique kp pour la calorimétrie eau*. LNHB 09/15, 2009.
100. Alaei, M., P. Arias, A. Sjodin, and A. Bergman, *An overview of commercially used brominated flame retardants, their applications, their use patterns in different countries/regions and possible modes of release*. Environment International, 2003. **29**(6): p. 683-689.
101. Tanaka, M., G. Girard, R. Davis, A. Peuto, and N. Bignell, *Recommended table for the density of water between 0 degrees C and 40 degrees C based on recent experimental reports*. Metrologia, 2001. **38**(4): p. 301-309.
102. ICRU, *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or Gamma rays in radiotherapy procedures*. ICRU Report 24, 1976.
103. Daures, J., *Absorbed dose to graphite at LNE-LNHB: from GR8 to GR9: A detailed making process of GR9*. Workshops on "Absorbed Dose and Air Kerma Primary Standards", 2007. **9**.
104. Ostrowsky, A., *The construction of the graphite calorimeter GR9 at LNE-LNHB (Geometrical and technical considerations)*. Rapport CEA-R-6184, 2008.
105. ASN, *Délibération n°2011-DL-0019 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 14 juin 2011 relative à l'augmentation des doses délivrées aux patients lors des examens de scanographie et de radiologie conventionnelle*. 2011.
106. IRSN/InVS, *Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007*. 2010.
107. Austerlitz, C., H. Mota, H. Gay, D. Campos, R. Allison, and C. Sibata, *ON THE NEED FOR QUALITY ASSURANCE IN SUPERFICIAL KILOVOLTAGE RADIOTHERAPY*. Radiation Protection Dosimetry, 2008. **130**(4): p. 476-481.



# **ANNEXES**

**ANNEXE 1 : Evaluation de la stabilité du faisceau RQR10 (150kV ; 10mA).**

Mesures réalisées sur quatre jours. Les points représentés sont la valeur moyenne sur 95 mesures. L'incertitude représentée est la dispersion statistique associée.



## ANNEXE 2 : Détermination des Couches de Demi-Atténuation (CDA).

Faisceau RQR6 : U = 80 kV ; I = 3mA

Filtration additionnelle (mm d'Al)	2.000	3.005	3.110	3.239	3.991	4.984	5.990	7.962	11.969	Courant (A)	Bruit de Fond	Courant corrigé (A)
2.000	0.000	-			-	-	-	-	-	4.9518E-11	6.03E-15	4.95E-11
3.005	1.006	0.000			-	-	-	-	-	3.5324E-11	8.27E-15	3.53E-11
3.110	1.109	0.104	0.000							3.4299E-11	2.81E-15	3.43E-11
3.239	1.240	0.234	0.130	0.000						3.3076E-11	6.57E-15	3.31E-11
3.991	1.992	0.986	0.882	0.752	0.000	-	-	-	-	2.7153E-11	4.76E-15	2.71E-11
4.984	2.985	1.979	1.875	1.745	0.993	0.000	-	-	-	2.1631E-11	6.54E-15	2.16E-11
5.990	3.990	2.984	2.881	2.751	1.998	1.005	0.000	-	-	1.7695E-11	8.93E-15	1.77E-11
7.962	5.962	4.956	4.853	4.722	3.970	2.977	1.972	0.000	-	1.2625E-11	5.70E-15	1.26E-11
11.969	9.969	8.963	8.860	8.730	7.977	6.984	5.979	4.007	0.000	7.1918E-12	6.16E-15	7.19E-12
1ère CDA	2.379	2.96E+00	3.00E+00	3.07E+00	3.44E+00							

Ecart par  
rapport à la  
norme

20.97%    1.72%    0.25%    -1.84%    -14.21%

y0	6.88E-12	5.40E-12	5.35E-12	5.21E-12	4.56E-12				
A1	4.19E-11	2.96E-11	2.87E-11	2.76E-11	2.24E-11				
t1	2.79536	3.35165	3.37162	3.43767	3.77187				

RQR6	
1ère CDA (valeur normative)	3.01 mm Al

Filtres nécessaires :

Al - 07	1.505 mm
Al - 51	0.495 mm
Al - 54	0.986 mm
Al - 45	0.020 mm
Al - 03	0.104 mm
<b>Total</b>	<b>3.110 mm</b>

Faisceau RQR9 : U = 120 kV ; I = 3mA

Filtration additionnelle (mm d'Al)	2.000	3.005	3.501	3.991	4.984	5.990	7.962	11.969	Courant (A)	Bruit de Fond	Courant corrigé (A)
<b>2.000</b>	<b>0.000</b>	-	-	-	-	-	-	-	9.5479E-11	5.18E-15	9.55E-11
<b>3.005</b>	<b>1.006</b>	<b>0.000</b>	-	-	-	-	-	-	7.4482E-11	9.46E-15	7.45E-11
<b>3.501</b>	<b>1.501</b>	<b>0.495</b>	<b>0.000</b>	-	-	-	-	-	6.7259E-11	6.56E-15	6.73E-11
<b>3.991</b>	<b>1.992</b>	<b>0.986</b>	<b>0.491</b>	<b>0.000</b>	-	-	-	-	6.1384E-11	4.38E-15	6.14E-11
<b>4.984</b>	<b>2.985</b>	<b>1.979</b>	<b>1.484</b>	<b>0.993</b>	<b>0.000</b>	-	-	-	5.1946E-11	4.90E-15	5.19E-11
<b>5.990</b>	<b>3.990</b>	<b>2.984</b>	<b>2.489</b>	<b>1.998</b>	<b>1.005</b>	<b>0.000</b>	-	-	4.4833E-11	4.97E-15	4.48E-11
<b>7.962</b>	<b>5.962</b>	<b>4.956</b>	<b>4.461</b>	<b>3.970</b>	<b>2.977</b>	<b>1.972</b>	<b>0.000</b>	-	3.4997E-11	6.55E-15	3.50E-11
<b>11.969</b>	<b>9.969</b>	<b>8.963</b>	<b>8.468</b>	<b>7.977</b>	<b>6.984</b>	<b>5.979</b>	<b>4.007</b>	<b>0.000</b>	2.3117E-11	2.63E-15	2.31E-11
<b>1ère CDA</b>		4.28E+00	4.65E+00	5.00E+00							

14.36%    6.97%    0.09%

<b>y0</b>		<b>1.69E-11</b>	<b>1.58E-11</b>	<b>1.50E-11</b>			
<b>A1</b>		<b>5.70E-11</b>	<b>5.11E-11</b>	<b>4.62E-11</b>			
<b>t1</b>		<b>4.15544</b>	<b>4.40582</b>	<b>4.6335</b>			

<b>RQR9</b>	
<b>1ère CDA (valeur normative)</b>	5.00 mm Al

Filtres nécessaires :

<b>Al - 07</b>	1.505 mm
<b>Al - 51</b>	0.495 mm
<b>Al - 54</b>	0.986 mm
<b>Al - 45</b>	0.020 mm
<b>Al - 55</b>	0.986 mm
<b>Total</b>	3.991 mm



Annexes

Faisceau RQR10 : U = 150 kV ; I = 3mA

Filtration additionnelle (mm d'Al)	0.986	1.505	2.000	2.499	2.753	3.005	3.991	4.095	4.440	4.487	4.491	5.990	7.962	9.997	Courant corrigé (A)
0.986	0.000	-	-	-		-	-					-			1.82E-10
1.505	0.519	0.000	-	-		-	-					-			1.53E-10
2.000	1.014	0.495	0.000	-		-	-					-			1.35E-10
2.499	1.513	0.994	0.499	0.000		-	-					-			1.21E-10
2.753	1.767	1.248	0.753	0.254	0.000										1.15E-10
3.005	2.020	1.501	1.006	0.506	0.253	0.000	-					-			1.09E-10
3.991	3.006	2.487	1.992	1.492	1.239	0.986	0.000					-			9.29E-11
4.095	3.109	2.590	2.095	1.596	1.342	1.090	0.104	0.000							9.16E-11
4.440	3.454	2.935	2.440	1.941	1.687	1.434	0.448	0.345	0.000						8.72E-11
4.487	3.501	2.982	2.487	1.988	1.734	1.481	0.495	0.392	0.047	0.000					8.66E-11
4.491	3.505	2.986	2.491	1.992	1.738	1.485	0.499	0.396	0.051	0.004	0.000				8.65E-11
5.990	5.004	4.485	3.990	3.491	3.237	2.984	1.998	1.895	1.550	1.503	1.499	0.000			7.13E-11
7.962	6.976	6.457	5.962	5.463	5.209	4.956	3.970	3.867	3.522	3.475	3.471	1.972	0.000		5.77E-11
9.997	9.011	8.492	7.997	7.498	7.244	6.992	6.006	5.902	5.557	5.510	5.506	4.007	2.035	0.000	4.76E-11
1ère CDA									6.55	6.59	6.59E+00				

0.27%    -0.36%    -0.38%

y0									2.47E-11	2.46E-11	2.44E-11
A1									6.23E-11	6.19E-11	6.20E-11

RQR10	
1ère CDA (valeur normative)	6.57 mm Al

Filtres nécessaires :

Al - 07	1.505 mm
Al - 18	0.234 mm
Al - 19	0.234 mm
Al - 51	0.495 mm
Al - 54	0.986 mm
Al - 55	0.986 mm
<b>Total</b>	4.440 mm

Faisceau ISO300 : U = 300 kV ; I = 3mA

Filtration additionnelle (mm Cu)	1.002	2.006	2.209	2.250	2.308	2.505	3.008	3.984	4.986	5.990	6.992	8.997	11.976	Courant corrigé (A)
1.002	0.000	-						-	-	-				1.58E-10
2.006	1.004	0.000						-	-	-				1.14E-10
2.209	1.207	0.204	0.000											1.08E-10
2.250	1.248	0.244	0.040	0.000										1.07E-10
2.308	1.305	0.302	0.098	0.058	0.000									1.06E-10
2.505	1.503	0.499	0.295	0.255	0.197	0.000								1.01E-10
3.008	2.006	1.002	0.799	0.758	0.700	0.503	0.000							8.99E-11
3.984	2.982	1.978	1.774	1.734	1.676	1.479	0.976	0.000	-	-				7.33E-11
4.986	3.984	2.980	2.777	2.736	2.679	2.481	1.978	1.002	0.000	-				6.05E-11
5.990	4.988	3.984	3.780	3.740	3.682	3.485	2.982	2.006	1.004	0.000				5.05E-11
6.992	5.990	4.986	4.783	4.742	4.684	4.487	3.984	3.008	2.006	1.002	0.000			4.25E-11
8.997	7.995	6.991	6.788	6.748	6.690	6.493	5.989	5.013	4.011	3.007	2.005	0.000		3.05E-11
11.976	10.974	9.970	9.767	9.727	9.669	9.472	8.968	7.992	6.990	5.986	4.984	2.979	0.000	1.92E-11
1ère CDA				3.37E+00	3.39E+00	3.47E+00								

0.86%    0.13%    -1.99%

y0				1.04E-11	1.02E-11	9.47E-12							
A1				9.63E-11	9.50E-11	9.08E-11							
t1				4.22457	4.25239	4.35918							

ISO4037 H300	
1ère CDA (valeur normative)	3.40 mm Cu

Filtres nécessaires : (en plus des 4 mm d'Al de filtration inhérente Al – 15 et Al – 16)

Cu - 30	1.998 mm
Cu - 111	0.106 mm
Cu - 113	0.106 mm
Cu - 118	0.098 mm
<b>Total</b>	<b>2.308 mm</b>

**ANNEXE 3 : Tableau des matériaux utilisés pour les simulations Monte-Carlo avec le code MCNPX.**

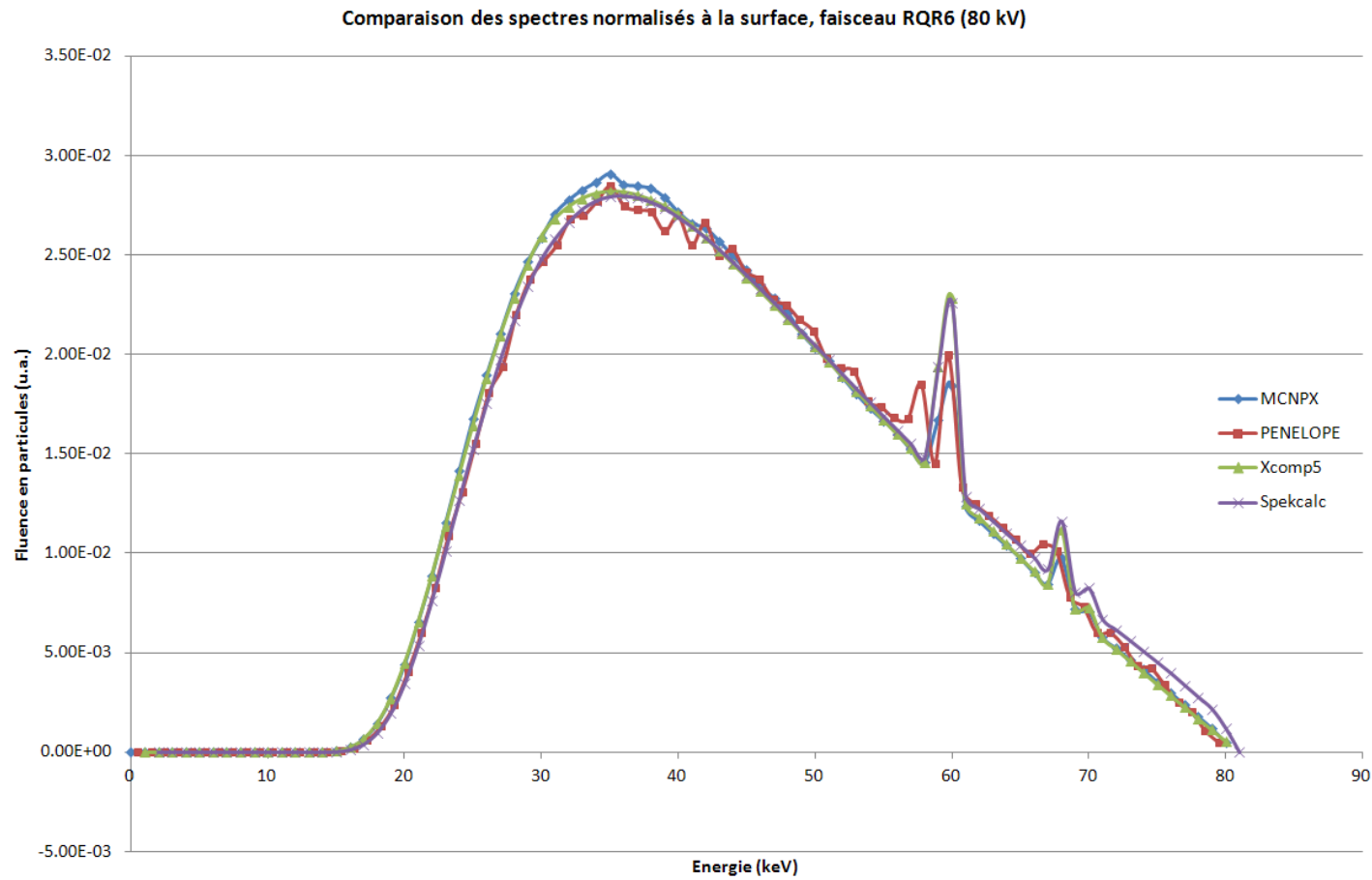
Matériau	Masse volumique (g.cm <sup>-3</sup> )	Composition	
		Elément chimique	Fraction massique
Air	0.0012048	N	0.7552
		O	0.2318
		Ar	0.01283
Aluminium	2.699	Al	1
Cuivre	8.96	Cu	1
Depron	0.036	C	0.922582
		H	0.077418
Mylar	1.800	C	0.625017
		H	0.041959
		O	0.333025
Plomb	11.34	Pb	1
PMMA	1.19	C	0.6006
		O	0.3188
		H	0.0806
Polyéthylène de la coque rigide	0.950	C	0.856289
		H	0.143711
Polystyrène expansé	0.036	C	0.922582
		H	0.077418
Quartz	2.203	O	0.5326
		Si	0.4674

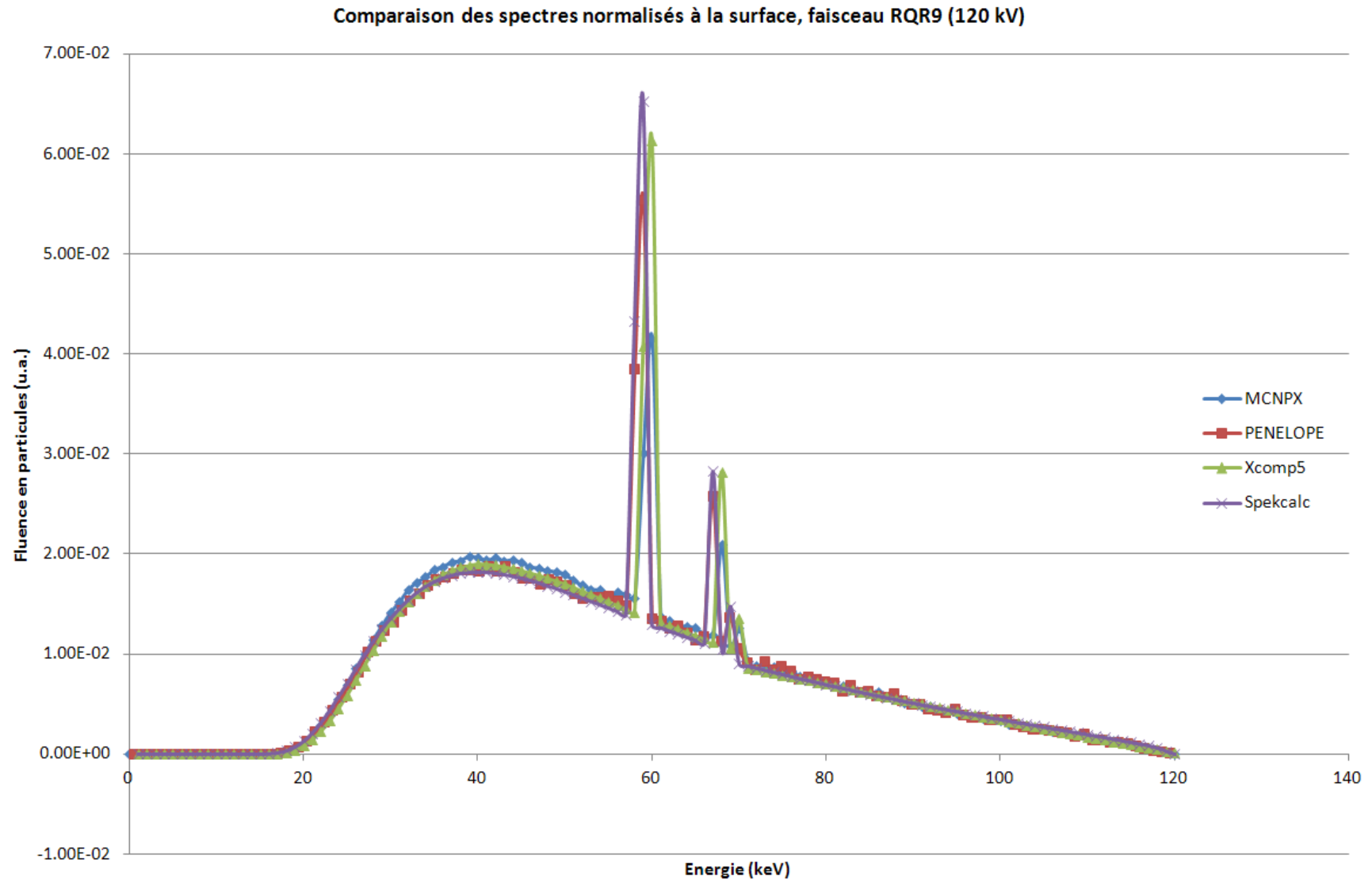
**ANNEXE 4 : Signification des paramètres relatifs au mode PHYS :E.**

Paramètre d'entrée	Description
emax	limite haute de l'énergie des électrons
ides	contrôle la production d'électrons, par des photons ou des photons de bremsstrahlung, par rayonnement de freinage dans une cible mince
iphot	contrôle la production de photons par des électrons
ibad	contrôle la méthode de distribution angulaire du bremsstrahlung
istrg	contrôle le caractère aléatoire de la méthode de perte d'énergie des électrons
bnum	contrôle la production de photons de bremsstrahlung
xnum	contrôle la production de rayons X induit par les électrons
rnok	contrôle la production d'électrons delta
enum	contrôle la production de photons induits par des électrons secondaires
numb	contrôle la production bremsstrahlung

## ANNEXE 5 : Comparaison des distributions spectrales issues des simulations MCNPX et PENELOPE et de la littérature.

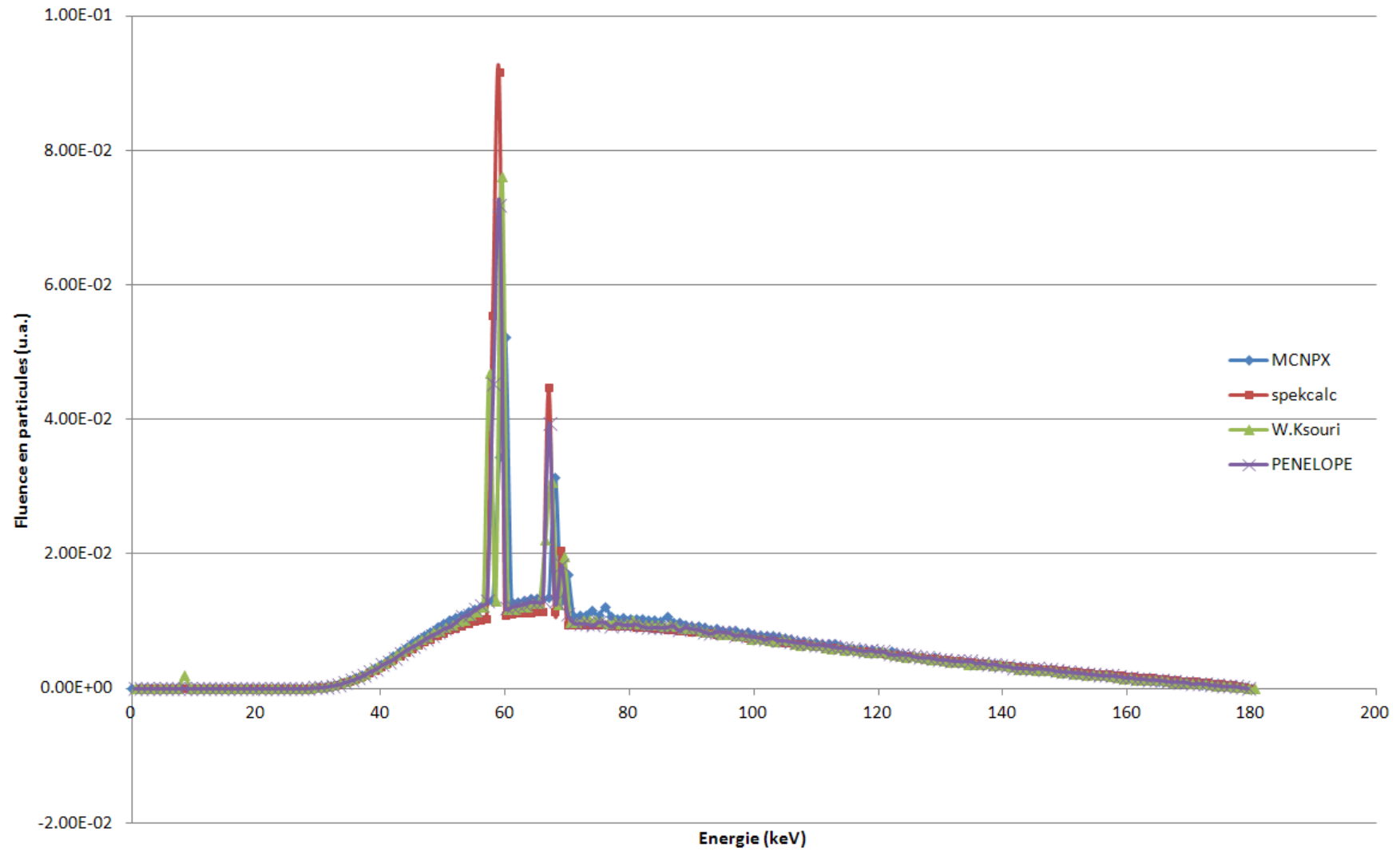
Faisceau RQR6 :

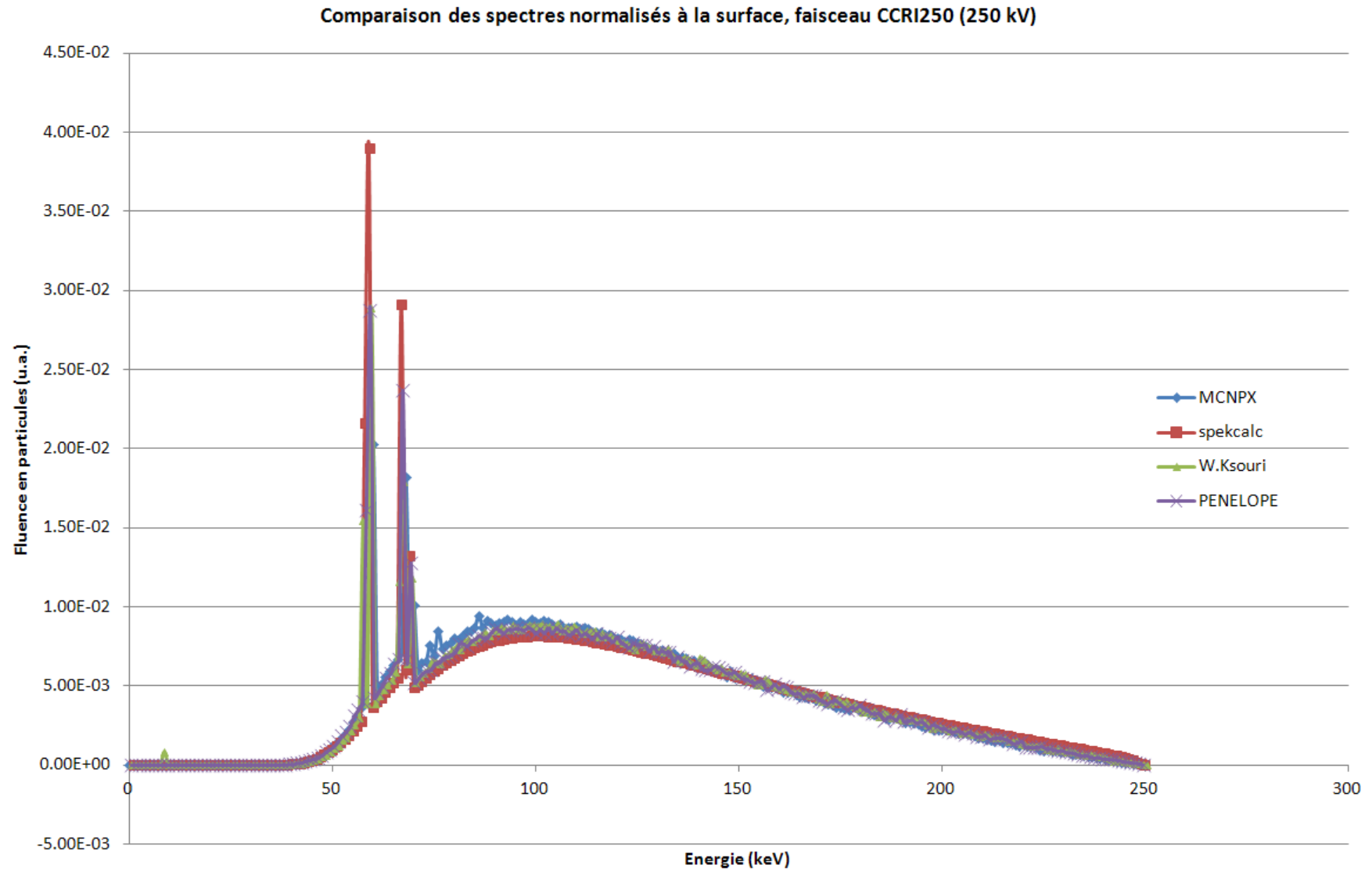


Faisceau RQR9 :

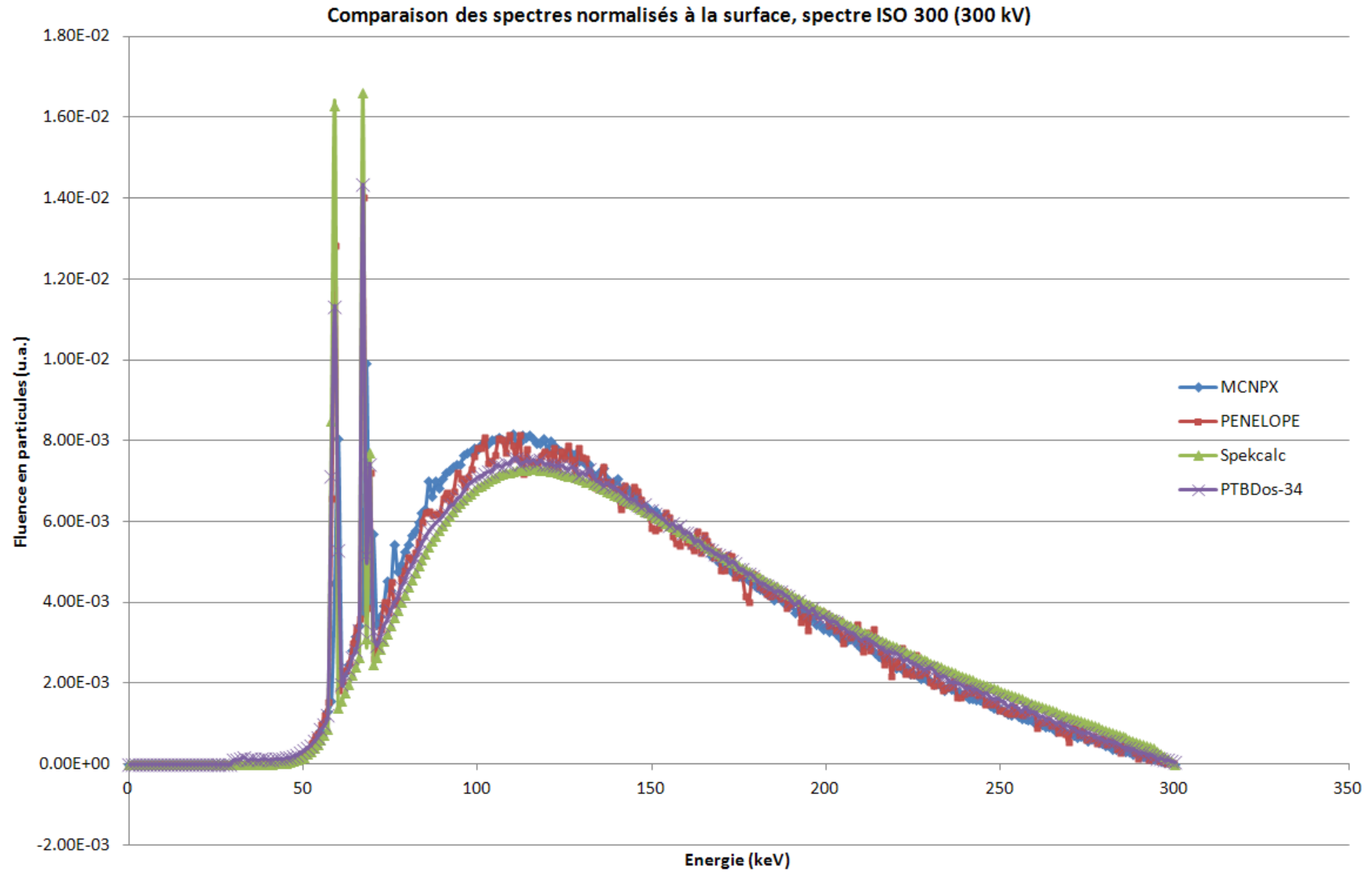
Faisceau CCRI180 :

Comparaison des spectres normalisés à la surface, faisceau CCRI180 (180 kV)



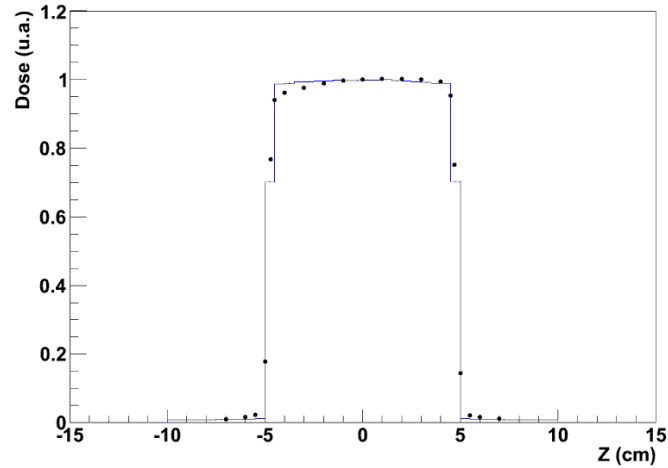
Faisceau CCRI250 :



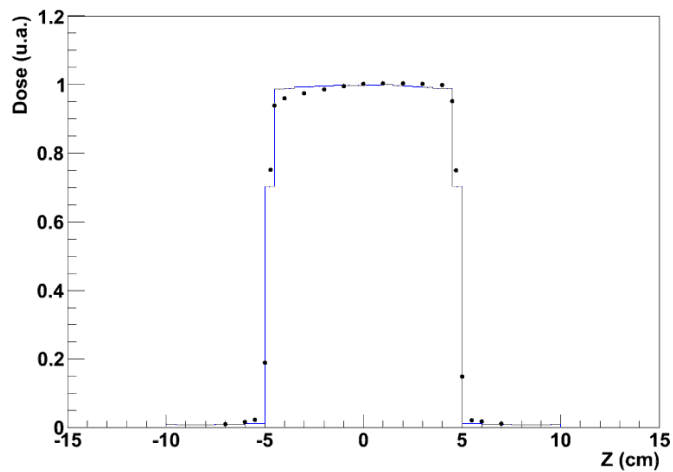
Faisceau ISO300 :

**ANNEXE 6 : Comparaison des profils dans l'air, mesurés avec la chambre d'ionisation PTW31010 et calculés avec le code MCNPX utilisant une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation.**

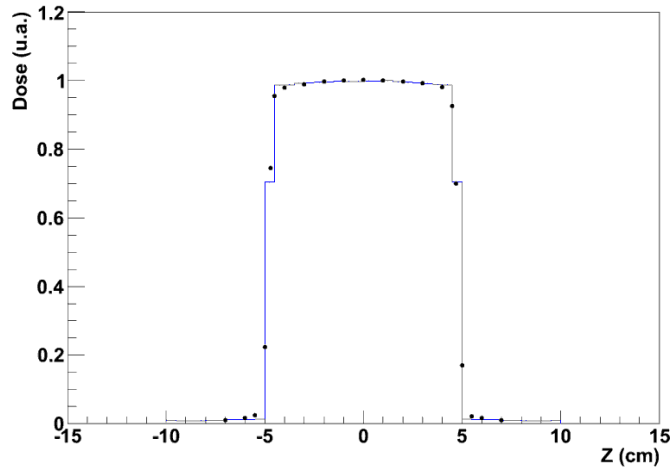
Faisceau RQR9 : (les mesures sont représentées par des points ; les simulations sont en trait plein)



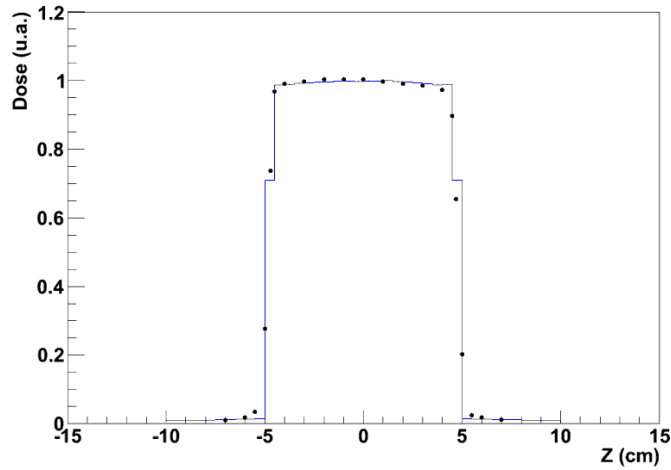
Faisceau RQR10 : (les mesures sont représentées par des points ; les simulations sont en trait plein)



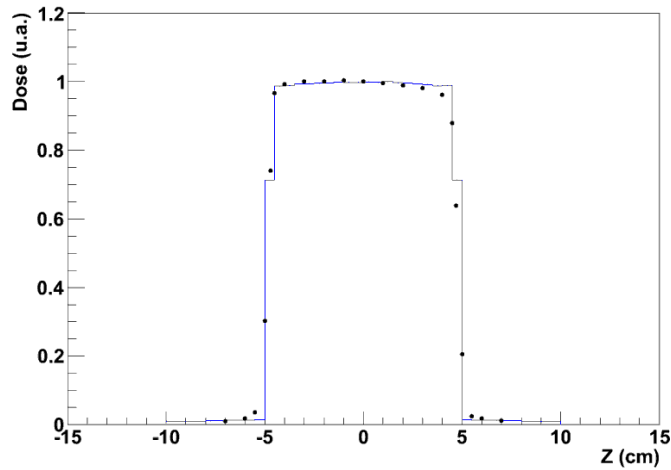
Faisceau CCRI180 : (les mesures sont représentées par des points ; les simulations sont en trait plein)



Faisceau CCRI250 : (les mesures sont représentées par des points ; les simulations sont en trait plein)

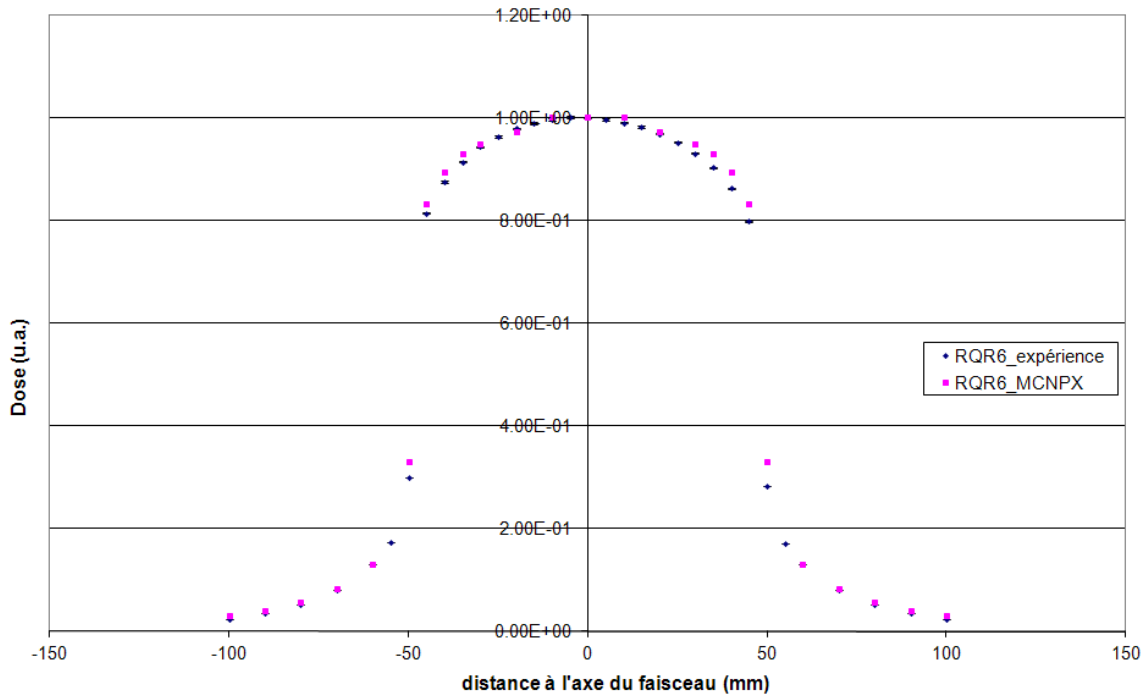


Faisceau ISO H300 : (les mesures sont représentées par des points ; les simulations sont en trait plein)

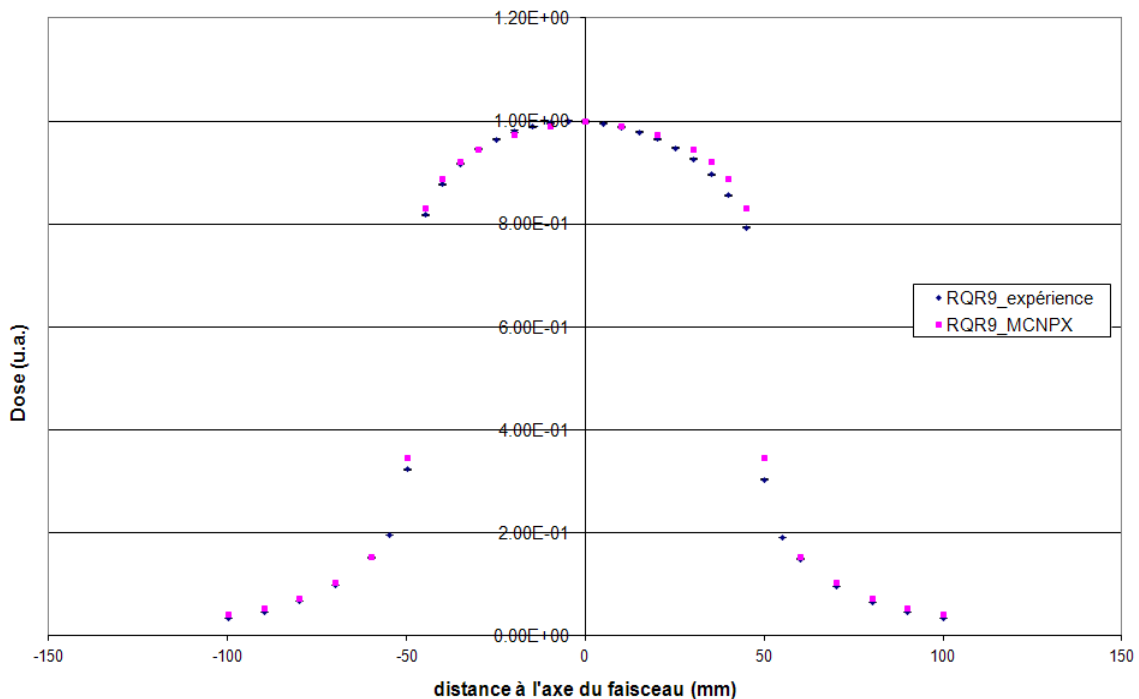


## ANNEXE 7 : Comparaison des profils dans l'eau, mesurés avec la chambre d'ionisation PTW31010 et calculés avec le code MCNPX utilisant une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation.

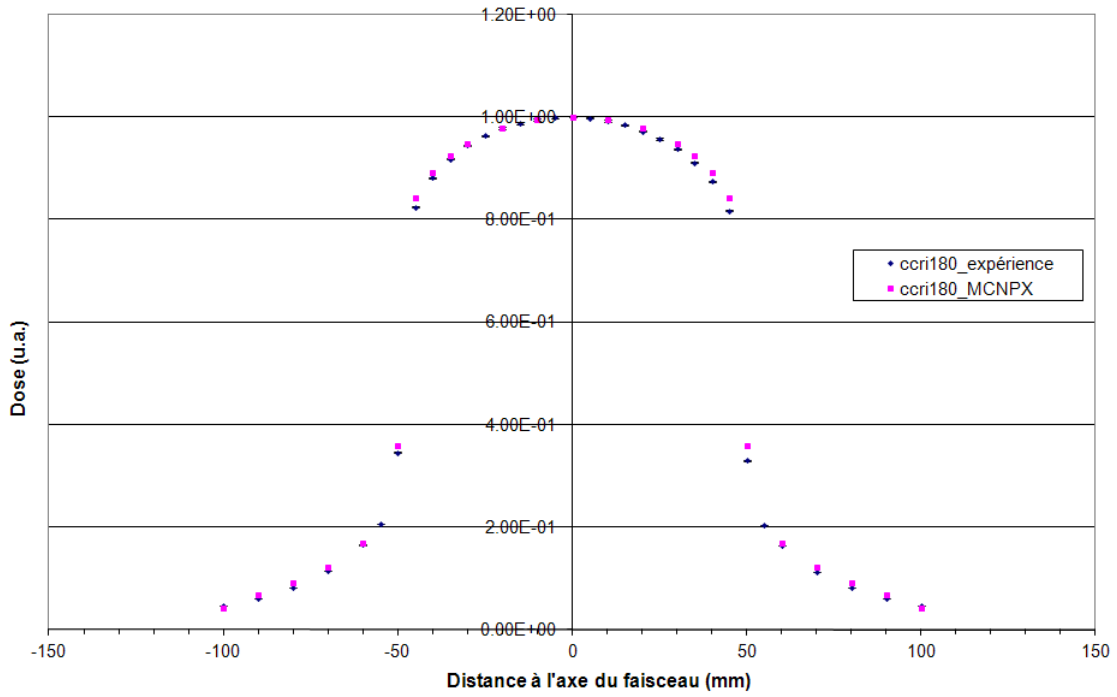
Faisceau RQR6 :



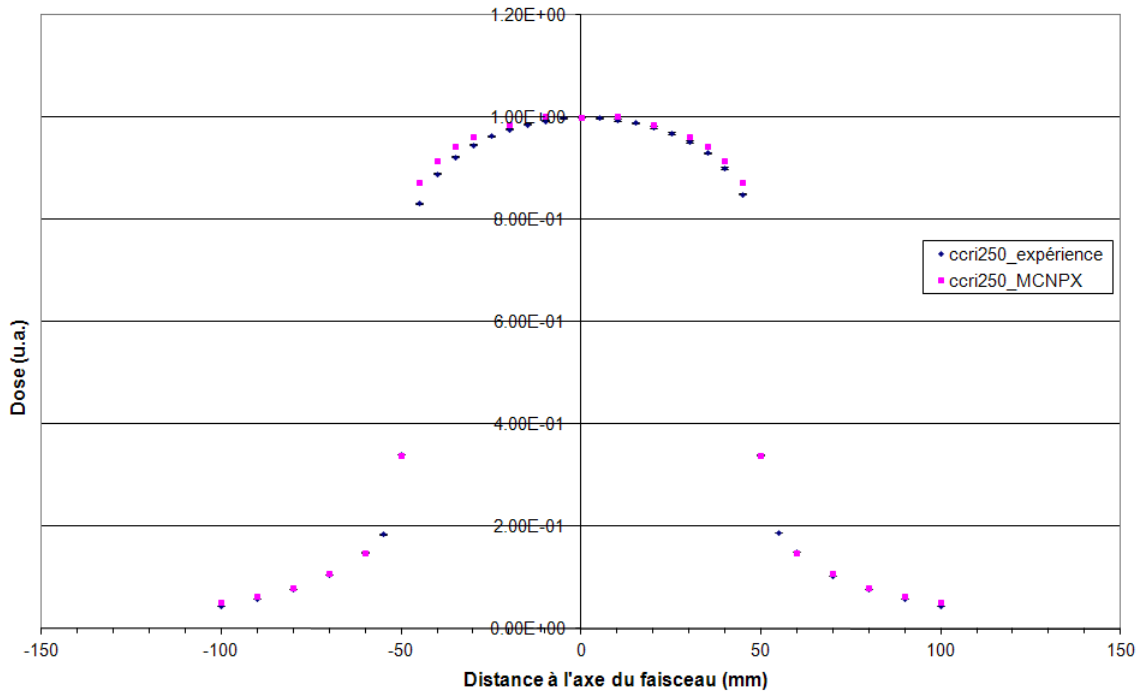
Faisceau RQR9 :

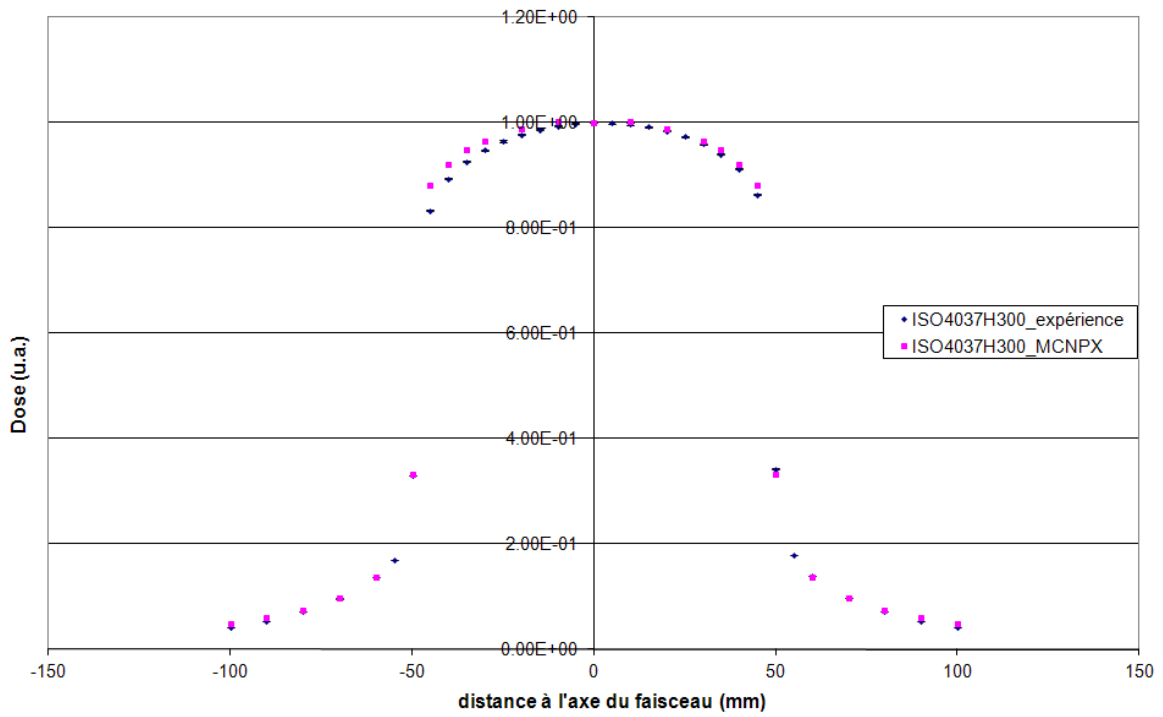


Faisceau CCRI180 :



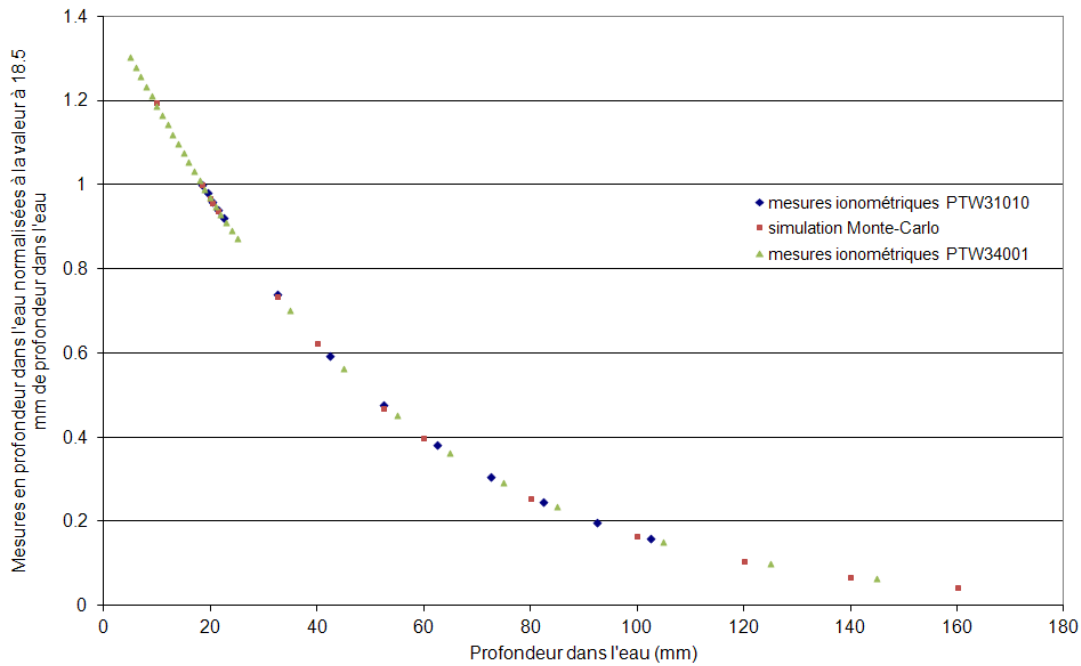
Faisceau CCRI250 :



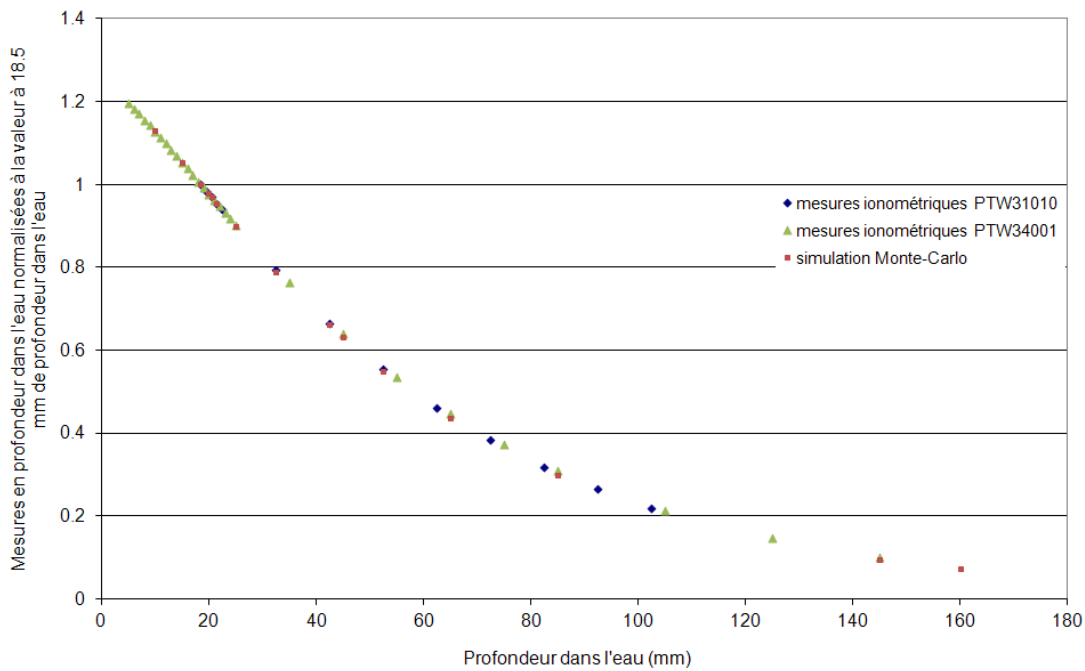
Faisceau ISO H300 :

## ANNEXE 8 : Comparaison des mesures ionométriques en profondeur dans l'eau, mesurés avec les chambres d'ionisation PTW31010 et PTW34001 ainsi que calculés avec le code MCNPX utilisant une géométrie simplifiée de la chambre d'ionisation PTW31010.

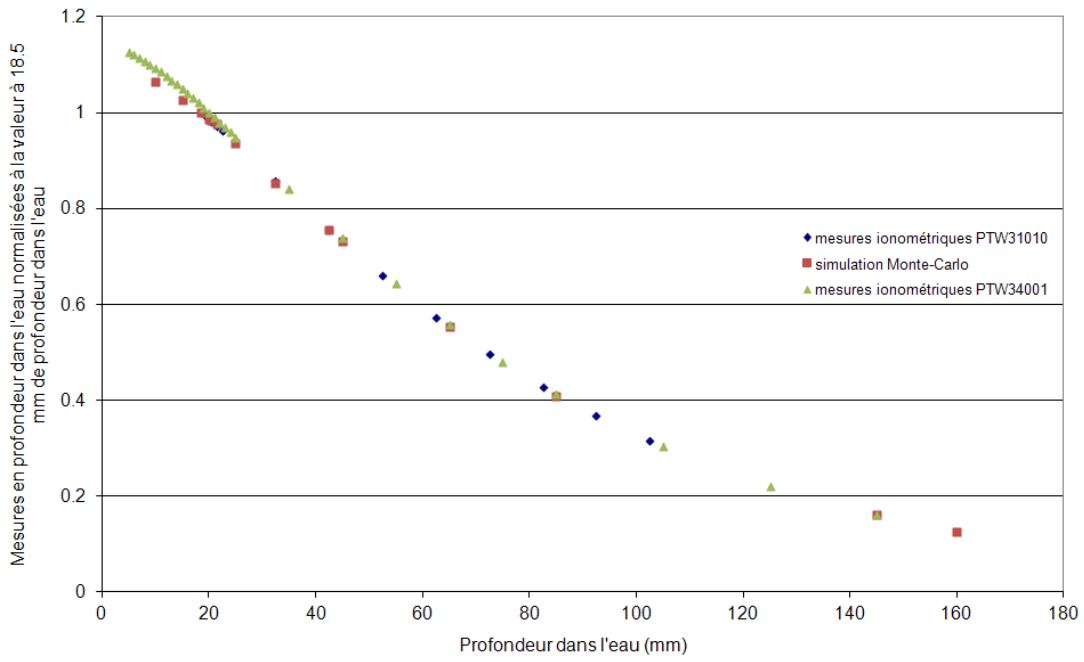
### Faisceau RQR6 :



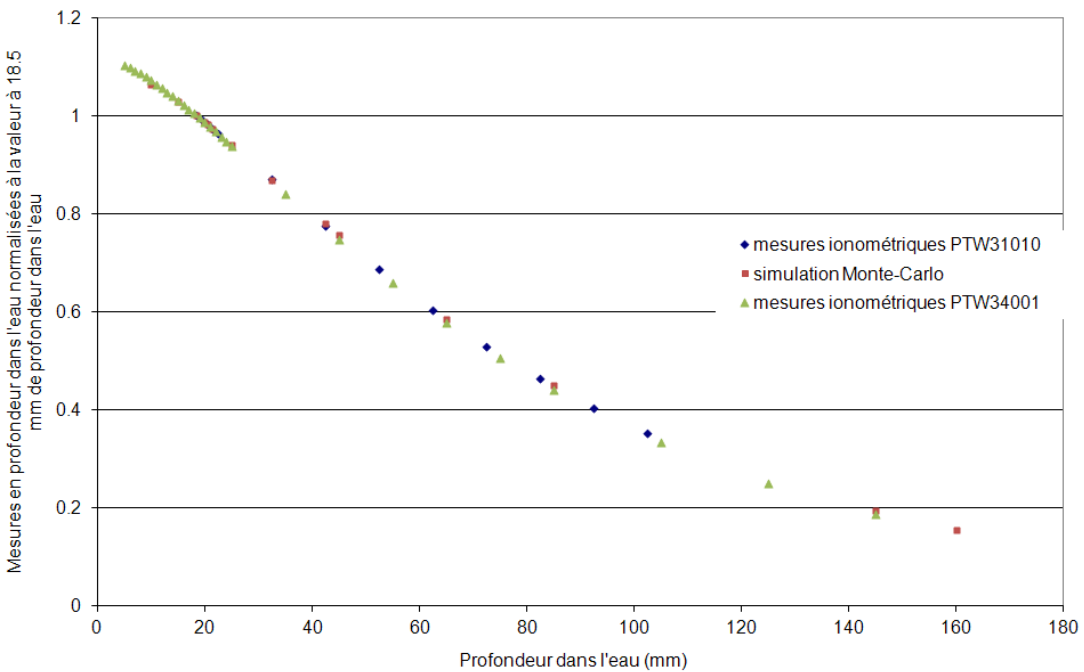
### Faisceau RQR9 :



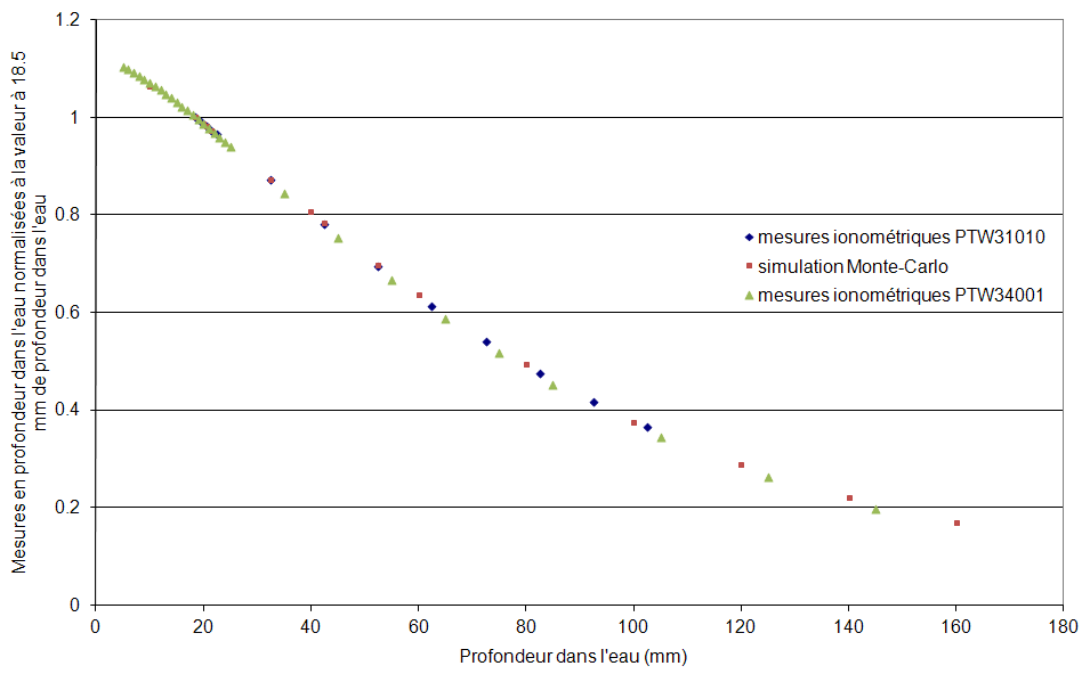
Faisceau CCRI180 :



Faisceau CCRI250 :



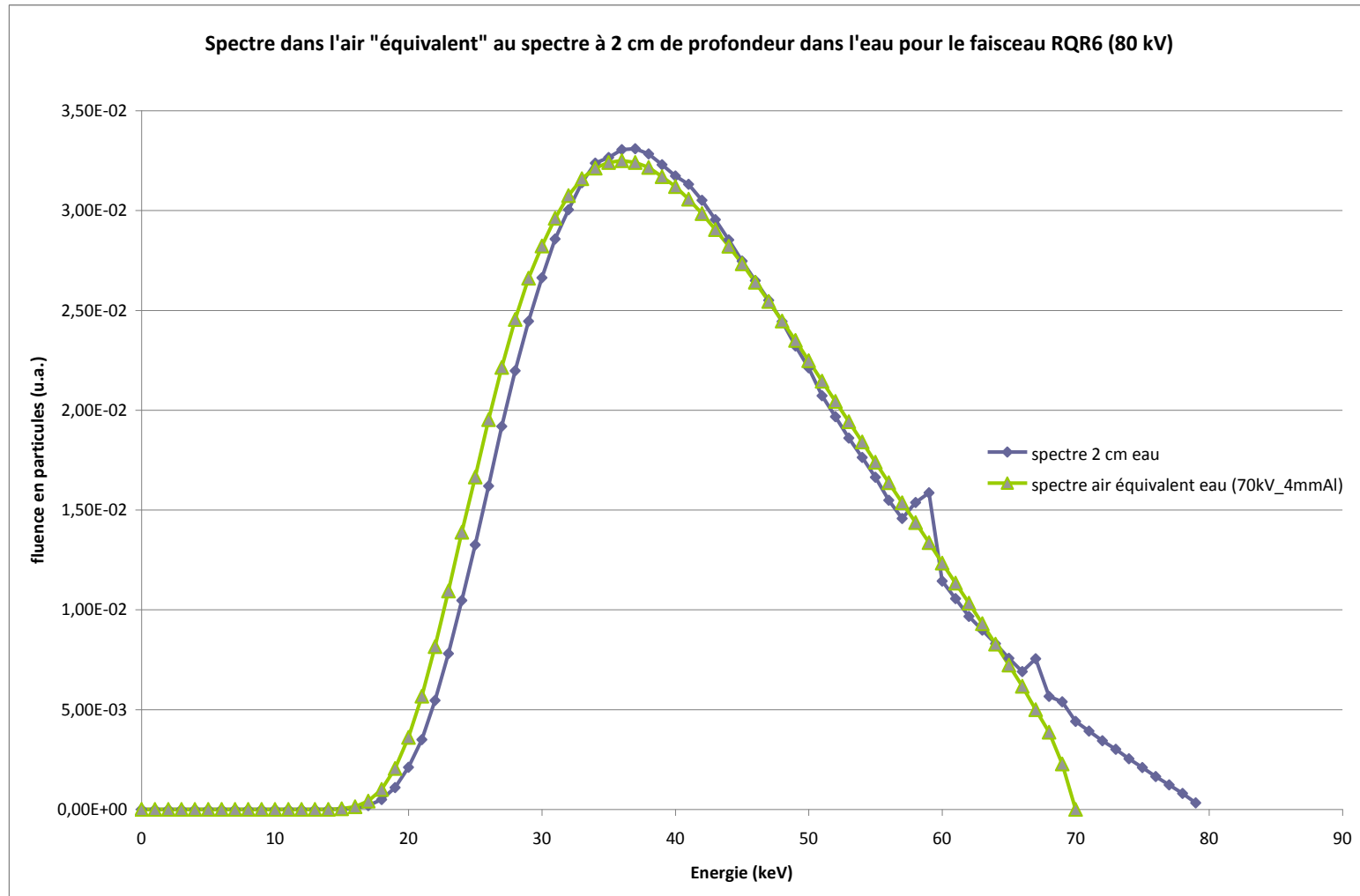


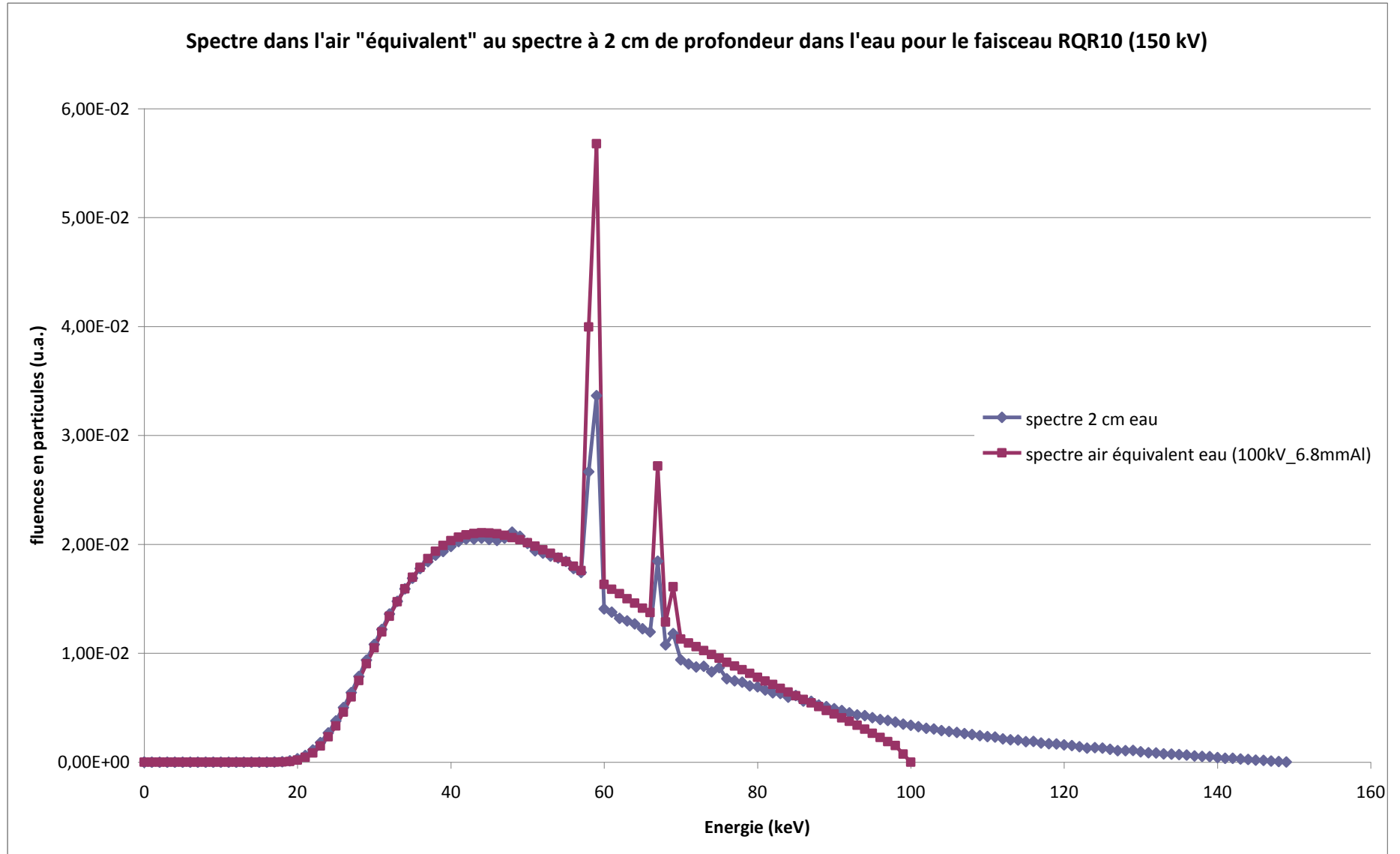
Faisceau ISO H300 :

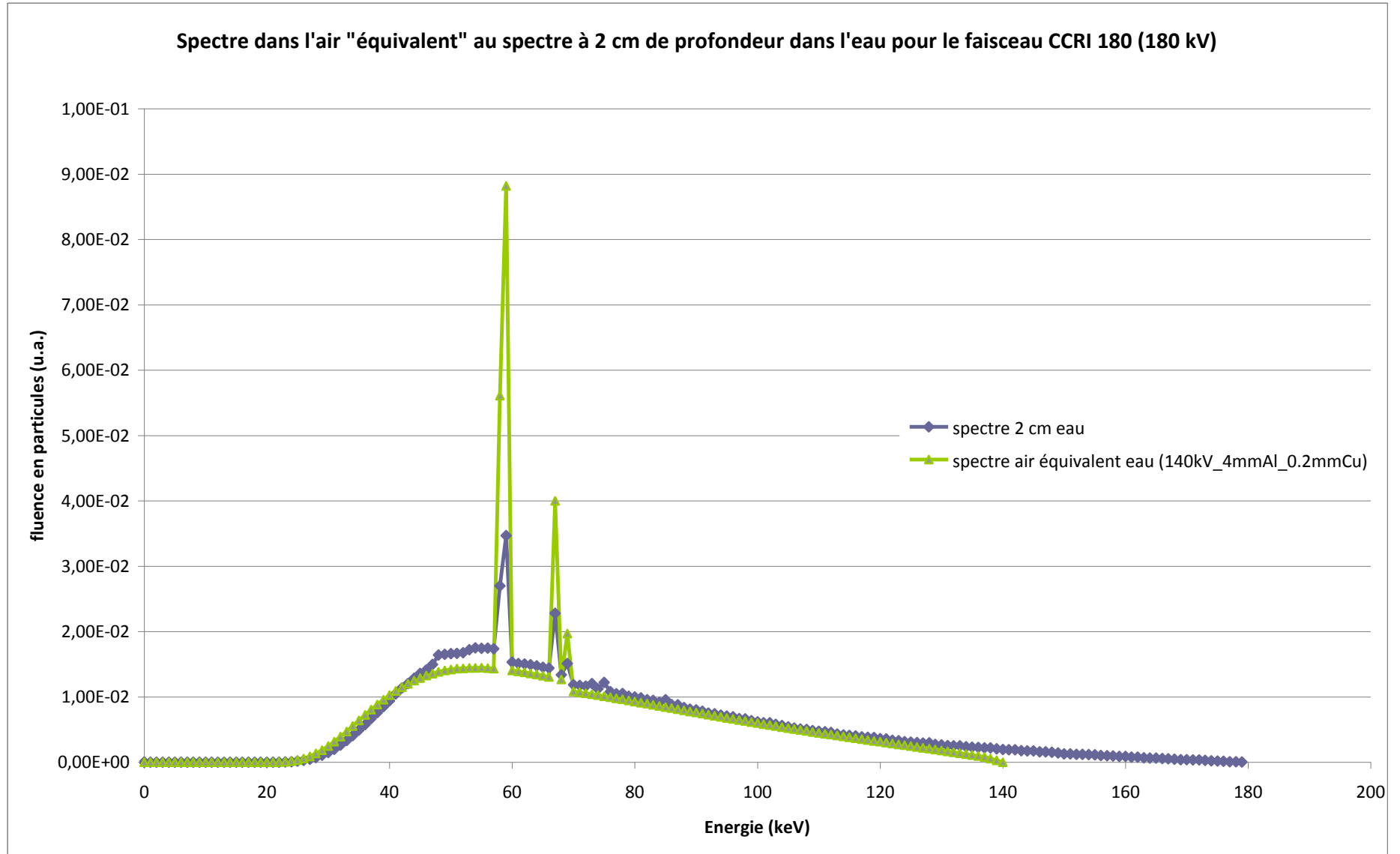
**ANNEXE 9 : CSDA dans l'air et dans l'eau (données du NIST).**

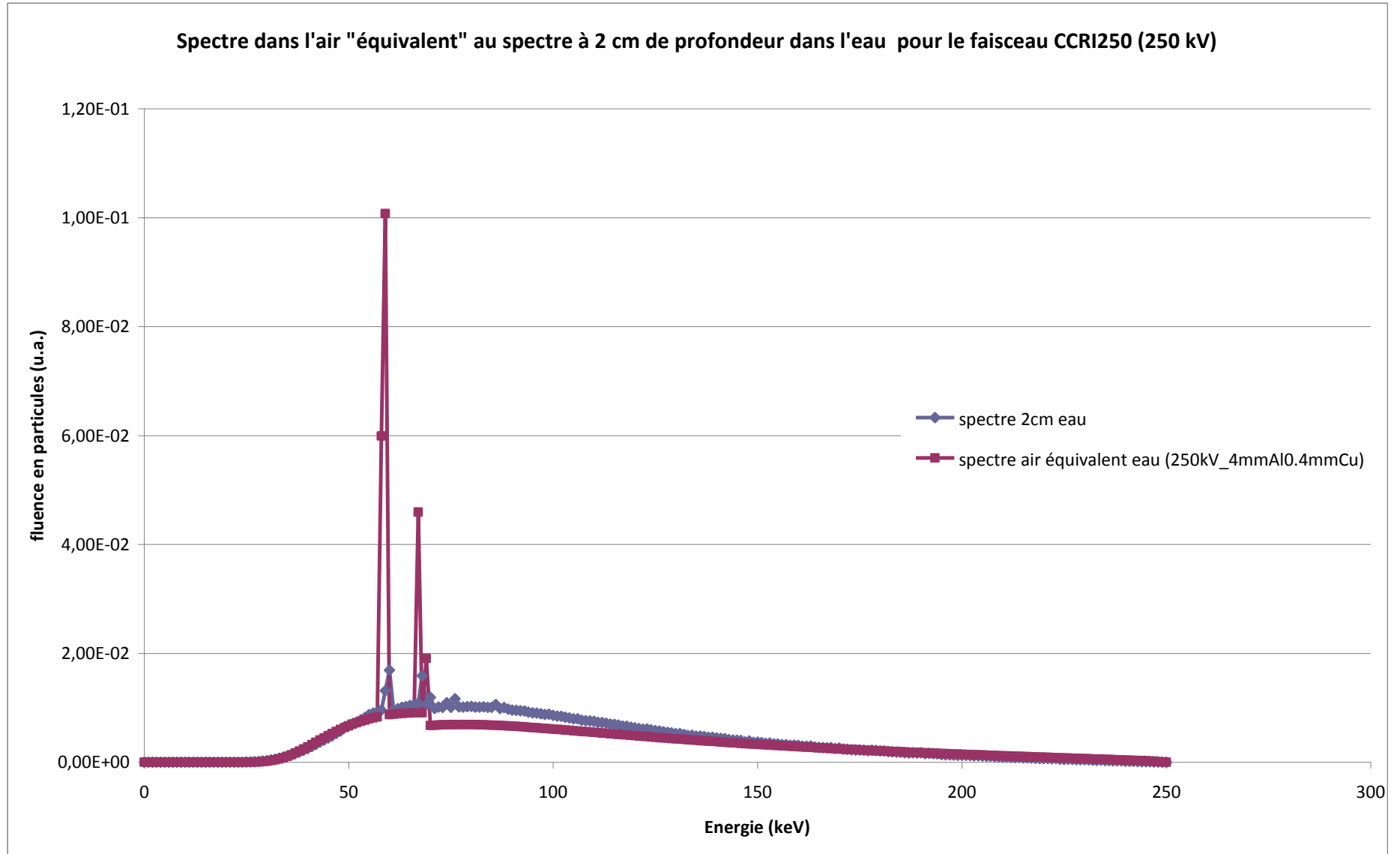
<b>Faisceau monoénergétique (KeV)</b>	<b>CSDA dans l'air (g/cm<sup>2</sup>)</b>	<b>CSDA dans l'eau (g/cm<sup>2</sup>)</b>
10	2.88E-04	2.51E-04
12.5	4.27E-04	3.73E-04
15	5.89E-04	5.15E-04
17.5	7.73E-04	6.76E-04
20	9.78E-04	8.57E-04
25	1.45E-03	1.27E-03
30	2.00E-03	1.76E-03
35	2.63E-03	2.31E-03
40	3.32E-03	2.92E-03
45	4.09E-03	3.59E-03
50	4.91E-03	4.32E-03
55	5.80E-03	5.10E-03
60	6.75E-03	5.94E-03
70	8.82E-03	7.76E-03
80	1.11E-02	9.77E-03
90	1.36E-02	1.20E-02
100	1.62E-02	1.43E-02
125	2.36E-02	2.08E-02
150	3.19E-02	2.82E-02
175	4.10E-02	3.62E-02
200	5.08E-02	4.49E-02
250	7.21E-02	6.37E-02
300	9.53E-02	8.42E-02

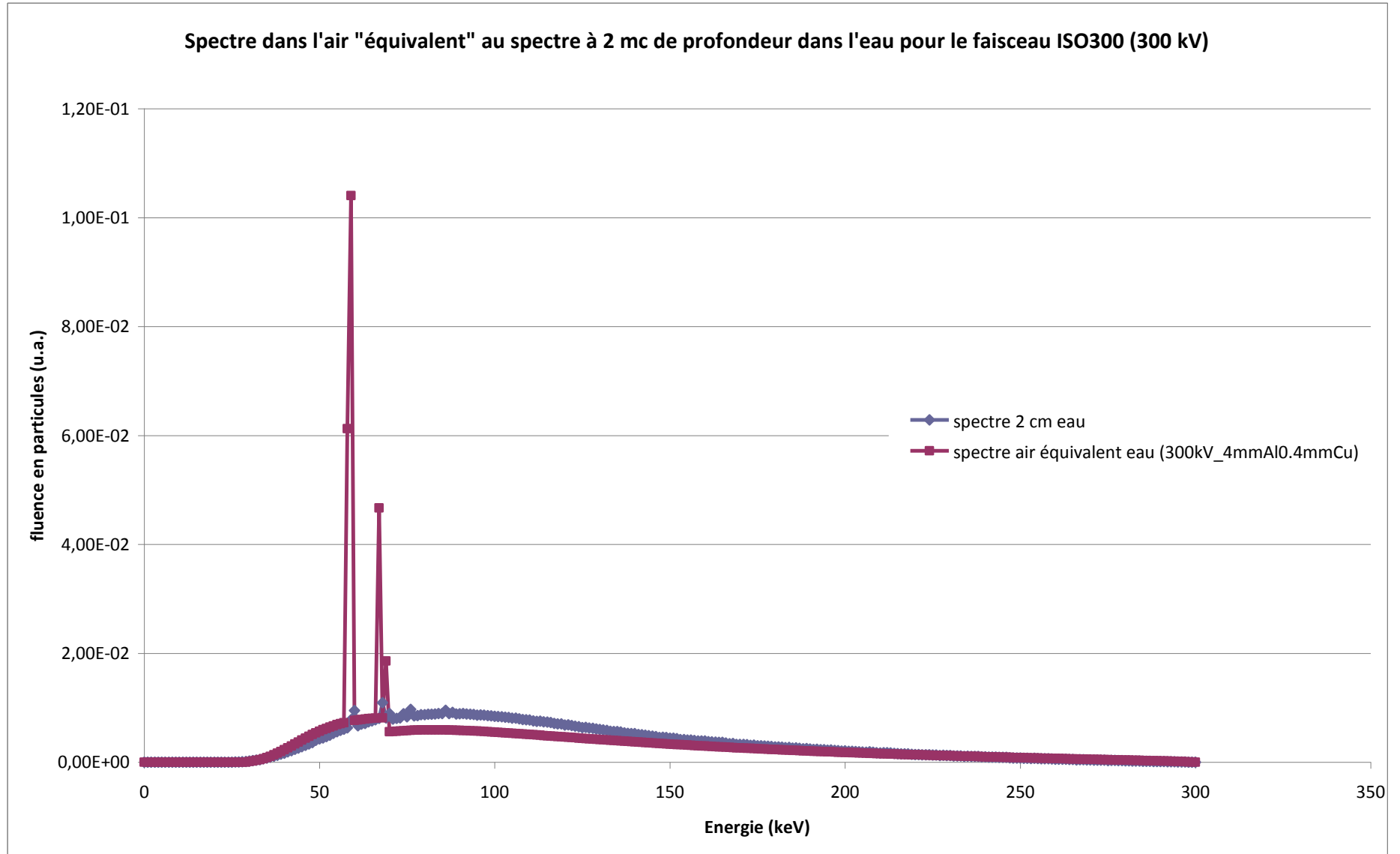
**ANNEXE 10 : Spectres « équivalent eau » permettant la détermination du facteur de correction de la dépendance de la réponse de la chambre d'ionisation avec l'énergie du faisceau.**











## ANNEXE 11 : Bilan d'incertitudes relatif à l'application des différents protocoles de radiothérapie à la chambre d'ionisation NE2571 pour le faisceau CCRI180.

Bilan d'incertitudes

Protocole TG-61

	incertitudes (%)
$N_K$	0.35
$M_u$	0.16
$P_{Q,cham}$	1.5
$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	1.5
$P_{sheath}$	0.3
$\frac{k_{dis,avec\_capot}}{k_{dis,sans\_capot}}$	0.1
$\frac{k_{mancheair10 \times 10}}{k_{mancheair8}}$	0.13
Total	2.2

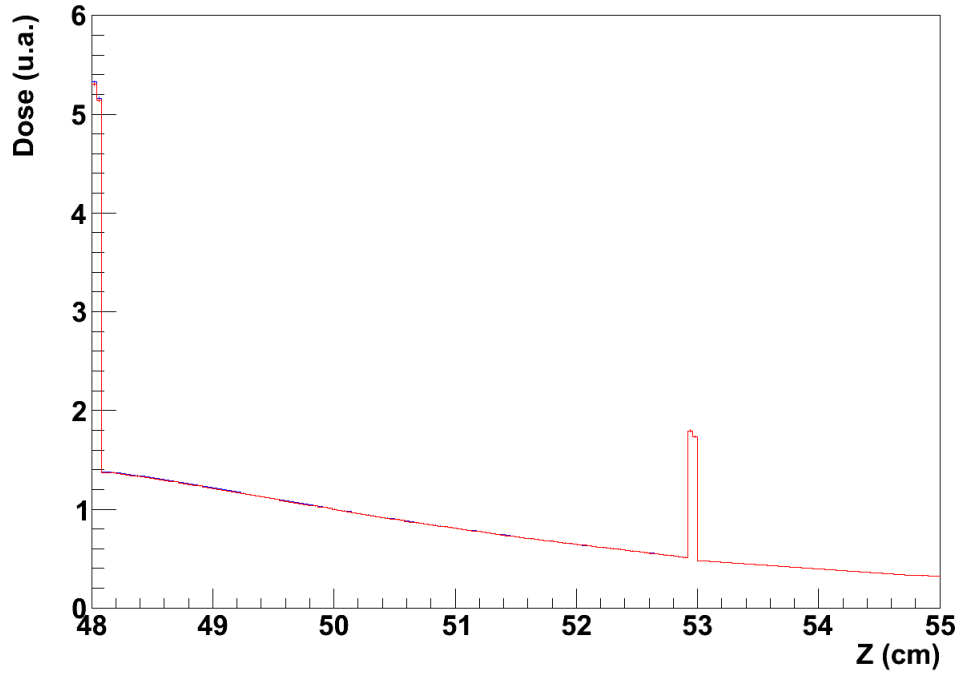
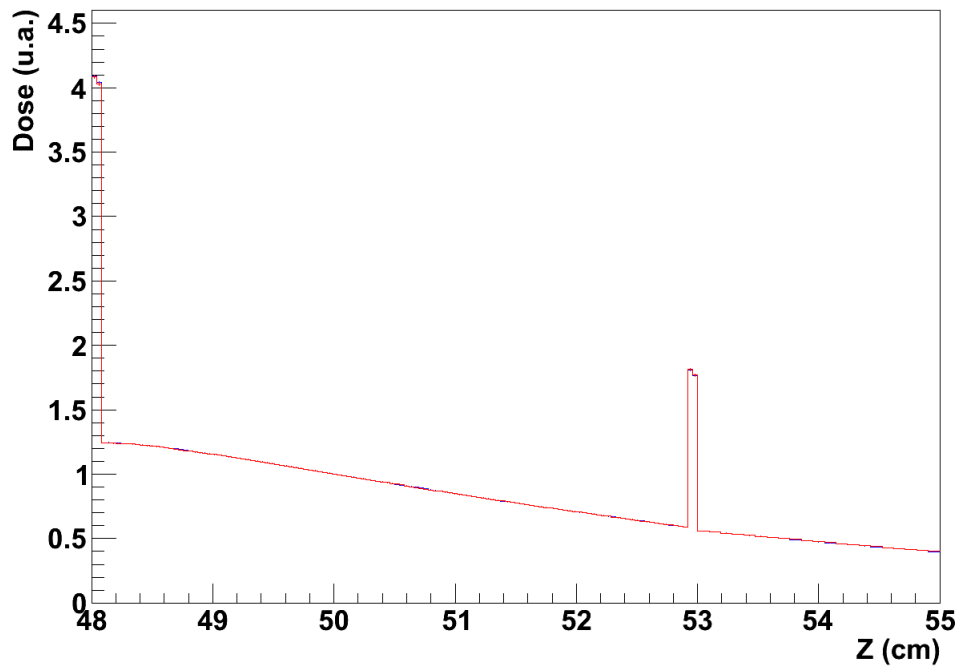
Protocole IPEMB

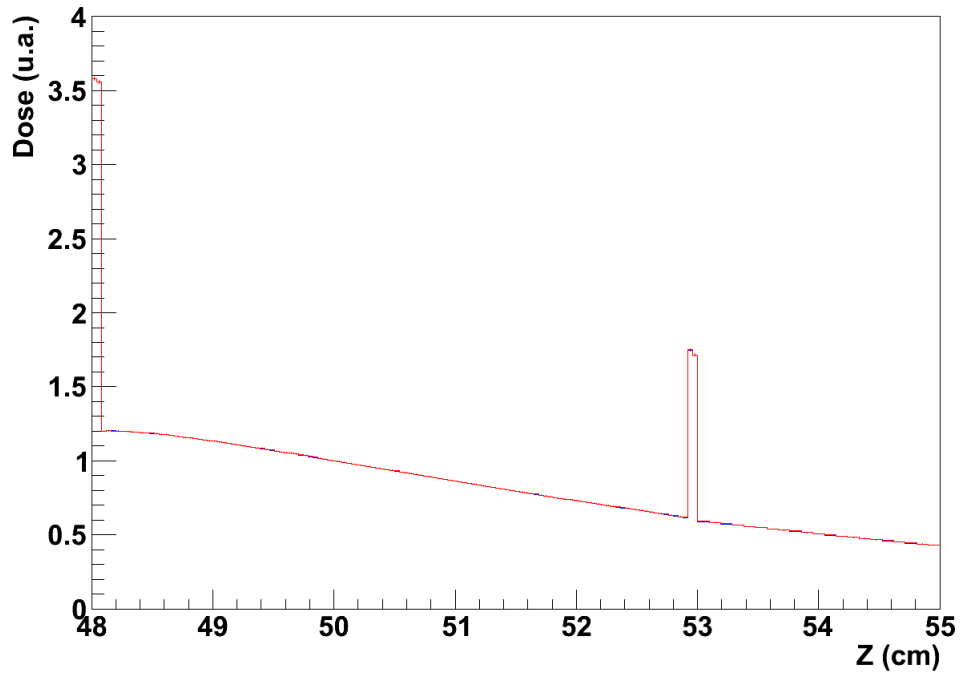
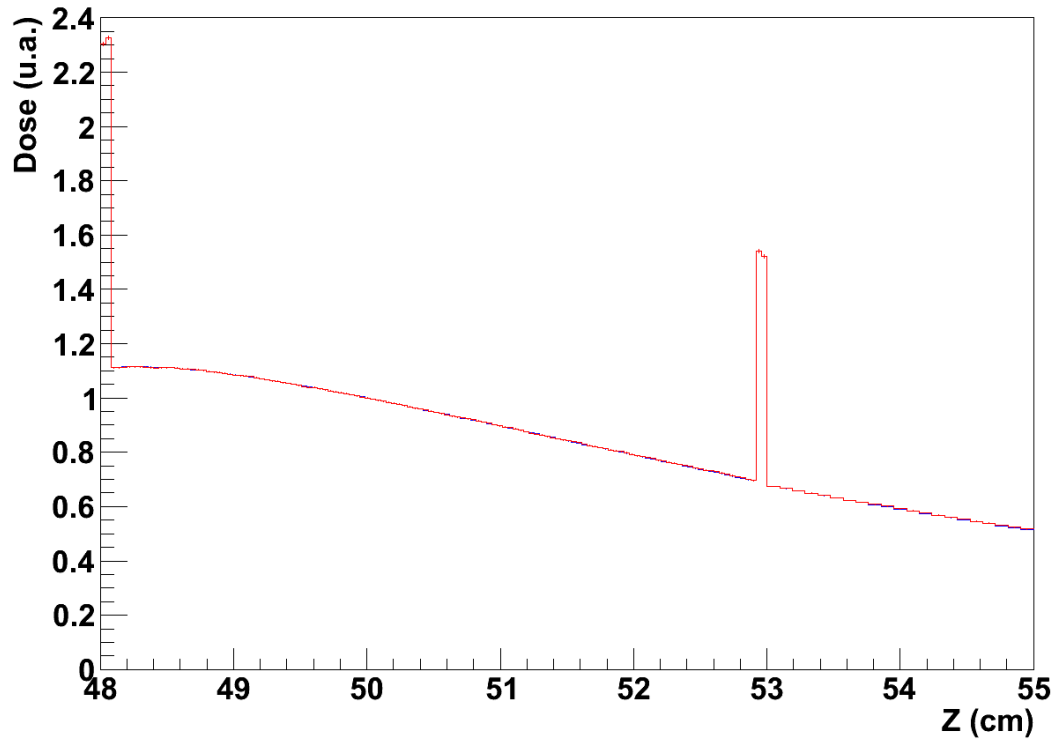
	incertitudes (%)
$N_K$	0.35
$M_u$	0.16
$k_{ch}$	3.0
$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	2.8
$P_{sheath}$	0.3
$\frac{k_{mancheair10 \times 10}}{k_{mancheair8}}$	0.13
Total	3.2



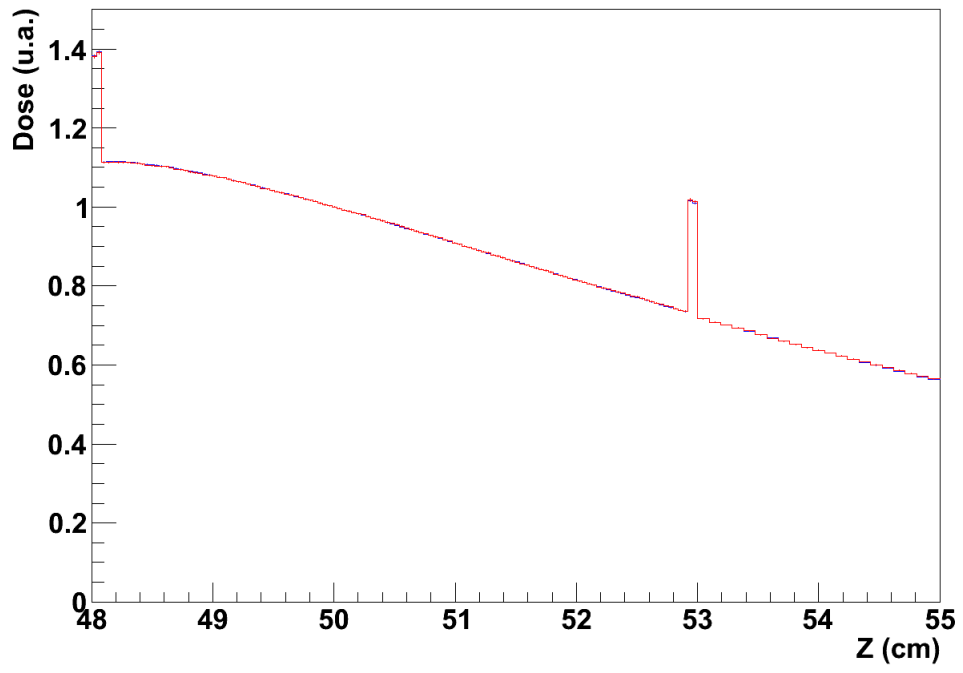
## Protocole NCS 10

	incertitudes (%)
$N_K$	0.35
$M_u$	0.16
$k_{ch}$	3.0
$\left[ \left( \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,air} \right]_{2cm}$	1.0
Total	3.0

**ANNEXE 12 : Modélisation MCNPX du dépôt d'énergie dans l'ampoule.**Faisceau RQR6 :Faisceau RQR9 :

Faisceau RQR10 :Faisceau CCRI180 :

Faisceau ISO H300 :







# Liste des communications

## Conférences nationales et internationales

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, 27<sup>èmes</sup> journées des LARD, Nantes, Octobre 2010.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication affichée, 50<sup>èmes</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale, Nantes, Juin 2011.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Absorbed dose to water references for radiotherapy medium energy X-rays through water calorimetry at LNE-LNHB* » poster, European Medical Physics and Engineering Conference 2011, Trinity College Dublin, Ireland, September 2011.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, 15<sup>ème</sup> Congrès International de Métrologie, Paris, Octobre 2011.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, 51<sup>èmes</sup> journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale, Strasbourg, Juin 2012.

## Présentations Ecole doctorale et CEA

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication affichée, 1<sup>ères</sup> journées de l'ED MIPEGE, Orsay, Avril 2010.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, Journées des doctorants du LNHB, Gif-sur-Yvette, Juin 2010.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, 2<sup>èmes</sup> journées de l'ED MIPEGE, Orsay, Mars 2011.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, Journées des doctorants du LNHB, Gif-sur-Yvette, Juin 2010.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, Journées des doctorants du LNHB, Gif-sur-Yvette, Juin 2011.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication affichée, 3<sup>èmes</sup> journées de l'ED MIPEGE, Orsay, Avril 2012.

PERICHON N, BORDY JM, DAURES J, DENOZIERE M, OSTROWSKY A, RAPP B, « *Etablissement par calorimétrie dans l'eau, de références en termes de dose absorbée pour les faisceaux de rayons X de moyenne énergie, applicables en radiothérapie* » communication orale, Journées des doctorants du LNHB, Gif-sur-Yvette, Juin 2012.



## Résumé

Les références actuelles, pour les rayons X de moyenne énergie en radiothérapie, sont établies au LNHB en termes de kerma dans l'air. La dose absorbée dans l'eau, grandeur d'intérêt pour la radiothérapie, est déduite de ces valeurs par transfert conformément aux protocoles internationaux. Ce travail de thèse a permis d'établir les références en termes de dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence des protocoles en utilisant la méthode de calorimétrie dans l'eau. La calorimétrie est la mesure de la dose absorbée à partir de l'élévation de température. Un « calorimètre-eau » a été conçu et réalisé afin d'effectuer des mesures à 2 cm de profondeur : conditions de référence définies par le protocole AIEA TRS-398. Les débits de dose absorbée dans l'eau ainsi déterminés ont été comparés aux valeurs issues de l'application des protocoles fondés sur le kerma dans l'air. Un écart maximum inférieur à 2.1 % a été trouvé par rapport à la calorimétrie. L'incertitude type associée aux valeurs calorimétriques étant inférieure à 0.8 % et celle associée aux valeurs issues des protocoles étant de l'ordre de 3.0 %, les résultats sont compatibles aux incertitudes des méthodes près. Grâce à ces nouvelles références, la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans ce type de faisceau pourra désormais être réalisée en appliquant le protocole AIEA TRS-398, conduisant ainsi à une forte réduction des incertitudes (facteur 3 par rapport au protocole AIEA TRS-277). Actuellement, aucun autre laboratoire primaire ne possède un tel instrument permettant l'établissement direct de ces références dans les conditions recommandées par les protocoles.

## Abstract

LNE-LNHB current references for medium energy X-rays are established in terms of air kerma. Absorbed dose to water, which is the quantity of interest for radiotherapy, is obtained by transfer dosimetric techniques following a methodology described in international protocols. The aim of the thesis is to establish standards in terms of absorbed dose to water in the reference protocol conditions by water calorimetry. The basic principle of water calorimetry is to measure the absorbed dose from the rise in temperature of water under irradiation. A calorimeter was developed to perform measurements at a 2 cm depth in water according to IAEA TRS-398 protocol for medium energy x-rays. Absorbed dose rates to water measured by calorimetry were compared to the values established using protocols based on references in terms of air kerma. A difference lower than 2.1% was reported. Standard uncertainty of water calorimetry being 0.8%, the one associated to the values from protocols being around 3.0%, results are consistent considering the uncertainties. Thanks to these new standards, it will be possible to use IAEA TRS-398 protocol to determine absorbed dose to water: a significant reduction of uncertainties is obtained (divided by 3 by comparison with the application of the IAEA TRS-277 protocol). Currently, none of the counterparts' laboratories own such an instrument allowing direct determination of standards in the reference conditions recommended by the international radiotherapy protocols.