



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

ASSURANCE DE QUALITE EN CURIETHERAPIE : TECHNIQUES PAR PROJECTEUR DE SOURCES ET IMPLANTS PERMANENTS PROSTATIQUES

Rapport S.F.P.M. n° 36

Mars 2019

**Société Française de Physique Médicale
Centre Antoine Béclère 47, rue de la Colonie F-75013 Paris
www.sfpm.fr**

AUTEURS DU GROUPE DE TRAVAIL

Catherine Dejean, coordonnatrice	Centre Antoine-Lacassagne, Nice
Florent Courrech	Institut de Cancérologie de Lorraine, Nancy
Christelle Di Bartolo	Institut de Cancérologie de l'Ouest, Angers
Marjorie Ferré	Institut Paoli-Calmette, Marseille
Frédéric Gassa	Centre Léon-Bérard, Lyon
Noëlle Pierrat	Institut Curie, Paris
Myriam Trafi	Centre Hospitalier Régional, Orléans

Avec la participation

Isabelle Aubineau-Laniece	Laboratoire National Henri Becquerel, Gif sur Yvette
Pascal Louisot	Hôpital Bretonneau, Tours
Philippe Meyer	Institut Paul Strauss, Strasbourg

RELECTEURS

Isabelle Dumas	Gustave-Roussy, Villejuif
Claire Dupuy	Institut de Cancérologie de l'Ouest, Nantes
Jean-Yves Giraud	Centre Hospitalier Universitaire Grenoble-Alpes, Grenoble

AVERTISSEMENT

Ce rapport est issu d'un travail d'experts basé sur des informations provenant de sources considérées comme fiables. La SFPM ne peut garantir ou endosser une responsabilité sur ces informations ni sur leur application. La SFPM n'approuve aucun produit, fabricant ou fournisseur et rien dans ce rapport ne doit être interprété comme tel.

AVANT-PROPOS

La première application de curiethérapie a été réalisée en 1901, ce qui en fait la plus ancienne des techniques d'irradiation. Depuis cette date, la curiethérapie a connu de nombreuses évolutions, et reste aujourd'hui encore une technique de référence pour certaines indications, comme par exemple pour le traitement du cancer du col utérin.

Ces dernières années, la curiethérapie a bénéficié de progrès technologiques liés à l'utilisation de l'imagerie (CT, IRM, échographique), au développement de nouveaux matériels (projecteurs, applicateurs) et à l'amélioration des algorithmes de calcul de dose. Ces évolutions ont amené la Société Française de Physique Médicale (SFPM) à proposer ce rapport N°36, intitulé « Assurance de qualité en curiethérapie : techniques par projecteur de sources et implants permanents prostatiques ». Les différentes parties de ce rapport décrivent de manière exhaustive les contrôles de qualité devant être réalisés pour ces deux techniques de curiethérapie. Les fréquences et tolérances de ces contrôles sont résumées dans des tableaux, offrant au lecteur un guide clair pour l'établissement d'une politique d'assurance qualité efficace en curiethérapie.

Le Conseil Scientifique de la SFPM tient à souligner l'importance et la qualité de ce travail. Il remercie chaleureusement tous les intervenants qui ont contribué à la réalisation de ce rapport, et en particulier Catherine Dejean pour avoir coordonné ce Groupe de Travail.

Philippe MEYER pour le CS de la SFPM composé de :

Corinne BARRAU-WAGET, Sophie CHIAVASSA, Ludovic FERRER, Joël GREFFIER, Lama HADID-BEURRIER, Philippe MEYER, Luc SIMON, Marie-Claude BISTON

LEXIQUE

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ASN	Autorité de Sureté Nucléaire
BRAPHYQS	BRACHYtherapy PHYSics Quality Assurance System
CCC	Collapsed Cone Convolution
CELIA	CEntre LAsers Intenses et Applications
DTGR	Dwell Time Gradient Restriction
FIRST	Fully Integrated Real-time Seed Treatment
GBBS	Grid-Based Boltzmann Solver
GEC-ESTRO	Groupe Européen de Curiethérapie - European SocieTy for Radiotherapy and Oncology
HDR	High Dose Rate
HDV	Histogramme Dose Volume
HIPO	Hybrid Inverse treatment Planning Optimization
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units and measurements
IPSA	Inverse Planning Simulated Annealing
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ISA	InterSeed Attenuation
LNHB	Laboratoire National Henri Becquerel
MC	Monte-Carlo
NPL	National Physical Laboratory
PDR	Pulsed Dose Rate
PMMA	PolyMethylMethAcrylate
REX	Retour d'Expérience
SFPM	Société Française de Physique Médicale
TG	Task Group
TLD	ThermoLuminescent Dosimeter
TPS	Treatment Planning System
TRAK	Total Reference Air Kerma
US	Ultra-Sons

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES	5
TABLE DES ILLUSTRATIONS	10
TABLE DES TABLEAUX	10
INTRODUCTION	11
CHAPITRE 1 : ETALONNAGE DES SOURCES	13
1.1. REFERENCE NATIONALE POUR LES SOURCES D'¹⁹²IR ET DE ⁶⁰CO	13
1.1.1. Référence en terme de kerma de référence dans l'air	13
1.1.2. Principe de la méthode directe établie par le NPL	14
1.1.3 Principe de la méthode indirecte	15
1.1.3.1 Distance source détecteur	16
1.1.3.2 Facteurs correctifs	17
1.1.3.3 Suivi de la référence	18
1.2 TRANSFERT AUX UTILISATEURS	18
1.2.1 Etalonnage secondaire d'une chambre-puits	18
1.2.2 Procédure de vérification du débit de kerma de référence d'une source d' ¹⁹² Ir ou de ⁶⁰ Co par l'utilisateur avec une chambre-puits.....	20
1.3 MESURE DE L'ACTIVITE DES SOURCES D'IODE 125	21
1.3.1 But de la procédure	21
1.3.2 Recommandations ESTRO et AAPM et difficultés engendrées	22
1.3.3 Recommandations SFPM : solution adaptée aux contraintes cliniques	22
1.3.4 Cas particulier de l'utilisation d'un projecteur de source	23
CHAPITRE 2. CONTROLE QUALITE D'UN PROJECTEUR DE SOURCE (HDR, PDR, ¹²⁵I)	25
2.1 RECOMMANDATIONS CONCERNANT L'IMPLANTATION D'UN PROJECTEUR DE SOURCE HDR ET PDR	25
2.2 SYSTEMES DE SECURITE POUR LES PROJECTEURS DE SOURCE HDR OU PDR	25
2.2.1 Surveillance du patient	25
2.2.2 Autotest du système	25

2.2.3 Sécurité de porte	26
2.2.4 Indicateurs relatifs à la présence de rayonnements	26
2.2.5 Contrôleur d'ambiance radioactive indépendant en salle de traitement	26
2.2.6 Interruption de traitement	26
2.2.7 Dispositifs d'arrêt d'urgence	27
2.2.8 Alimentation électrique	27
2.2.9 Systèmes de connexion.....	27
2.2.10 Intégrité des tubes de transfert et vecteurs	28
2.2.11 Rayonnement de fuite	28
2.2.12 Test de contamination : câble de contrôle et applicateurs	28
2.2.13 Equipement d'urgence	28
2.2.14 Procédure d'urgence	29
2.3 PARAMETRES PHYSIQUES DES PROJECTEURS HDR OU PDR.....	29
2.3.1 Linéarité et exactitude du positionnement de la source	29
2.3.2 Reproductibilité du positionnement de la source	29
2.3.3 Constance du positionnement du câble de contrôle	30
2.3.4 Cycles de sortie des câbles porte-source et de contrôle	30
2.3.5 Vérification de l'étalonnage de la source en termes de débit de kerma de référence dans l'air	30
2.3.6 Exactitude des temps d'arrêt	30
2.3.7 Linéarité de l'horloge interne.....	31
2.3.8 Constance du temps de transit.....	31
2.3.9 Contrôle de la longueur de l'ensemble tube de transfert-vecteurs	32
2.4 DESCRIPTIF D'UN PROJECTEUR DE SOURCE POUR IMPLANTS PERMANENTS D'¹²⁵I ET TESTS ASSOCIES	32
2.4.1 Descriptif	32
2.4.2 Tests spécifiques	33
2.4.2.1 Vérification de la longueur du câble d'éjection.....	33
2.4.2.2 Vérification de la précision et de la linéarité de l'éjection	33
2.5 TABLEAU RECAPITULATIF DES FREQUENCES ET TOLERANCES DES TESTS POUR LE CONTROLE QUALITE DES PROJECTEURS DE SOURCES	33

CHAPITRE 3 UTILISATION DE L'IMAGERIE, MATERIEL VECTEUR ET MARQUEURS ASSOCIES	35
3.1 SCANNER	35
3.1.1 Contrôle de qualité du scanner	35
3.1.2 Contrôle du matériel vecteur et des marqueurs radio-opaques associés	35
3.2 IRM.....	36
3.2.1 Contrôle de qualité de l'IRM	36
3.2.2 Contrôle du matériel vecteur et des marqueurs associés	37
3.3 ECHOGRAPHIE	37
3.3.1 Echelle de gris	39
3.3.2 Profondeur maximale de pénétration	39
3.3.3 Résolution de l'image	40
3.3.4 Mesure de distances	40
3.3.5 Vérification du réglage de la grille d'implantation	41
3.3.6 Correspondance avec la grille TPS et la grille numérique de l'échographe	41
3.3.7 Correspondance des axes de coupes pour les sondes à double cristaux.....	42
3.3.8 Mesure de volume	42
3.3.9 Vérification du stepper	42
CHAPITRE 4. LOGICIELS DE PLANIFICATION DES TRAITEMENTS	44
4.1 PRESENTATION DU FORMALISME DE CALCUL DE DOSE TG43 ET DE SES LIMITATIONS	44
4.1.1 Dose absorbée dans l'eau vs dose absorbée dans les tissus	44
4.1.2 Modification de l'atténuation entre les hétérogénéités des tissus et l'eau	44
4.1.3 Atténuation des matériaux	45
4.1.4 Différence de rétrodiffusé pour l'évaluation des fonctions radiales $g(r)$ et d'anisotropie $\Phi_{an}(r)$	45
4.1.5 Approximation Dose – KERMA.....	46
4.1.6 Comparaison ^{192}Ir et ^{60}Co	46
4.1.7 Synthèse	46

4.2. DEVELOPPEMENTS CONCERNANT LES ALGORITHMES DE CALCUL DE DOSE EN CURIETHERAPIE.....	47
4.3 OUTILS D’OPTIMISATION	48
4.3.1 Démarche	48
4.3.2 Optimisation du placement des cathéters.....	48
4.3.3 Optimisation graphique de la distribution de dose	49
4.3.4 Optimisation géométrique de la distribution de dose.....	49
4.3.5 Optimisation inverse de la distribution de dose.....	49
4.3.5.1 IPSA (Inverse Planning Simulated Annealing).....	49
4.3.5.2 HIPO (Hybrid Inverse Planning Optimization)	49
4.3.5.3 Méthodes de la variance et de min/max.....	49
4.4 TESTS D’ASSURANCE QUALITE	50
4.4.1 Tests relatifs au dossier patient, aux images et aux structures.....	50
4.4.2 Vérification de la reconstruction du matériel vecteur (applicateurs et/ou tubes vecteurs) et des implants complexes	50
4.4.2.1 Reconstruction à partir de marqueurs	50
4.4.2.2 Reconstruction en utilisant la bibliothèque d’applicateur et/ou du matériel vecteur sans marqueur.....	51
4.4.2.3 Exemple de reconstruction d’un applicateur à anneau ou « ring »	51
4.4.2.4 Reconstruction géométrique d’un implant complexe.....	53
4.4.3. Tests de contrôle qualité concernant les TPS utilisant le formalisme TG43	53
4.4.3.1 Tests communs.....	53
4.4.3.2 Tests spécifiques aux projecteurs de sources HDR et/ou PDR.....	54
4.4.3.3 Tests spécifiques aux implants permanents prostatiques ¹²⁵ I.....	58
4.4.4 Contrôle qualité des algorithmes de dernière génération (hors TG43)	60
4.5 CONTROLE QUALITE EXTERNE	61
4.5.1 Vérification des différentes techniques de reconstruction géométrique.....	62
4.5.2 Contrôle dosimétrique	62
4.6 DOSIMETRIE IN VIVO.....	63
4.7 SPECIFICATION DE LA DOSE ET DU VOLUME DANS LE CADRE DE LA DOCUMENTATION EN CURIETHERAPIE	65
4.7.1 Traitement délivré par projecteur de source (HDR ou PDR)	65
4.7.2 Traitement délivré par implant permanent.....	66
4.7.3 Transfert des données	66

4.8 TABLEAU RECAPITULATIF DES FREQUENCES ET TOLERANCES DU CONTROLE QUALITE DU LOGICIEL DE PLANIFICATION DES TRAITEMENTS.....	66
CHAPITRE 5 : INCERTITUDES.....	68
CHAPITRE 6 : BONNES PRATIQUES.....	69
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	72
ANNEXE.....	77
Annexe 1 : Etalonnage d'une chambre d'ionisation cylindrique et de son système de positionnement.....	77

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Dispositif expérimental utilisé au NPL pour l'étalonnage primaire de sources d' ¹⁹² Ir HDR (Echelle non respectée) [Sander, 2006].	14
Figure 2 : Dispositif expérimental du LNHB pour l'étalonnage de sources d' ¹⁹² Ir HDR.	17
Figure 3 : Chambre-puits (a) avec son insert porte source (b) et son électromètre (c)	18
Figure 4 : Exemple de coupe d'une chambre-puits	18
Figure 5 : Exemple de réponse normalisée d'une chambre-puits en fonction de la distance d'éjection de la source (source déplacée le long de l'insert (pas de 5 mm), à droite zoom pour un déplacement de 2.5 mm dans la région où le signal est maximal)	19
Figure 6 : Schéma d'un projecteur de source d'Iode 125 (Elekta) pour implants permanents prostatiques	24
Figure 7 : Exemple de facteur de temps de transit fonction du temps d'arrêt de la source en seconde	32
Figure 8 : Description du fantôme CIRS 045 et exemple d'objets test présents dans le fantôme CIRS 040GSE	38
Figure 9 : Mire d'échelle de gris fantôme Gammex4010	39
Figure 10 : Mire servant à la détermination de la profondeur maximale de pénétration	39
Figure 11 : Illustration de la résolution spatiale dans le fantôme CIRS 045 (a), exemple d'images obtenues concernant la résolution spatiale (b) plan transverse à deux profondeurs ; (c) plan sagittal	40
Figure 12 : Vérification de l'absence de distorsion d'image pour les deux modes de visualisation échographique (transverse et sagittal)	41
Figure 13 : Exemple de correspondance entre la grille TPS (repères blancs) et la grille numérique (points rouges)	42
Figure 14 : Vérification des déplacements longitudinaux et angulaires du support de sonde échographique	43
Figure 15 : Exemple de radiographie d'un applicateur anneau en titane (fournisseur Varian)	52
Figure 16 : D'après [Beaulieu, 2012], flux d'information pour la mise en service d'un algorithme de dernière génération, hors TG43	61
Figure 17 : Fantôme BALTAS	62
Figure 18 : Dispositif proposé par le laboratoire Equal Estro pour le contrôle de la dose	62
Figure 19 : Chambre à cavité de type NE2571 fixée au centre de deux cathéters parallèles dans lesquels la source d' ¹⁹² Ir est successivement projetée.	77

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Définition des classes d'activité pour les sources d'iode 125	22
Tableau 2 : Tableau récapitulatif des fréquences et tolérances des tests pour le contrôle qualité des projecteurs de sources ; tous les tests ayant été au préalable réalisés lors de la mise en service	34
Tableau 3 : Protocoles d'acquisition IRM d'après [Dimopoulos 2012]	36
Tableau 4 : Limitations du TG43 en pratique d'après [Rivard, 2009]	46
Tableau 5 : Exemples de coordonnées de point de dose, le centre de la source se trouve en $r=0$; $z=0$	59
Tableau 6 : Liste non exhaustive des indices dosimétriques pour l'évaluation des plans	66
Tableau 7 : Tableau récapitulatif des fréquences et tolérances du contrôle qualité du logiciel de planification des traitements, tous les tests ayant été au préalable réalisés lors de la mise en service	67
Tableau 8 : Tableau récapitulatif des ordres de grandeur de l'incertitude dosimétrique pour différentes techniques d'après [Kirisits, 2014]	68

Introduction

La curiethérapie est une technique de traitement des cancers par irradiation utilisant des isotopes radioactifs au contact ou implantés dans la tumeur pour y délivrer une forte dose d'irradiation dans un volume-cible.

Les gradients de dose importants permettent une épargne des tissus environnants mais nécessitent une maîtrise de la chaîne de traitement depuis l'étalonnage des sources en passant par le contrôle qualité des projecteurs et du matériel utilisé, la planification dosimétrique jusqu'à la délivrance du traitement associé. Cette technique de traitement s'inscrit dans une démarche d'assurance qualité performante.

Les implants de curiethérapie sont caractérisés par :

- Leur durée : implant temporaire ou permanent,
- Leur position par rapport au volume cible : interstitielle (à l'intérieur de la tumeur), au contact ou proche de la tumeur (intracavitaire, intraluminale, endovasculaire ou à la surface),
- Leurs débits de dose : bas débit (0.4 à 2 Gy/h), débit pulsé (0.5 à 1 Gy/h), moyen débit (2 à 12 Gy/h), haut débit de dose (>12 Gy/h), ultra bas débit (grains permanents, 0.01 à 0.03 Gy/h).

Ce rapport présente les recommandations en termes d'étalonnage des sources, de contrôle qualité des projecteurs qu'il soit associé à des techniques de traitement à haut débit de dose, à débit pulsé ou au positionnement de grains d'iode 125 pour les implants permanents, d'utilisation de l'imagerie et des marqueurs associés et bien sûr des logiciels de planification des traitements.

Il couvre l'étalonnage des sources d'Iridium 192, de Cobalt 60 et d'Iode 125 ; les techniques de traitements à haut débit de dose, à débit de dose pulsé et par implants permanents (uniquement dans la prostate, localisation la plus couramment répandue). Ce rapport est une mise à jour et un élargissement des domaines abordés dans le rapport [SFPM 11, 1995]. En ce qui concerne les projecteurs de sources d'Iridium 192, il est à noter la parution en 2018 du rapport n°30 de la commission néerlandaise de dosimétrie des rayonnements [NCS 30, 2018].

La législation qui s'applique à la radiothérapie externe s'applique aussi à la curiethérapie. Notamment, l'arrêté du 22 janvier 2009 portant homologation de la décision n°2008-DC- 0103 de l'ASN du 1er juillet 2008 fixe les obligations d'assurance de la qualité en radiothérapie et en curiethérapie. Les axes principaux sont :

- La mise en œuvre d'un système de management de la qualité,
- La mise en œuvre d'un système de gestion documentaire,
- La définition des responsabilités des personnels,
- L'analyse de risques, notamment *a priori*,
- Le Recueil et traitement des situations indésirables ou des dysfonctionnements.

De la même manière, la curiethérapie utilisant des sources radioactives scellées, une gestion adaptée et une traçabilité exhaustive doit permettre de répondre aux contraintes législatives comme aux recommandations ; la radioprotection des travailleurs est en dehors du scope de ce rapport mais doit se conformer à la législation en cours, notamment pour les sources de hautes activités (activité supérieure à 80GBq pour l'Iridium 192 et 30 GBq pour le Cobalt 60).

Cette démarche et les actions de contrôle qualité qui en découlent doivent se dérouler conformément au Guide des Bonnes Pratiques de Physique Médicale [SFPM, 2012]. La traçabilité doit être exhaustive et peut être informatique, si une sauvegarde est mise en place.

Le rapport « Development of learning from radiotherapy errors » [IPEM, 2016] analyse les déclarations d'incidents en Angleterre et montre que les erreurs rapportées concernant la curiethérapie ne concernent que 0.6% des erreurs au sein de la radiothérapie externe. Presque 90% de ces erreurs en curiethérapie ont eu peu ou pas d'impact sur le traitement du patient. La majorité de ces erreurs concernant le :

- Positionnement initial des applicateurs ou des sources,
- Définition incorrecte des applicateurs ou des sources,
- La planification des traitements.

Pour diminuer les oublis et les erreurs, la mise en œuvre d'une politique d'Assurance Qualité structurante comprenant un contrôle qualité exhaustif qui prendra en compte la maîtrise et la vérification de ces points est nécessaire.

Chapitre 1 : Etalonnage des sources

La première partie de ce chapitre présente la démarche au niveau du laboratoire d'étalonnage français et la deuxième partie le passage à l'utilisateur. Cette deuxième étape est cruciale dans la démarche d'assurance qualité pour s'assurer que la valeur du débit de kerma (ou activité de la source) saisie dans le système de commande du projecteur de source et dans certains cas dans le logiciel de planification des traitements (TPS) correspond à la valeur du certificat d'étalonnage fourni avec une certaine tolérance.

Seule la référence nationale concernant les sources d' ^{192}Ir sera décrite avec précision ; la démarche est identique pour les sources de curiethérapie de ^{60}Co aux facteurs correctifs près. L'étalonnage au niveau du laboratoire de métrologie pour les sources d' ^{125}I pour les implants permanents ne sera pas abordé, cette option n'étant pas disponible à ce jour en France.

Les sources en curiethérapie sont spécifiées en termes de débit de kerma de référence dans l'air [ICRU 38, 1985], [ICRU 58, 1997] et [ICRU 89, 2016]. L'unité est alors donnée en :

- $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ à 1 mètre, autrement appelée le U ($1\text{ U} = 1\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2$) pour les sources d'iode 125, ou plus généralement les sources BDD
- $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ à 1 mètre pour les sources PDR et HDR

Le rapport du TG167 [Nath, 2016] présente les aspects réglementaires (aux Etats-Unis et en Europe) et dosimétriques à prendre en compte lors d'innovation en curiethérapie notamment lors de l'utilisation de nouvelles sources.

1.1. Référence nationale pour les sources d' ^{192}Ir et de ^{60}Co

Le Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB, laboratoire national de métrologie) ne propose à ce jour qu'une référence concernant l'Iridium 192 qui sera présentée ici.

1.1.1. Référence en terme de kerma de référence dans l'air

Si les références nationales sont généralement établies en termes de débit de kerma dans l'air, la grandeur dosimétrique cliniquement pertinente est le débit de dose absorbée dans l'eau. Le passage du débit de kerma dans l'air au débit de dose absorbée dans l'eau est, suivant le protocole recommandé par le TG43 [Nath, 1995], assuré par la constante de débit de dose Λ . Cette dernière étant associée à une forte incertitude de 2,9% à $k=1$ [DeWerd, 2011], un projet européen a été mené de 2008 à 2011 afin de promouvoir le développement de références nationales directement en termes de débit de dose absorbée dans l'eau avec une incertitude inférieure à 2% à $k=1$ [Sander, 2014]. Cependant, les logiciels de planification de traitement ne permettant pas encore d'entrer directement un coefficient d'étalonnage en termes de débit de dose absorbée dans l'eau [ESTRO, 2004], le présent document ne traite par conséquent ici que de l'établissement de références nationales en termes de débit de kerma de référence dans l'air.

Le débit de kerma de référence dans l'air, \dot{K}_R , est défini pour un volume d'air infiniment petit entouré de vide (i.e. en l'absence d'atténuation dans l'air et de rayonnement diffusé) et situé à une distance de référence d_{ref} de 1 m de la source, dans son plan équatorial [Rivard, 2004; ICRU 38, 1985 ; ICRU 58, 1997]. Cependant, sa détermination est généralement réalisée à une distance d entre le point de mesure et le centre de la source dans son plan équatorial [IAEA, 2002], telle que :

$$\dot{K}_R = \dot{K}(d) \times \left(\frac{d}{d_{ref}}\right)^2 \quad (1)$$

Avec $\dot{K}(d)$, débit de kerma dans l'air ($\mu\text{Gy}/\text{h}$) mesuré à la distance d (en m) considérée.

Les références nationales pour les sources d' ^{192}Ir peuvent être primaires ou indirectes. Le développement d'une référence primaire n'a longtemps pas été possible du fait que l'énergie moyenne d'émission des photons de l' ^{192}Ir était trop importante pour permettre l'utilisation de chambre à paroi d'air, mais trop faible pour que la théorie de Bragg-Gray soit valide. Avec la montée en puissance des codes de Monte Carlo, il est cependant devenu possible de calculer les facteurs de correction nécessaires [Borg, 2000]. Ainsi la référence primaire établie par le National Physical Laboratory (NPL, laboratoire primaire d'étalonnage anglais) utilise une chambre d'ionisation à cavité de volume relativement important ($\sim 100 \text{ cm}^3$) et les déviations au théorème de Bragg-Gray sont prises en compte par l'application de facteurs de correction calculés [Sander, 2006]. Les méthodes indirectes sont basées sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation généralement de petit volume ($< 1 \text{ cm}^3$) préalablement étalonnée, en débit de kerma dans l'air à l'énergie de l'iridium 192, à l'aide de références établies pour d'autres qualités de faisceaux [Goetsch, 1991]. Les références nationales établies par le LNHB [Douysset, 2007], le VSL (Van Swinden Laboratory, laboratoire de métrologie néerlandais), correspondent à des méthodes indirectes.

1.1.2. Principe de la méthode directe établie par le NPL

La référence primaire établie par le NPL repose sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation sphérique de volume étalonné ($V_{\text{air}} = 102,52 \text{ cm}^3$). Les parois en graphite de la chambre, de 4 mm d'épaisseur, assurent l'établissement de l'équilibre des particules chargées à l'intérieur de la cavité d'ionisation pour les électrons produits par les interactions des photons issus des désintégrations de ^{192}Ir . La source est collimatée par une enceinte en plomb afin notamment de réduire la production de photons diffusés par les murs, le sol et les différents éléments du dispositif. La distance source-détecteur de 1,433 m et le diamètre de collimation ont été respectivement choisis de sorte que le champ de rayonnements soit uniforme au niveau de la chambre d'ionisation (Figure 1).

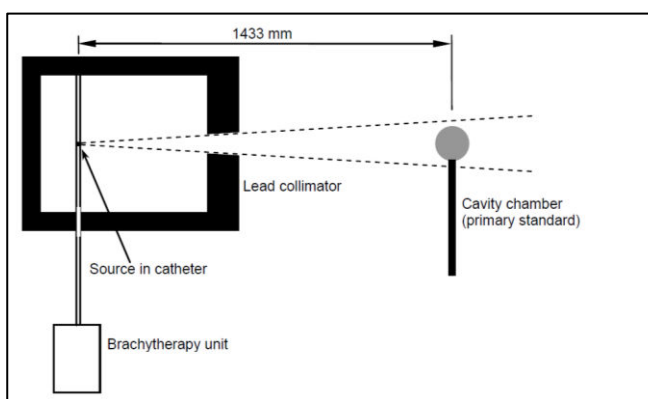


Figure 1 : Dispositif expérimental utilisé au NPL pour l'étalonnage primaire de sources d' ^{192}Ir HDR (Echelle non respectée) [Sander, 2006].

La mesure du courant délivré I (A) par la chambre d'ionisation à cavité, à une distance d de la source, est convertie en débit de kerma de référence dans l'air \dot{K}_{air} ($\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$) suivant la relation ci-dessous [Sander, 2006]:

$$\dot{K}_R = \frac{I}{\rho_{\text{air}} V_{\text{air}}} \cdot \frac{\overline{W}_{\text{air}}}{e} \cdot \frac{1}{(1-g)} \cdot \left(\frac{\overline{\mu}_{\text{en}}}{\rho} \right)_{\text{graph}}^{\text{air}} \cdot \left(\frac{\overline{S}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{graph}} \cdot k_{\text{fl}} \cdot \prod_i k_i \cdot k_h \cdot k_{\text{att+sc}} \cdot k_{\text{dec}} \cdot k_{\text{Tp}} \cdot \left(\frac{d}{d_{\text{ref}}} \right)^2 \quad (2)$$

où ρ_{air} ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$) est la masse volumique de l'air sec,

V_{air} (m^3) est le volume interne de la cavité d'ionisation,

\overline{W}_{air} est l'énergie nécessaire pour produire une paire d'ions dans l'air sec par charge élémentaire e ($\frac{\overline{W}_{air}}{e} = 33,97 \pm 0,05 \text{ J.C}^{-1}$),

\overline{g} est la fraction d'énergie perdue dans l'air par rayonnement de freinage.

Les termes $\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{graph}^{air}$, $\left(\frac{\overline{S}}{\rho}\right)_{air}^{graph}$ et k_{fl} , déterminés par calcul Monte Carlo, sont appliqués du fait de la théorie de la cavité, la chambre d'ionisation étant composée de graphite et non d'air.

$\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{graph}^{air}$ correspond au rapport des coefficients d'absorption massique pondérés de la fluence énergétique des photons de l'air et du graphite.

$\left[\left(\frac{\overline{S}}{\rho}\right)_{air}^{graph} \cdot k_{fl}\right]$ est le produit du rapport des pouvoirs d'arrêt massique des électrons pondérés des fluences énergétiques électroniques moyennes du graphite et de l'air et du facteur de perturbation de la fluence électronique.

k_i corrige de l'atténuation et diffusion du faisceau photonique dans la paroi en graphite, de la présence de l'électrode centrale, de la non-uniformité d'irradiation axiale et centrale, de la diffusion sur la tige porteuse de la chambre, des phénomènes de recombinaison des ions.

k_h corrige de l'humidité de l'air de la cavité.

k_{att+sc} corrige de l'atténuation et de la diffusion dans l'air séparant la source du détecteur.

k_{dec} corrige de la décroissance par rapport à la date de référence.

k_{TP} corrige de la température et pression de mesure ramenées aux conditions climatiques de référence, à savoir $T_0=293,15 \text{ K}$ ou 20°C et $P_0=1013,25 \text{ hPa}$.

Enfin, le terme $\left(\frac{d}{d_{ref}}\right)^2$ permet de passer d'une détermination du débit de kerma dans l'air à la distance de 1,433 m à celle de référence de 1 m.

L'incertitude totale ainsi obtenue sur le débit de kerma de référence dans l'air est de 0.7% à $k=2$.

1.1.3 Principe de la méthode indirecte

L'approche, originellement développée par Goetsch et al. en 1991, repose sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation dont le coefficient d'étalonnage à l'énergie moyenne des photons émis par une source de curiethérapie d' ^{192}Ir , $N_K(Ir)$, est obtenu par interpolation linéaire entre les coefficients d'étalonnage de deux sources encadrant l'énergie d'intérêt. L'équation (2) permettant la détermination du débit de kerma dans l'air de référence devient alors :

$$\dot{K}_R = N_K(Ir) \cdot I \cdot \prod_i k_i \cdot \left(\frac{d}{d_{ref}} \right)^2 \quad (3)$$

avec, $N_K(Ir)$ le coefficient d'étalonnage en débit de kerma dans l'air associé au spectre énergétique de l' ^{192}Ir au point de mesure situé à une distance d de la source; I le courant délivré par la chambre d'ionisation dans les conditions de mesure, ramené aux conditions climatiques de référence et corrigé du mouvement propre et de la décroissance radioactive; k_i différents facteurs de correction (cf. §1.1.3.2) et d_{ref} la distance de référence égale à 1 mètre.

Afin de limiter l'incertitude liée à l'interpolation linéaire, la chambre d'ionisation choisie doit présenter une dépendance énergétique minimale de sa réponse sur le domaine d'intérêt ainsi que la meilleure stabilité possible à long terme. La chambre d'ionisation Farmer NE2571 répond de façon satisfaisante à ces deux conditions, avec une variation de son coefficient d'étalonnage inférieure à 0,9% entre les énergies des RX de 250 kV et des photons émis par le ^{60}Co et une dérive inférieure à 0,1% sur 4 ans [Soares, 2009]. Notons que tous les étalonnages doivent être réalisés avec le capuchon de mise à l'équilibre électronique.

L'interpolation, telle qu'initialement préconisée par Goetsch et al., a été améliorée et fortement simplifiée en 2006 par Mainegra-Hing et Rogers [Mainegra-Hing, 2006]. Ces auteurs préconisent ainsi, par exemple, de déterminer le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation en termes de kerma dans l'air, à partir de ceux déterminés dans un faisceau photonique de ^{137}Cs et de rayons X générés sous une tension de 250 kV suivant la formule suivante:

$$\frac{1}{N_K(^{192}\text{Ir})} = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{N_K(250\text{kV})} + \frac{1}{N_K(^{137}\text{Cs})} \right] \quad (4)$$

La difficulté de réalisation de la référence nationale repose alors essentiellement sur la détermination précise de la distance source-détecteur. L'établissement d'une référence nécessite également de corriger d'un certain nombre de facteurs, relatifs soit à des défauts de mesure, soit à la définition même de la grandeur dosimétrique.

1.1.3.1 Distance source détecteur

Le choix de la distance de mesure résulte d'un compromis. Augmenter la distance permet d'en diminuer l'incertitude relative associée ainsi que l'effet de taille finie de la chambre d'ionisation. Cependant, cela conduit également à diminuer l'intensité du signal délivré et à en augmenter l'importance relative des photons diffusés. En résumé, quatre effets, dépendant de la distance source-détecteur, doivent être corrigés et contribuent à l'incertitude du débit de kerma de référence dans l'air de la source:

- l'incertitude sur la distance source-détecteur,
- l'inhomogénéité d'irradiation du volume sensible de la chambre d'ionisation, de taille finie et utilisée dans une région à fort gradient de dose,
- l'incertitude sur le courant délivré par la chambre (tenant compte de fuites potentielles),
- la contribution au courant des photons diffusés.

Par ailleurs, l'équation (1) repose sur l'approximation d'une source ponctuelle (loi en inverse carré de la distance) supposant que la distance source-détecteur est au moins égale à dix fois la longueur de la source. Il résulte, des différentes études réalisées [DeWerd, 1994], que la distance source-détecteur optimale est comprise entre 10 et 40 cm.

Il est, cependant, à noter qu'une distance source détecteur de 10 cm associée à une incertitude de $\pm 0,5$ mm conduit à une incertitude sur la détermination du débit de kerma de référence dans l'air de 1% (à $k=1$). Aussi, la détermination de la distance source-détecteur doit être réalisée avec la meilleure incertitude possible. Or,

déterminer la distance est d'autant plus difficile à mettre en œuvre que : (i) le centre effectif de la chambre d'ionisation ne correspond pas forcément à son centre géométrique, et (ii) la source étant fortement active, il n'est pas autorisé d'être présent dans la salle lorsque la source est projetée. Au LNHB, une méthode indirecte a été développée [Douysset, 2005]. Elle consiste à déplacer la chambre NE2571 selon une rotation de rayon connue autour de la source radioactive, elle-même projetée dans un cathéter de diamètre plus grand. Pour ce faire, la chambre est placée sur un assemblage de deux platines motorisées en rotation et en translation (Figure 2). La distance source-détecteur est déduite de la courbe de variation du courant en fonction de l'angle de rotation.

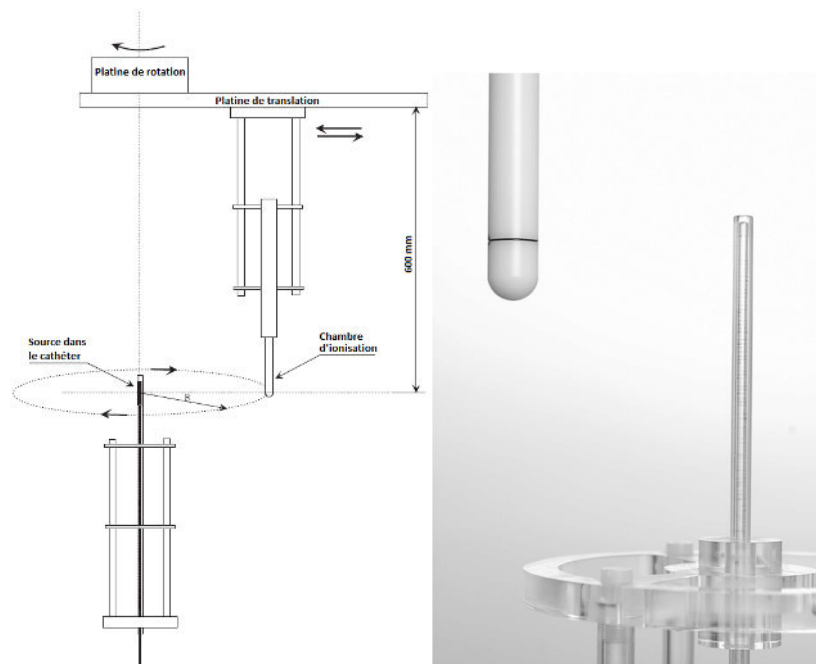


Figure 2 : Dispositif expérimental du LNHB pour l'étalonnage de sources d'¹⁹²Ir HDR

Cette méthode, de mesure de distance sans contact, a l'avantage d'être sensible et de mesurer la distance, non pas entre les centres géométriques de la source et du détecteur, mais entre leur centre effectif. La platine de translation est périodiquement étalonnée afin de garantir la traçabilité des mesures de distance. L'incertitude type globale, estimée à seulement quelques dizaines de micromètres et donc de l'ordre de 0,1% en relatif, est suffisante au regard du bilan d'incertitudes globales.

1.1.3.2 Facteurs correctifs

Le débit de kerma de référence dans l'air étant défini pour un volume élémentaire d'air entouré de vide, la présence d'air et du cathéter porte-source, entre la source et le détecteur, doivent être corrigées. Ce facteur de correction, déterminé par simulation Monte Carlo, est relativement proche de l'unité, du fait de la compétition des phénomènes d'atténuation et de diffusion des photons.

Du fait de sa non-punctualité, les différentes parties du détecteur ne sont pas irradiées par une fluence photonique uniforme, aussi, les mesures doivent être pondérées par un coefficient dit de non-uniformité. Il est d'autant plus important que le détecteur est grand, de forme éloignée d'une sphère et proche de la source. Dans les conditions de mesure du LNHB, cette correction varie de 0,3 à 1 %.

Enfin, les courants mesurés doivent être corrigés de la contribution des diffusés, le débit de kerma de référence dans l'air étant défini dans un milieu infini. Pour cela, la contribution du diffusé est supposée uniforme dans l'ensemble de la région de mesure. Ainsi, il est théoriquement possible d'estimer cette contribution à partir de deux mesures réalisées à des distances différentes. Afin de minimiser l'incertitude sur ce facteur correctif, une dizaine de mesures sont réalisées à de multiples distances source-détecteur. Il a ainsi été montré que près de 1 % du signal mesuré pour une distance source-détecteur de 20 cm, provenait des photons diffusés.

1.1.3.3 Suivi de la référence

Le niveau d'incertitude globale de la détermination du débit de kerma dans l'air de référence par la méthode indirecte développée au LNHB est de 1,2 % ($k=2$). Cette incertitude est compatible avec les besoins des utilisateurs. Par ailleurs, afin de s'assurer que l'étalonnage réalisé est indépendant de la source, deux chambres de transfert sont périodiquement suivies. La variation moyenne des coefficients d'étalonnage de ces instruments de transfert ne doit pas dépassée 0,3 %.

1.2 Transfert aux utilisateurs

Le transfert aux utilisateurs peut être réalisé soit à l'aide de chambres d'ionisation à puits, soit à l'aide de chambres d'ionisation à cavité de petites dimensions (telles que les chambres NE2571) associées à un système de positionnement (gabarit dit « jig »). La seconde solution n'étant que très peu mise en œuvre, elle ne sera présentée ici que pour mémoire dans l'Annexe 1 reprise de [SFPM 11, 1995].

Prérequis :

La chaîne de mesure (chambre-puits, câble et électromètre) doit être au préalable étalonnée par un laboratoire accrédité (cf. : page 128 guide des Bonnes Pratiques de Physique Médicale [SFPM, 2012]). La fréquence d'étalonnage est celle recommandée par le constructeur.

1.2.1 Etalonnage secondaire d'une chambre-puits

La chambre-puits présente l'avantage de s'affranchir de la mesure de la distance à la source, puisque cette dernière est intégralement introduite dans le détecteur. L'angle solide de détection est quasiment de 4π et le volume sensible important ($\geq 200 \text{ cm}^3$). La figure 3 montre un exemple de chambre puits avec son insert, ainsi qu'un électromètre. La source est projetée dans l'insert, lui-même positionné dans le détecteur, par l'intermédiaire par exemple d'un tube vecteur connecté à un tube de transfert ou d'un cathéter bronchique eux-mêmes connectés au projecteur de source.

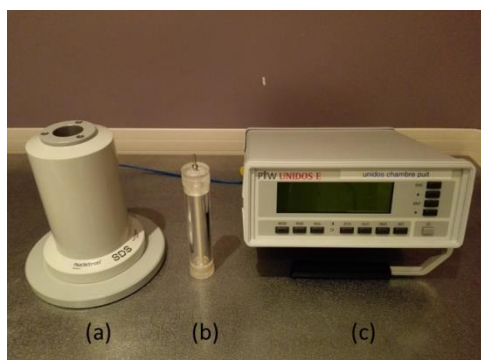


Figure 3 : Chambre-puits (a) avec son insert porte source (b) et son électromètre (c)

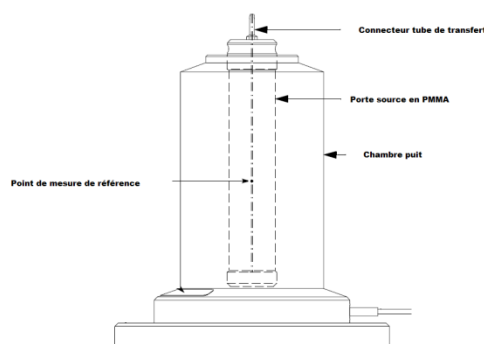


Figure 4 : Exemple de coupe d'une chambre-puits

Compte tenu de la sensibilité de la chambre-puits aux rayonnements diffusés, il est important lors de la mesure qu'elle soit positionnée sur un support peu diffusant à une distance minimale de 1 mètre de tout mur et du sol [Chang, 2008] ainsi qu'à un mètre de la tête du projecteur en tungstène.

Afin que la chambre-puits soit en équilibre thermique avec l'air environnant, il faut la placer dans la salle avec un baromètre et un thermomètre quelques heures avant la mesure, idéalement une nuit avant. La tension de polarisation doit être appliquée au moins 15 minutes avant le début des mesures de débit de kerma de référence.

Une fois la chambre-puits reliée au projecteur de source, faire une mesure de bruit de fond pour vérifier que le courant de fuite est négligeable. Le signal est intégré sur un temps de 60 secondes, temps pour lequel le certificat d'étalonnage primaire de la chaîne de mesure est donné.

Le rapport SFPM « Guide d'utilisation et de contrôle qualité des activimètres » [SFPM, 2006] détaille le contrôle qualité de la chambre-puits, notamment la définition et la détermination du volume d'isosensibilité. Ce point de fonctionnement géométrique devra être déterminé pour chaque type de projecteur et montage associé (tubes vecteurs et tubes de transfert ou cathéters bronchiques) et vérifié à chaque retour d'étalonnage ou après intervention sur la chambre-puits. Il est recommandé de le contrôler régulièrement.

Pour la mesure, la source est envoyée à la position correspondant au point de signal maximal du volume d'isosensibilité. La première étude doit donc être la recherche du point de fonctionnement géométrique de la chambre-puits, dit 'point de mesure' correspondant au courant d'ionisation maximal. En effet, le signal mesuré varie avec la profondeur de projection de la source dans le détecteur, tel que présenté sur la figure 5. Si l'écart inter-mesure est supérieur à 1%, il conviendra de revérifier le volume d'isosensibilité et la région où le signal est maximal dans le détecteur. Cette zone homogène devra être au moins égale ou supérieure à la dimension de la source afin qu'une faible variation de la position de la source n'ait que peu d'impact sur la mesure.

La mesure du débit de kerma de référence de la source sera effectuée dans la zone où la réponse est maximale. Le coefficient d'étalonnage N_k n'est valable que pour cette position de source.

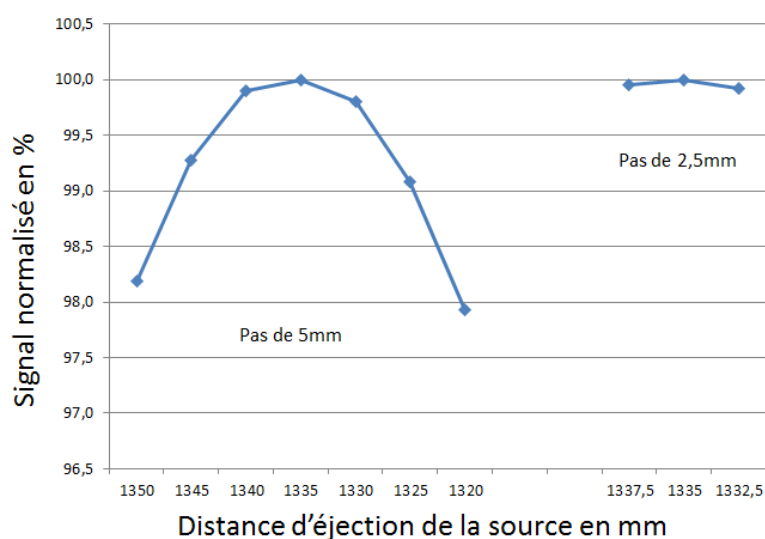


Figure 5 : Exemple de réponse normalisée d'une chambre-puits en fonction de la distance d'éjection de la source (source déplacée le long de l'insert (pas de 5 mm), à droite zoom pour un déplacement de 2.5 mm dans la région où le signal est maximal)

Le coefficient d'étalonnage est défini comme le rapport du débit de kerma de référence dans l'air sur l'intensité des charges ionisées à l'intérieur de la chambre-puits. Cependant, des phénomènes de recombinaison de charges pouvant avoir lieu à l'intérieur de la chambre, la quantité de charges réellement produites ne correspond pas forcément à la quantité collectée par l'électromètre. Celle-ci doit donc être corrigée d'un facteur, k_{ion} , inverse de l'efficacité de collection, A_{ion} (i.e. $k_{ion} = A_{ion}^{-1}$).

Le coefficient d'étalonnage est ainsi déterminé à partir de la relation suivante:

$$N_{\dot{K}_R}(\text{Gy} \cdot \text{C}^{-1}) = \frac{\dot{K}_R(\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1})}{I(A) \cdot k_{ion}} \quad (5)$$

I est le courant mesuré ramené aux conditions climatiques de référence ($T_0=20^\circ\text{C}$, $P_0=1013,25$ hPa et humidité relative de 50 %) et soustrait du mouvement propre (courant mesuré en absence de toute source de rayonnement). I est également corrigé de la décroissance radioactive du radionucléide au cours de l'étalonnage et ramené à la date de référence.

Le phénomène de recombinaison sont d'autant plus faible que la tension de collection est élevée ; le facteur k_{ion} est estimé à partir de deux valeurs de courant mesurées pour des tensions de polarisation variables [Attix, 1984; Boag, 1987], tel que :

$$k_{ion} = \left(\frac{4}{3} - \frac{I_{300V}}{3 \times I_{150V}} \right)^{-1} \quad (6)$$

Où I_{300V} et I_{150V} symbolisent le courant mesuré pour des tensions de polarisation respectivement de 300V et 150V.

L'incertitude totale associée à la détermination du coefficient d'étalonnage d'une chambre-puits est un peu supérieure à celle du débit de kerma de référence dans l'air dont elle découle (exemple d'incertitude : 1.3% à $k=2$ au LNHB ; 0,8% à $k=2$ au NPL).

1.2.2 Procédure de vérification du débit de kerma de référence d'une source d' ^{192}Ir ou de ^{60}Co par l'utilisateur avec une chambre-puits

Lors de la réception d'une source ou lors de tout changement, il est de la responsabilité de l'utilisateur de caractériser le débit de kerma de référence de la source et de vérifier la cohérence avec la valeur spécifiée par le fournisseur sur le certificat [Kutcher, 1994].

L'usage d'une chambre-puits est recommandé [Bidmead, 2010]. Cette méthode de mesure est peu sensible aux erreurs de positionnement de la source, du fait d'une part de la présence d'un insert guidant la source au centre du volume et d'autre part de la géométrie de collection sur presque 4π .

Il convient de respecter les conditions de mesures du paragraphe 1.2.1.

Faire au moins trois mesures, intégrées chacune sur 60 secondes. Si nécessaire, attendre quelques minutes entre chaque mesure afin de permettre la décharge des capacités de mesure.

Le débit de kerma de référence de la source exprimé généralement en $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{m}^2$ ou $\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{cm}^2$ est calculé grâce au coefficient d'étalonnage selon la formule suivante :

$$\dot{K} = N_{\dot{K}} \times (L_{max} - L_{fuite}) \times k_{TP} \times k_{ion} \quad (7)$$

où :

- $N_{\dot{K}}$ est le coefficient d'étalonnage fourni exprimé en mGy.h⁻¹ à 1 mètre par unité de lecture pour 60 secondes d'intégration
- L_{max} est la lecture brute de l'électromètre après 60 secondes d'intégration lorsque la source est envoyée à la position de réponse maximale dans la chambre puits
- L_{fuite} est la lecture brute de l'électromètre après 60 secondes d'intégration du courant de fuite
- k_{TP} est le facteur correctif lié aux différences de température et de pression entre l'étalonnage et la mesure
- k_{ion} est le facteur correctif lié à la recombinaison des ions (cf. Equation 6). En première approximation, ce facteur est pris égal à 1.

Le débit de kerma de référence de la source mesuré \dot{K} doit être comparé à la valeur du certificat d'étalonnage, après avoir ramené la valeur du certificat d'étalonnage à la date et heure de la mesure.

Les causes d'écart supérieur à 3% doivent être recherchées. Si l'écart est supérieur à 5% (incertitude du certificat de source), une deuxième mesure devra être réalisée si possible par un deuxième opérateur, avec une autre chaîne dosimétrique, que ce soit une deuxième chambre-puits ou une chambre d'ionisation cylindrique (cf. Annexe 1). Une mesure avec la même chaîne de mesure sur un autre projecteur permet de s'assurer ou non du bon fonctionnement de celle-ci.

Si l'écart est confirmé, le fournisseur de la source doit être informé et cette réserve doit figurer sur le rapport d'intervention. La source ne doit pas être utilisée en clinique sans plus d'investigations.

1.3 Mesure de l'activité des sources d'iode 125

1.3.1 But de la procédure

Comme il est matériellement impossible de contrôler chaque source (hormis pour les techniques par projecteur de source, cf. paragraphe 1.3.4), la procédure de vérification de l'activité des grains d'iode 125 a pour but dans un contexte clinique réaliste de détecter :

- une inversion de lot,
- une erreur d'étiquetage,
- une erreur de classe d'activité.

Les sources d'iode 125 sont vendues en fonction de leur activité et appartiennent ainsi à une classe d'activité.

Numéro de classe	Puissance de Kerma dans l'air en $\mu\text{Gy m}^2/\text{h}$
1	0,357 – 0,386
2	0,387 – 0,419
3	0,420 – 0,455
4	0,456 – 0,493
5	0,494 – 0,535
6	0,536 – 0,581
7	0,582 – 0,630
8	0,631 – 0,684
9	0,685 – 0,742
10	0,743 – 0,806
11	0,807 – 0,874
12	0,875 – 0,949
13	0,950 – 1,029
14	1,030 – 1,117

Tableau 1 : Définition des classes d'activité pour les sources d'iode 125

L'incertitude sur les certificats d'étalonnage varie entre 4 et 5% selon les fournisseurs. Compte tenu du fait que :

- Une erreur d'utilisation de lot entre deux implants à une semaine d'écart entraîne une erreur de 8% sur l'activité (décroissance),
- l'écart entre deux classes d'activités est de 10%,
- les lots peuvent être inhomogènes.

Le but recherché sera donc un test permettant de détecter un écart supérieur à l'incertitude du certificat d'étalonnage dans un environnement clinique.

Cette procédure doit notamment permettre de répondre aux recommandations ASN de janvier 2013 [recommandations concernant la radioprotection des patients et des travailleurs en curiethérapie].

1.3.2 Recommandations ESTRO et AAPM et difficultés engendrées

L'ESTRO [ESTRO, 2004] recommande de mesurer un échantillon de 10% des grains implantés, en conservant leur stérilité. La tolérance est de 3% sur la moyenne des grains mesurés et dans le cas d'une mesure sur un seul grain, la tolérance est de 5%.

L'AAPM [Butler, 2008] recommande dans le cas d'implantations avec un grand nombre de sources qu'un échantillon aléatoire contenant 10% des grains ou 10 grains (le plus important des deux) soit calibré. La valeur moyenne de l'activité des sources mesurées doit être en accord à 3% près à la valeur donnée par le fabricant, sinon une action doit être menée pour résoudre cet écart. Un écart de 5% doit être discuté avec le fabricant.

D'un point de vue clinique, il est assez difficile de respecter cette recommandation car, à ce stade de l'implantation, l'utilisateur ne sait pas exactement le nombre de grains dont il aura besoin. En effet le nombre de grains commandés pour l'application est souvent basé sur une évaluation parfois approximative du volume prostatique.

Il est à noter que l'incertitude associée au moyen de mesures doit être suffisamment faible pour permettre de définir un seuil d'action à 3%.

1.3.3 Recommandations SFPM : solution adaptée aux contraintes cliniques

Nous proposons une alternative considérée comme acceptable en regard du but recherché et considérant les problèmes de :

- conservation de la stérilité des grains ou des cartouches,
- risque de ne pas disposer d'un nombre suffisant de grains pour l'implant clinique,
- incertitudes associées aux mesures et au certificat d'étalonnage,

- disponibilité du matériel de contrôle en salle d'application,
- coût additionnel.

La mesure de 3 grains sera considérée comme représentative du lot commandé. Une mesure du débit de kerma dans l'air sera réalisée avant la phase d'anesthésie ou d'implantation avec une chambre-puits ou un système commercial (chambre d'ionisation ou barrette de diodes), disponible au bloc opératoire. Le système dosimétrique est installé dans un délai suffisant pour permettre sa thermalisation avant d'effectuer les mesures (chambre-puits). Il est indispensable de disposer d'une chaîne de mesure étalonnée par un laboratoire agréé selon la fréquence recommandée par le constructeur pour mesurer avant l'implantation l'activité qui sera considérée comme représentative de l'activité du lot. L'utilisation d'un grain étalon permet de valider la constance de la chaîne de mesure de manière annuelle. Ce grain étalon peut être commandé auprès du fournisseur avec un certificat d'étalonnage propre associé à une incertitude plus faible.

Dans le cas d'utilisation de cartouches, l'équipe locale d'hygiène déterminera si la cartouche entamée peut être utilisée. Il est aussi possible de commander une cartouche dédiée au contrôle d'activité contenant un nombre fixe de grains (3 ou 5 par exemple).

L'utilisateur doit comparer la valeur indiquée par le fabricant à la valeur mesurée avec sa chaîne de mesure. La mesure de chacun des trois grains doit être à $\pm 7\%$ de la valeur du certificat et la valeur moyenne des trois grains inférieures à 5%.

Si l'écart est inférieur à 5% pour la valeur moyenne, la valeur du certificat doit être utilisée.

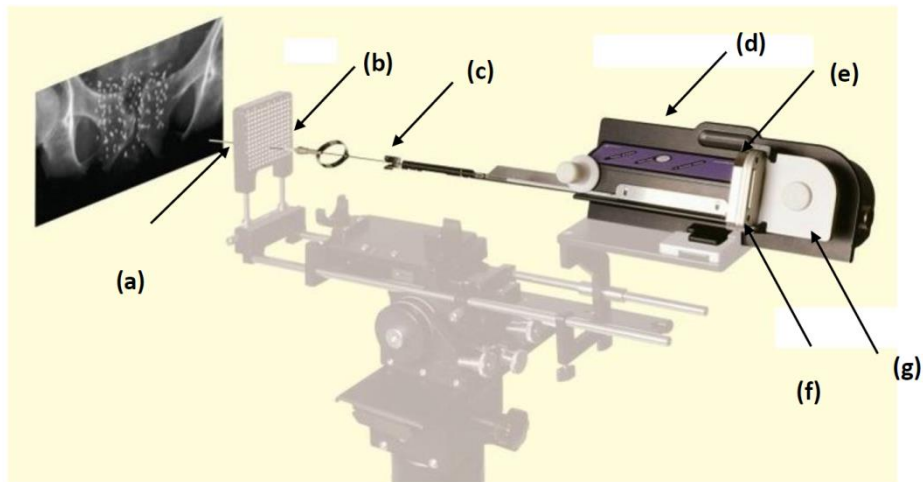
Pour un écart dépassant 5%, la cause doit être recherchée (vérification des numéros de lot, certificat d'étalonnage, date de référence, deuxième mesure, repositionnement, 2^{ème} opérateur) et si cet écart est avéré, il doit être signalé au fabricant.

Si les grains sont d'une classe différente de celle commandée, il convient de définir avec le radiothérapeute si l'implant peut être maintenu ou doit être annulé. Cet écart doit être signalé au fournisseur.

Dans le cas où des grains restent, leur activité peut être vérifiée après implantation pour améliorer la statistique, sous réserve du souillage des cartouches. Si la classe d'activité est fautive, aucune action en temps réel ne peut être réalisée ; simplement une prise en compte dans le logiciel de planification afin d'évaluer avec le radiothérapeute la nécessité d'un complément ou la définition d'un suivi adapté, une fois le patient prévenu. Cette démarche ne peut être systématique car il peut ne pas rester de grains à la fin d'une implantation.

1.3.4 Cas particulier de l'utilisation d'un projecteur de source

Lorsqu'un projecteur de source est utilisé, il est recommandé de mesurer un grain du lot par un système indépendant. La diode présente dans le projecteur permettra de s'assurer de la constance de l'activité au sein du lot.



(a) Aiguille – (b) Grille – (c) Vecteur de transfert – (d) projecteur de source – (e) cartouche de grains – (f) cartouche d'espaceurs – (g) câble

Figure 6 : Schéma d'un projecteur de source d'Iode 125 (Elekta) pour implants permanents prostatiques

Avant chaque application, l'activité de la cartouche est mesurée par une chambre plate indépendante (SourceCheck PTW 34051, par exemple). L'activité d'un grain est considérée comme représentative de l'activité moyenne de la cartouche. La mesure doit être en accord à 3% avec la moyenne fournie par le fabricant (maximum 5%).

Ce contrôle permet également de calibrer alternativement les 16 diodes présentes dans le dispositif. Ces diodes vont permettre de vérifier que la séquence grains espaceurs est conforme à celle demandée. Un code couleur permet de contrôler visuellement l'activité de chaque grain avant leur implantation. Vert pour des variations de +/- 15%, jaune pour des écarts compris entre 15 et 25%, rouge pour des écarts supérieurs à 25%. L'utilisateur peut alors décider de refuser le train construit et d'en reconstruire un nouveau.

Les mesures de grains supplémentaires souillés post implant ne sont pas recommandées pour des raisons d'hygiène.

Chapitre 2. Contrôle qualité d'un projecteur de source (HDR, PDR, ¹²⁵I)

Cette partie décrit deux familles de tests, ceux qui concernent la sécurité (y compris la radioprotection) et ceux qui concernent les paramètres physiques. Des contrôles périodiques sont indispensables au maintien de la sécurité et de la fiabilité du système. Ces contrôles s'intègrent dans la démarche qualité du service. Les résultats des contrôles doivent être tracés ainsi que les actions prises pour lever les non conformités.

Remarque : l'exhaustivité des contrôles doit être réalisée à la réception du matériel (contrôle initial).

Remarque : la fréquence quotidienne pour le HDR correspond à chaque jour d'utilisation du système ; à la mise en route d'un nouveau traitement pour le PDR. La fréquence hebdomadaire s'applique les semaines d'activité clinique.

2.1 Recommandations concernant l'implantation d'un projecteur de source HDR et PDR

La norme « PR NF EN 60601-2-17 Juin 2010, Appareils électromédicaux - Partie 2-17 : exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils projecteurs de sources radioactives à chargement différé automatique utilisés en brachythérapie » encadre les installations.

La présence d'un appareil indépendant de détection des rayonnements avec signaux visuels et sonores est obligatoire dans la salle de traitement. La radioprotection des locaux adjacents doit être calculée pour une source d'activité maximale située au centre du lit et sans atténuation.

2.2 Systèmes de sécurité pour les projecteurs de source HDR ou PDR

2.2.1 Surveillance du patient

La salle de traitement HDR doit obligatoirement être équipée d'un système de surveillance avec moniteur vidéo pour permettre le suivi du patient pendant le traitement et d'un interphone.

La chambre d'hospitalisation PDR doit être équipée d'un interphone.

Le bon fonctionnement du système de surveillance doit être vérifié. Une conversation bidirectionnelle doit être possible.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : quotidien.

Fréquence recommandée (PDR) : avant chaque traitement.

2.2.2 Autotest du système

Critère : Au démarrage du projecteur, le système de commande du projecteur de source réalise une série de tests qui vérifie d'une part la communication entre le pupitre de commande et le projecteur de source, et d'autre part le bon fonctionnement de différents éléments. Tous les éléments testés doivent être conformes, notamment ceux concernant les horloges et la batterie.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité par le fournisseur.

Fréquence recommandée (HDR) : Au démarrage du système de commande du projecteur de source.

Fréquence recommandée (PDR) : Au démarrage du système de commande du projecteur de source.

2.2.3 Sécurité de porte

Vérifier la conformité de l'affichage de l'état d'ouverture/fermeture de la porte au niveau du pupitre de commande du projecteur et l'impossibilité de démarrer un traitement si la porte est ouverte. Vérifier que l'ouverture de la porte de la salle de traitement durant le traitement, l'interrompt automatiquement et que la source se rétracte dans l'enceinte de stockage blindée.

Dans le cas où un rondier valide l'absence de personne dans la salle, son fonctionnement doit être vérifié.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Hebdomadaire.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.4 Indicateurs relatifs à la présence de rayonnements

Critère : Tous les indicateurs relatifs à la présence de rayonnements au niveau du pupitre de commande et de l'unité de commande à distance (pour les PDR) et toute signalisation lumineuse de l'état du traitement doivent fonctionner correctement (cohérence avec l'état du traitement).

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Quotidienne.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.5 Contrôleur d'ambiance radioactive indépendant en salle de traitement

Critère : S'assurer que le contrôleur d'ambiance radioactive indépendant fonctionne correctement. L'affichage du niveau de radiation doit se trouver à l'extérieur de la salle de traitement.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Quotidienne.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.6 Interruption de traitement

Vérifier qu'après avoir lancé le traitement, l'utilisation de la commande permettant l'interruption du traitement au niveau du pupitre de commande et de l'unité de commande à distance (pour les PDR) provoque le rappel de la source en position stockage à la vitesse normale.

Vérifier la cohérence de tous les indicateurs lumineux et sonore.

Vérifier la cohérence des informations du contrôleur d'ambiance radioactive indépendant.

Vérifier la présence d'un message d'erreur au pupitre de commande.

Délivrer la suite du traitement et s'assurer de la cohérence du temps total délivré avec les interruptions par rapport au temps attendu ainsi que de la position attendue de la source à la reprise (numéro de cathéter et position dans celui-ci).

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Hebdomadaire.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.7 Dispositifs d'arrêt d'urgence

Pour l'ensemble des dispositifs d'arrêt d'urgence situés à l'extérieur de la salle de traitement ou de la chambre d'hospitalisation, vérifier que le traitement est immédiatement interrompu et que la source est ramenée à sa position de stockage par le système.

Pour les dispositifs d'arrêt d'urgence situés à l'intérieur de la salle de traitement ou de la chambre d'hospitalisation, vérifier que le traitement ne peut être lancé lorsque le dispositif est enclenché. Lors de la maintenance, il est recommandé que le fonctionnement de ces arrêts d'urgence associé au retour de la source dans le stockeur soit vérifié par le constructeur.

Vérifier que les signaux lumineux et sonores sont cohérents avec les états du projecteur et que la reprise des traitements est ensuite possible.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Hebdomadaire.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.8 Alimentation électrique

Recommandation : l'utilisation de réseau électrique ondulé permet de s'affranchir d'un onduleur.

Pendant un traitement test, mettre le pupitre de commande hors tension pour simuler une panne de courant; vérifier la rentrée de la source et lorsque l'alimentation électrique est rétablie, l'intégrité des paramètres de traitement et des temps d'arrêt restant à délivrer.

Il est fortement recommandé de réaliser ce test en présence du technicien du constructeur.

Au niveau du projecteur de source, le fonctionnement sur batterie est vérifié lors des maintenances par le constructeur.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité par le constructeur.

Fréquence recommandée : Annuelle.

2.2.9 Systèmes de connexion

Vérifier que les éléments suivants bloquent la sortie de la source réelle et affichent un message d'erreur sur le pupitre :

- Non verrouillage de l'indexeur si adapté,
- Absence de gaine de transfert,
- Absence de vecteur au bout de la gaine de transfert,

- En cas de codage du canal avec les tubes de transfert, s'assurer que seul le canal codé fonctionne avec le tube de transfert correspondant.

Tolérance : En cas de dysfonctionnement, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Hebdomadaire.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.10 Intégrité des tubes de transfert et vecteurs

Les tubes de transfert et les vecteurs doivent être inspectés visuellement avant tout traitement. Ils doivent être en bon état, propres et dépourvus de corps étrangers et d'humidité. Si les tubes de transfert et ou/les applicateurs présentent des défauts, ils ne doivent pas être utilisés.

Les dates de péremption, le nombre d'utilisation, le bio-nettoyage, la stérilisation et le stockage doivent être conformes aux recommandations du constructeur.

Tolérance : En cas d'altération, pas de traitement avec le matériel incriminé.

Fréquence recommandée (HDR) : Avant chaque traitement.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.11 Rayonnement de fuite

Vérifier la stabilité du rayonnement de fuite autour du projecteur de source.

Critère : conformité à la norme NF EN 60601-2-17 (paragraphe 30.1.1b). Le débit de kerma dans l'air à 50 mm doit être inférieur à 0.1 mSv/h. Le débit de kerma dans l'air à 1m doit être inférieur à 0.01 mSv/h.

Fréquence recommandée : Trimestrielle (vérification technique interne de radioprotection).

Selon l'organisation locale, ce test peut être réalisé par le service compétent en radioprotection.

2.2.12 Test de contamination : câble de contrôle et applicateurs

Le constructeur vérifie la contamination du câble de transfert à chaque changement de source, en absence de contamination du câble de transfert, aucun contrôle supplémentaire n'est requis.

En cas de contamination du câble, en relation avec le service compétent de radioprotection, vérification de la contamination des applicateurs et des câbles de transfert.

Tolérance : Aucun matériel contaminé ne doit être utilisé.

Fréquence recommandée : Au changement de source.

2.2.13 Equipement d'urgence

La présence des équipements d'urgence et de protection prévus pour la mise en œuvre des mesures d'urgence conformément à la procédure d'urgence du service doit être vérifiée.

Tolérance : En cas de non présence, pas de traitement avant la mise en conformité.

Fréquence recommandée (HDR) : Avant chaque traitement.

Fréquence recommandée (PDR) : Avant chaque traitement.

2.2.14 Procédure d'urgence

Les consignes d'intervention d'urgence adaptées doivent être affichées à l'extérieur de la salle de traitement.

Toutes les personnes qui utilisent un projecteur de source doivent impérativement se familiariser avec les fonctions de sécurité et les procédures d'intervention d'urgence. Il est recommandé que tous les membres de l'équipe de traitement participent à des exercices d'entraînement à une intervention d'urgence avant la première utilisation du système et au moins une fois par an par la suite (fiche retour d'expérience ASN n°2 : blocage de la source en curiethérapie à haut débit de dose).

Il est rappelé que les sources utilisées étant considérées comme des sources de haute activité, une législation spécifique s'applique comprenant notamment une formation spécifique aux risques encourus qui doit être dispensée par le service compétent en radioprotection. La formation reçue par tous les acteurs intervenant doit être tracée ; sa fréquence est triennale ou en cas de modification de pratique. Conformément à la législation, en cas d'intervention en zone contrôlée rouge ou orange au sens du zonage (Décret n°2018-437 du 4 juin 2018), l'entrée en zone ne peut se faire que conformément aux restrictions décrites dans le code du travail et selon une liste enregistrée et validée par le chef d'établissement.

2.3 Paramètres physiques des projecteurs HDR ou PDR

Les paramètres « physiques » concernent :

2.3.1 Linéarité et exactitude du positionnement de la source

Vérifier que le déplacement de la source est conforme à celui programmé (séquence de plusieurs positions d'arrêt espacées).

Il est notamment possible de réaliser ce test par film, par détecteur numérique planaire, par jauge ou par caméra. Ce test doit une fois par an concerner la totalité des canaux et être réalisé pour la position la plus distale et une seconde position.

Tolérance : +/-1 mm.

Cette tolérance peut être adaptée par rapport à la précision du moyen de mesure utilisé pour la vérification. Si le même moyen de mesure est utilisé lors du changement de source puis en constance, la tolérance n'est pas modifiée. Si un outil d'une moindre précision est utilisé pour le test de constance, la tolérance peut être augmentée à +/-2 mm.

Fréquence recommandée (HDR) : Constance vérifiée de manière hebdomadaire ; en absolu à chaque changement de source, annuelle lorsque le changement de source s'effectue avec une période supérieure à un an.

Fréquence recommandée (PDR) : Constance vérifiée avant chaque traitement, en absolue à chaque changement de source.

2.3.2 Reproductibilité du positionnement de la source

S'assurer de la reproductibilité du déplacement de la source (en branchant et débranchant entre les mesures).

Il est notamment possible de réaliser ce test par film, par détecteur numérique planaire, par jauge ou par caméra. Cinq mesures doivent être réalisées au minimum.

Tolérance : +/-1 mm.

Fréquence recommandée (HDR) : Annuelle.

Fréquence recommandée (PDR) : Annuelle.

2.3.3 Constance du positionnement du câble de contrôle

Le câble de contrôle est constitué d'un câble associé à une source ayant les mêmes caractéristiques que la source réelle mais avec une activité nulle. Ce câble doit permettre de vérifier le trajet de la source avant que celle-ci ne sorte sans obstruction ni frottement tout au long de l'ensemble câble-applicateur. Il permet de s'assurer que le traitement pourra être correctement réalisé.

Ce test peut être réalisé à l'aide d'une jauge, d'une caméra, il s'agit d'un contrôle de constance par rapport au test initial.

Tolérance : +1 mm par rapport à la valeur initiale.

Fréquence recommandée: Après changement du câble de contrôle, après toute intervention sur le projecteur de source, au changement de source.

2.3.4 Cycles de sortie des câbles porte-source et de contrôle

Lors de la maintenance, le constructeur vérifie le nombre de cycles de sortie des câbles. Il peut être utile de vérifier que les nombres de cycles restants pour le câble porte-source et pour le câble de contrôle sont suffisants (10 % du nombre maximum de cycles autorisés) en fonction de l'activité clinique ; ces valeurs sont actualisées chaque fois qu'un traitement de patient ou un traitement test est terminé.

2.3.5 Vérification de l'étalonnage de la source en termes de débit de kerma de référence dans l'air

Les méthodes pour calibrer la source sont décrites dans le chapitre 1.

Prérequis : la chaîne de mesure est étalonnée, le point effectif de mesure de la chambre-puits a été contrôlé.

Le positionnement de la source a été contrôlé.

Tolérance :

- Ecart supérieur à 3% et inférieur à 5%, investigations (par exemple, deuxième opérateur, deuxième chaîne de mesure, vérification du mode opératoire, du matériel...);
- Ecart supérieur à 5%, deuxième mesure à réaliser si possible par un deuxième opérateur, avec une autre chaîne dosimétrique, que ce soit une deuxième chambre-puits ou une chambre d'ionisation cylindrique ou une mesure d'une autre source pour valider la chaîne. Si l'écart se maintient supérieur à 5% avec la deuxième chaîne, investiguer avec le fournisseur qui contactera le producteur pour un éventuel refus de source.

Fréquence recommandée : A chaque changement de source, annuelle lorsque le changement de source s'effectue avec une période supérieure à un an.

2.3.6 Exactitude des temps d'arrêt

S'assurer que le temps d'arrêt programmé est égal au temps d'arrêt délivré.

Ce test doit être réalisé à la fois pour une gamme de temps d'arrêt représentative des conditions cliniques : à la fois des temps courts (0.1s) et des temps longs (>60s). La première étape est de connaître comment le constructeur prend en compte le temps de transit dans les temps d'arrêt ; par exemple, le fabricant peut l'inclure dans le temps d'arrêt de la position suivante, à l'exception de la première position d'arrêt.

Il est possible de le mesurer à l'aide d'une caméra haute résolution (high speed video caméra, >25 frames par seconde) ou à l'aide d'une chambre-puits.

Dans le cas de l'utilisation d'une chambre-puits, il convient de :

- Réaliser une mesure d'intégration sur 60 secondes, la source étant en place dans la chambre-puits (I_{60s}),
- Réaliser une mesure d'intégration sur des temps d'arrêt définis au pupitre de commande allant de 0.1 à 60 secondes pendant le déplacement et le temps d'arrêt.
- Calculer la pente et le décalage (offset). La pente doit correspondre à $I_{60s} \pm 0.5\%$. L'offset correspond à la charge collectée pendant le transit de la source. A partir de cette équation et des mesures de charge sur différents temps d'arrêt calculer les temps d'arrêt vrais.

Tolérance : 1% ou 100 ms (la plus grande des deux, conformément à la norme IEC 60601-2-17).

Fréquence recommandée : Annuelle.

Remarque : Il est possible de vérifier l'exactitude des temps d'arrêt à l'aide d'un chronomètre. Les tolérances doivent alors être augmentées.

2.3.7 Linéarité de l'horloge interne

Vérifier la constance de la linéarité de l'horloge interne.

A partir des mesures précédentes (cf. 2.3.6), s'assurer de la linéarité des résultats.

Tolérance : Aucune.

Fréquence recommandée : Annuelle.

2.3.8 Constance du temps de transit

Evaluer la proportion de la contribution du temps de transit de la source sur la dose délivrée.

A partir des mesures précédentes (2.3.6), tracer la droite. La valeur d'ordonnée sur l'axe correspond à la charge liée au temps de transit.

$$f_{tr}(t) = 1 - \frac{M_{t0}}{M_t(t)}$$

Où M_{t0} est l'extrapolation pour $t=0$ des lectures de l'électromètre,

$M_t(t)$ est la lecture de l'électromètre pour les temps d'intégration t .

La charge liée au temps de transit est divisée par l'activité du jour, ce paramètre sera évalué annuellement afin d'anticiper un potentiel vieillissement des moteurs.

Les temps de transit que les projecteurs soient HDR, PDR ou de différents constructeurs sont proches ; par conséquent un seul exemple HDR de la société Varian sera présenté à titre d'exemple sur la figure 7.

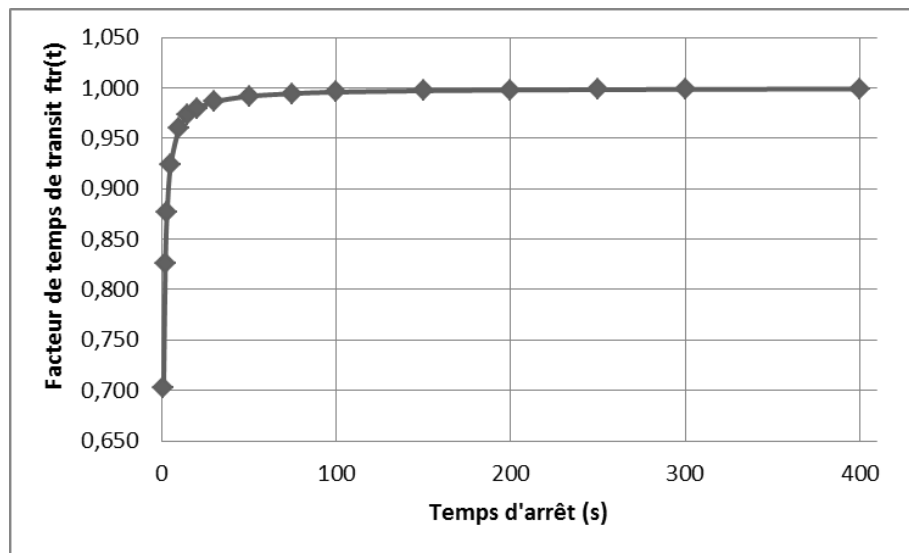


Figure 7 : Exemple de facteur de temps de transit fonction du temps d'arrêt de la source en seconde

Tolérance : Non applicable, il s'agit d'une connaissance d'une caractéristique de fonctionnement et de suivre sa constance.

Fréquence recommandée : Annuelle à la chambre-puits ou en cas de changement de moteurs.

2.3.9 Contrôle de la longueur de l'ensemble tube de transfert-vecteurs

Critère : Contrôle de la position distale de la source dans le matériel vecteur.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée : Vérification prétraitement, le matériel vecteur mis en place dans le patient, notamment des aiguilles métalliques, des tubes flexibles découpés par l'utilisateur par jauge adaptée par deux opérateurs en aveugle.

Il est recommandé de vérifier annuellement la longueur de la jauge calibrée à l'aide d'un mètre ruban.

2.4 Descriptif d'un projecteur de source pour implants permanents d'¹²⁵I et tests associés

2.4.1 Descriptif

La technique d'implantation par grains libres proposée par Elekta utilise la solution « Fully Integrated Real-time Seed Treatment » FIRST. Elle est associée à un projecteur de source (cf. figure 6). Une sonde endorectale permet une reconstruction tridimensionnelle de la prostate ainsi que des différents organes à risque (urètre, rectum, vessie). Cette dernière va permettre à l'utilisateur de planifier en temps réel la distribution des grains d'iode afin de respecter les contraintes de doses aux différents organes. Au cours de l'application la sonde guidera l'utilisateur dans la pose des vecteurs (aiguilles creuses) et lui permettra de visualiser les grains implantés. Après avoir implanté par voie trans-périnéale l'ensemble des vecteurs, un projecteur de source (seedselectron afterloader) va créer en temps réel les trains de sources planifiés. Ces trains de sources sont des successions de grains et d'espaceurs stockés dans deux cartouches stériles indépendantes. Les « espaceurs » sont des bouts de polymères résorbables de 5 mm de long évitant aux grains de se déplacer et permettant de respecter l'espacement des grains décidés par la planimétrie.

L'activité des grains est définie de façon indépendante par l'utilisateur dans le TPS (Oncentra Prostate) et dans le seedloader. Au moment du chargement, le système contrôle la concordance entre l'activité des grains planifiés et celle de la cartouche de grains sélectionnée.

Une fois le train construit, l'implantation se fait en reliant le projecteur à des aiguilles creuses. Un câble motorisé permet alors de pousser le train à l'intérieur de la prostate. Ces câbles pouvant présenter des longueurs de fabrication légèrement différentes, ces derniers seront vérifiés et calibrés avant chaque implantation (cf. paragraphe 2.4.2.1).

2.4.2 Tests spécifiques

2.4.2.1 Vérification de la longueur du câble d'éjection

Cette vérification est réalisée selon un mode opératoire spécifique au constructeur.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée : Avant chaque implant.

2.4.2.2 Vérification de la précision et de la linéarité de l'éjection

A l'aide d'un système de règle fourni avec le projecteur, la précision et la linéarité sont vérifiées à l'aide de grains actifs ou inactifs.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

2.5 Tableau récapitulatif des fréquences et tolérances des tests pour le contrôle qualité des projecteurs de sources

Description	Fréquence recommandée		Tolérance	Paragraphe
	HDR	PDR		
Systèmes de sécurité				
surveillance du patient	quotidienne	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.1
autotest	au démarrage du projecteur	au démarrage du projecteur	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.2
sécurité de la porte	hebdomadaire	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.3
indicateurs relatifs à la présence de rayonnements	quotidienne	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.4
contrôleur d'ambiance radioactive indépendant	quotidienne	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.5
interruption de traitement	hebdomadaire	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.6
arrêt d'urgence	hebdomadaire	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.7
alimentation électrique	annuelle	annuelle	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.8
systèmes de connexion	hebdomadaire	avant chaque traitement	pas de traitement avant la mise en conformité	2.2.9
intégrité des tubes de transfert et vecteurs	avant chaque traitement	avant chaque traitement	pas de traitement avec le matériel incriminé	2.2.10
rayonnement de fuite	trimestrielle	trimestrielle	Kair à 5cm < 0,1mSv et Kair à 1m < 0,01mSv/h	2.2.11
test de contamination	au changement de source	au changement de source	aucun matériel contaminé ne doit être utilisé	2.2.12
équipement d'urgence	avant chaque traitement	avant chaque traitement	pas de traitement en absence de matériel	2.2.13
Paramètres physiques				
linéarité et exactitude du positionnement de la source	hebdomadaire	avant chaque traitement	+/-1mm	2.3.1
reproductibilité du positionnement de la source	annuelle	annuelle	+/-1mm	2.3.2
constance du positionnement du câble de contrôle	changement du câble de contrôle, après toute intervention sur le projecteur, changement de source		1mm par rapport à la valeur initiale	2.3.3
étalonnage de la source en terme de débit de kerma de référence dans l'air	au changement de source, annuelle si ⁶⁰ Co	au changement de source	+/-5%	1.3.1 et 2.3.5
exactitude des temps d'arrêt	annuelle	annuelle	1% ou 100ms (le plus grand des deux)	2.3.6
linéarité de l'horloge interne	annuelle	annuelle	aucune	2.3.7
temps de transit	annuelle	annuelle	constance	2.3.8
longueur de l'ensemble tube de transfert-applicateurs	vérification pré-traitement	vérification pré-traitement	+/-1mm	2.3.9
Tests spécifiques				
Projecteurs de source pour implant permanent II25				
longueur du câble d'éjection	avant chaque implant		1mm	2.4.2.1
précision et linéarité de l'éjection	changement de version, annuelle		1mm	2.4.2.2

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des fréquences et tolérances des tests pour le contrôle qualité des projecteurs de sources ; tous les tests ayant été au préalable réalisés lors de la mise en service

Chapitre 3 Utilisation de l'imagerie, matériel vecteur et marqueurs associés

Dans cette partie nous avons fait le choix de ne pas aborder l'utilisation de l'imagerie radiographique car celle-ci n'est que peu utilisée en dosimétrie pour la curiethérapie, la dosimétrie 3D étant aujourd'hui le standard.

Quelle que soit la modalité d'imagerie utilisée, celle-ci doit avoir fait l'objet d'un contrôle qualité préalable.

De la même manière, le contrôle qualité à la mise en service de tout nouveau matériel vecteur (applicateurs, tubes plastiques, aiguilles, etc...) et marqueurs associés est fortement recommandé avant leur première utilisation clinique [Hellebust, 2010]. Tout dispositif implanté dans ou au contact du patient et permettant le déplacement de la source sera appelé « matériel vecteur ».

Ce contrôle qualité consiste en :

- la vérification de la compatibilité du matériel vecteur et des marqueurs associés suivant l'imagerie utilisée (IRM, TDM),
- la vérification de la géométrie de l'applicateur et des sources fictives/marqueurs par rapport aux données constructeur (paragraphes 3.1.2 et 3.2.2),
- la détermination de la relation entre le signal de la source fictive/marqueurs et les positions de source réelles dans le matériel vecteur, c'est-à-dire :
 - Evaluer les positions de la source réelle par rapport à un point de référence dans le matériel vecteur
 - Evaluer les positions de la source fictive/marqueurs par rapport à ce même point de référence dans le matériel vecteur
 - Mettre en place une méthode de reconstruction suivant le matériel vecteur, la modalité d'imagerie et le TPS utilisés (cf. Chapitre 4).

3.1 Scanner

3.1.1 Contrôle de qualité du scanner

L'imagerie tomодensitométrique de par sa disponibilité, est l'examen le plus couramment utilisé. Il offre une bonne résolution et un fort contraste permettant une reconstruction facilitée du trajet de la source dans le matériel vecteur. Des marqueurs radio-opaques compatibles avec le tomодensitomètre peuvent être insérés en butée dans le matériel vecteur. Les protocoles d'acquisition en radiothérapie sont également utilisés en curiethérapie, l'épaisseur des coupes doit être adaptée selon la localisation et doit être inférieure ou égale à 3 mm (ordre de grandeur du pas de source). Un des inconvénients de l'imagerie scanner est la surestimation des volumes cibles par rapport à l'IRM [Taylor, 2014]. Le contrôle qualité du scanner en radiothérapie s'applique pour la curiethérapie comme décrit dans la décision du 11 mars 2011 modifiant la décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographe.

3.1.2 Contrôle du matériel vecteur et des marqueurs radio-opaques associés

Le contrôle des marqueurs radio-opaques utilisés pour l'imagerie scanner doit être réalisé.

Lors de la mise en service :

Vérifier la compatibilité du matériel vecteur et des marqueurs avec l'imagerie réalisée.

Vérifier la correspondance entre la position de la source réelle et celle du marqueur radio-opaque dans le matériel vecteur :

- Fixer le vecteur sur un film ou sur un détecteur numérique planaire. Insérer le marqueur dans le vecteur. Irradier le film avec un faisceau de rayons X (kV) afin d'obtenir l'image des marqueurs. Retirer le marqueur,

connecter le vecteur au projecteur de source, programmer des positions d'arrêt se superposant avec les marqueurs. Irradier le détecteur avec la source de curiethérapie.

- Analyser l'image, vérifier la superposition entre les marqueurs et les positions de source.

Avant tout scanner dosimétrique : Inspecter visuellement l'intégrité des marqueurs utilisés, leur adéquation avec le matériel vecteur utilisé et leur insertion en butée. Si l'intégrité n'est pas respectée, le marqueur radio-opaque ne doit pas être utilisé.

Tolérance : 1mm.

Fréquence recommandée : A la mise en service, annuellement, en cas de nouveaux matériels vecteurs, et changement de marqueurs.

3.2 IRM

3.2.1 Contrôle de qualité de l'IRM

L'IRM est un outil de précision dans la délimitation des tissus mous. Pour une reconstruction précise du trajet de la source, il est conseillé d'utiliser du matériel vecteur pouvant accueillir des sources fictives adaptées à l'IRM. En cas de difficulté de reconstruction du trajet de la source dans le matériel vecteur, l'acquisition pourra être couplée à une seconde acquisition IRM, séquence T1, permettant une meilleure visualisation du trajet de la source, ou être couplée à une acquisition scanner.

Le groupe européen de curiethérapie et l'European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (GEC-ESTRO) définit l'examen IRM comme référence dans la curiethérapie gynécologique. Les paramètres de l'IRM pour le diagnostic et la dosimétrie dans les cancers du col utérin sont présentés ci-dessous [Dimopoulos 2012, tableau 3].

Table 1

Image acquisition protocols for pre-RT MRI scan and BT MRI scan. This table summarises the important information regarding sequence, plane orientation, coverage/borders for each of the different MRI sequences.

Protocol	Number	Mandatory (M)/ optional (O)	Sequence	Plane orientation	Coverage/borders
Pre-RT MRI scan	1	M	T2 FSE	Para-axial (according to cervix uteri)	Above uterine corpus – inferior border of symphysis pubis/entire vagina if distal vaginal involvement
	2	M	T2 FSE	Sagittal	Pelvic side wall (obturator muscle)
	3	M	T2 FSE	Para-coronal (according to cervix uteri)	Uterine corpus – cervix – vagina – tumour
	4	M	T2 FSE	Axial	Discus L4–L5 – inferior border of symphysis pubis/entire vagina and inguinal regions if distal vaginal involvement
	5	O	T1 FSE or 3D GRE without contrast ^a	Axial	Discus L4–L5 – inferior border of symphysis pubis/entire vagina and inguinal regions if distal vaginal involvement
	6	O	T1 FSE with contrast ^a	Sagittal	Pelvic side wall (obturator muscle)
	7	O	T1 FSE or 3D GRE with contrast ^a	Axial (isotropic 3D GRE)	Uterine corpus – cervix – vagina – tumour
BT MRI scan	8	M	T2 FSE	Para-axial (according to cervix uteri)	Above uterine corpus – 3 cm below lower surface of vaginal applicator/entire vagina if distal vaginal involvement
	9	M	T2 FSE	Para-sagittal (according to cervix uteri)	Pelvic side wall (obturator muscle)
	10	M	T2 FSE	Para-coronal (according to cervix uteri)	Uterine corpus – cervix – vagina – tumour
	11	O	T2 FSE	Axial	Above uterine corpus – 3 cm below lower surface of vaginal applicator/entire vagina if distal vaginal involvement
	12	O	3D T2 FSE isotropic	Coronal or axial with reconstructions	Large coverage inherent in this sequence
	13	O	T1 FSE, FLASH, T1 GRE 3D	As appropriate	At least entire applicator

^a When contrast series are applied (6 and/or 7): use same T1 sequence for pre-contrast and lymph node evaluation.

Tableau 3 : Protocoles d'acquisition IRM d'après [Dimopoulos 2012]

Pour le contrôle qualité de l'IRM, le rapport SFPM n°23 « Contrôle de qualité spécifique en IRM : Développement et réalisation d'un objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM » [SFPM 23, 2007]

détaille un ensemble de contrôles envisageables et rappelle également que les dispositifs médicaux nécessaires à la production et à l'interprétation des images radiodiagnostiques sont soumis à l'obligation de maintenance et de contrôles qualité. Au-delà du contrôle qualité général concernant l'IRM, la vérification de la précision géométrique est essentielle ; notamment la présence de métaux dans l'anneau qui peut causer des distorsions via la dégradation de l'uniformité du champ magnétique.

Il est recommandé de s'assurer de la qualité de la définition des volumes cibles. Les paramètres d'images suivants sont à vérifier:

- La distorsion géométrique des images,
- La position relative des coupes,
- L'uniformité des images et la mesure du contraste sur bruit.

3.2.2 Contrôle du matériel vecteur et des marqueurs associés

Pour la mise en service de tout nouveau matériel vecteur (applicateurs, etc.), il est conseillé de réaliser une imagerie de celui-ci à l'IRM avec les sources fictives associées dans un volume d'eau, en utilisant une séquence d'acquisition « clinique ». Cette image pourra être recalée avec l'image scanner, et donnera une idée relative de la distorsion géométrique de l'applicateur.

Lors de la mise en service :

- Vérifier la compatibilité du matériel vecteur et des marqueurs avec l'IRM
- Les positions de la source réelle (par rapport à un point de référence dans le matériel vecteur ou autre) ayant été vérifiées, vérifier la correspondance entre la position de la source et celle du marqueur IRM dans le matériel vecteur
- Mettre en place une méthode de reconstruction précise et adaptée au matériel vecteur, à la modalité d'imagerie et au TPS utilisé (méthode directe, multiplanaires, recalage de plusieurs modalités d'images, utilisation des bibliothèques)

Avant toute utilisation en routine clinique: Inspecter visuellement l'intégrité du matériel vecteur et des marqueurs utilisés.

Fréquence recommandée : A la mise en service, annuellement, en cas de nouveaux matériels vecteurs, et changement de marqueurs.

3.3 Echographie

L'imagerie échographique est utilisée en curiethérapie, notamment pour le traitement de prostate, que ce soit pour les techniques par grains d'Iode125, ou également en curiethérapie HDR. Ce type d'imagerie est particulièrement sensible aux distorsions, à la température et aux différences de milieux, ce qui justifie l'importance d'un contrôle qualité adapté ; d'autant plus s'il s'agit du seul type d'imagerie utilisé pour la planification.

Les échographes doivent faire l'objet d'une mise en service qui définira le point initial de l'assurance qualité. Les tolérances indiquées sont précisées à titre indicatif. Elles dépendent des performances de l'échographe et sont déterminées à la réception du matériel par l'utilisateur avec le fournisseur. Les contrôles des différents paramètres sont ensuite réalisés en contrôle de constance.

Une attention particulière doit être portée à tout changement de sonde. L'utilisation de la fonction zoom doit se faire avec précaution.

Le document de référence est le rapport du TG 128 de l'AAPM [Pfeiffer 2008] où sont décrits différents tests sur la sonde échographique : profondeur de pénétration, résolution longitudinale et transverse, mesures de distances et de volumes. Sont également décrits des tests sur l'alignement de la grille et la cohérence géométrique avec le TPS.

L'ensemble des contrôles est réalisé dans des conditions d'utilisations cliniques de la sonde échographique et avec le TPS associé. Ces mesures doivent être indépendantes autant que possible de l'opérateur. Pour cela, il peut être intéressant d'utiliser un logiciel d'analyse automatique.

Ces tests reprennent tous les aspects du contrôle qualité d'image mais aussi des notions plus spécifiques à la curiethérapie de prostate à savoir les différents outils de contournage de détermination des volumes et l'association du stepper et de la sonde.

Dans le cas où l'échographe n'est pas intégré au système de planimétrie, il sera bon de contrôler l'intégrité des données transférées entre les deux systèmes.

La fréquence de l'ensemble des tests est annuelle. Ces tests sont aussi à faire à chaque changement de version du logiciel de l'échographe et du TPS.

Plusieurs fantômes sont actuellement commercialisés (CIRS, Gammex...). Ils sont tous constitués d'un matériau reproduisant la propagation de l'onde dans l'eau (de l'ordre de 1540 m/s dans les tissus mous) et incluant des objets tests permettant d'évaluer notamment :

- L'uniformité,
- La profondeur maximale de pénétration,
- La distorsion transversale et longitudinale,
- La résolution spatiale,
- L'échelle de gris.

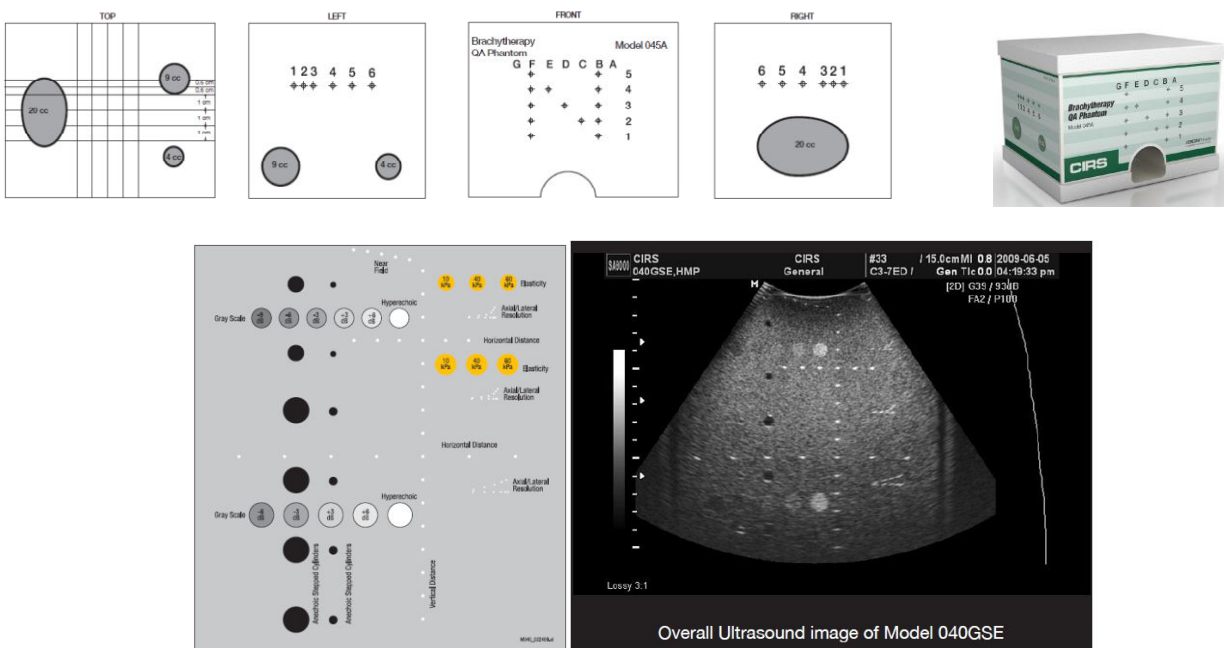


Figure 8 : Description du fantôme CIRS 045 et exemple d'objets test présents dans le fantôme CIRS 040GSE

La qualité de l'implantation dépend de la qualité de l'image. Une attention particulière sera portée au moniteur et sa calibration afin d'assurer des performances optimales au cours du temps.

3.3.1 Echelle de gris

L'étude de ces niveaux de gris permet de contrôler le bon réglage du moniteur.

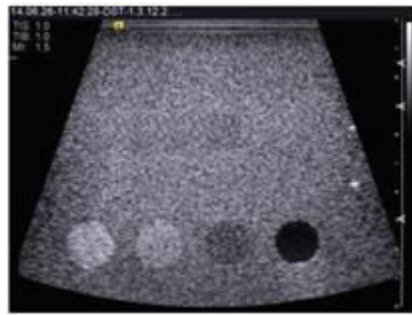


Figure 9 : Mire d'échelle de gris fantôme Gammex4010

Tolérance : le nombre de niveaux visibles ne doit pas varier de plus de 2 niveaux.

3.3.2 Profondeur maximale de pénétration

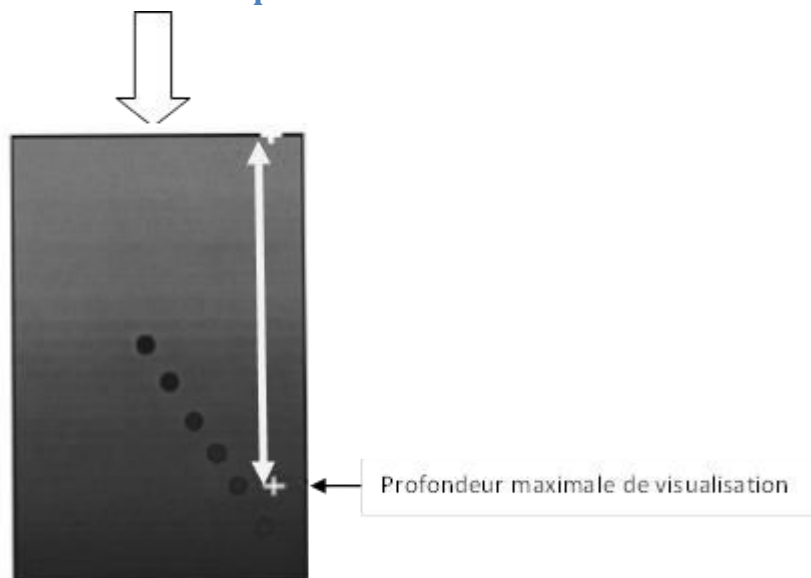


Figure 10 : Mire servant à la détermination de la profondeur maximale de pénétration

L'objectif de ce test est de mesurer la sensibilité du système et de vérifier sa capacité à détecter un objet de bas contraste en fonction de la profondeur.

La pénétration est inversement proportionnelle à la fréquence. Ce test est sensible à toute variation du rapport signal/bruit.

La qualité de cette image pourra servir dans un processus de constance au cours des années sur la dégradation de la qualité d'image (et de la sonde).

Tolérance : La pénétration maximale mesurée ne doit pas différer de plus de 1cm par rapport aux tests réalisés lors de la mise en service.

3.3.3 Résolution de l'image

Une mauvaise résolution de l'image va impacter la qualité du contourage (capacité à déterminer les limites du volume cible et des organes à risque) ainsi que la localisation des vecteurs ou des sources implantés.

Il est recommandé d'évaluer cette résolution à différentes profondeurs (à proximité de la sonde (1-2 cm) et en profondeur (5 à 6 cm)) si le fantôme le permet.

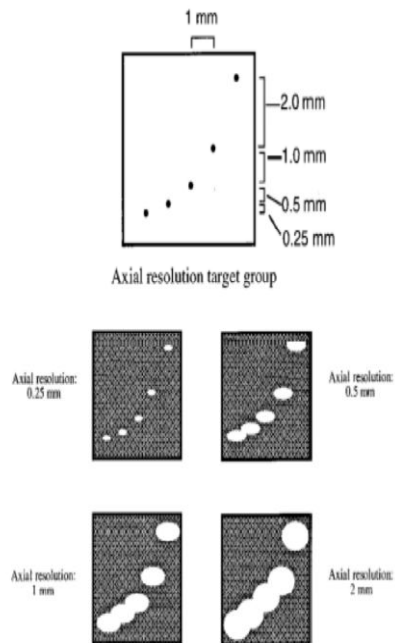


FIG. 6. (Top) Spacing of filament targets in the axial resolution target group of a phantom. (Bottom) Examples of the appearance of filament targets at varying levels of resolution.

a)



Figure 11 : Illustration de la résolution spatiale dans le fantôme CIRS 045 (a), exemple d'images obtenues concernant la résolution spatiale (b) plan transverse à deux profondeurs ; (c) plan sagittal

Tolérance : la mesure de la résolution axiale et latérale dans un plan transverse et la résolution axiale dans un plan sagittal ne doit pas s'écarter de plus de 1 mm par rapport à la valeur de référence.

3.3.4 Mesure de distances

Une mauvaise conservation des distances aura un effet important sur le calcul de dose. Il convient de contrôler la conservation de différentes distances dans le plan sagittal et dans le plan transverse. Pour cela, les mêmes images que pour le test de résolution seront utilisées. Les grilles de l'échographe et du TPS pourront également être utilisées.

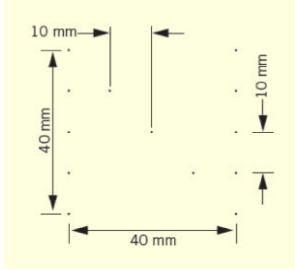
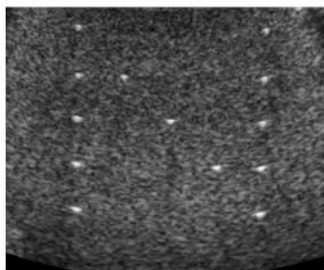
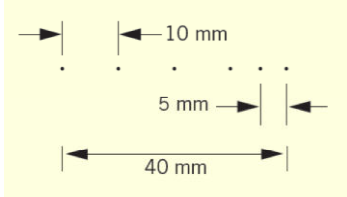
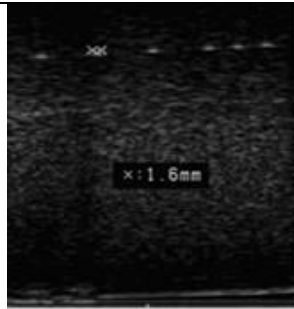
	Schéma de positionnement des billes	Image résultante
Plan transverse	 <p>« N » Group Target Layout Wires 0.4 mm diameter, CIRS</p>	
Plan sagittal	 <p>Cross-Axis Group Wires 0.4 mm diameter, CIRS</p>	

Figure 12 : Vérification de l'absence de distorsion d'image pour les deux modes de visualisation échographique (transverse et sagittal)

Tolérance : L'écart entre les dimensions attendues et mesurées doit être inférieur à 2 mm.

3.3.5 Vérification du réglage de la grille d'implantation

La vérification se fait dans un bac d'eau de préférence à 38°C, la sonde étant positionnée verticalement pour s'affranchir de l'effet de pesanteur sur les vecteurs et leur affaissement. Les vecteurs sont insérés dans la grille d'implantation et leur image doit apparaître à la bonne coordonnée de la grille de l'échographe.

En cas de discordance, un ajustement mécanique ou numérique peut être réalisé.

Tolérance : L'écart entre les positions sur l'image et sur la grille d'implantation doit être inférieur à 2 mm en tout point.

3.3.6 Correspondance avec la grille TPS et la grille numérique de l'échographe

Sur l'échographe, afficher la grille. Faire la même action sur le TPS et s'assurer que les 2 grilles se superposent, sinon l'ajuster.

Lorsque les données de l'échographe sont récupérées automatiquement par le TPS, il n'est pas possible de l'ajuster dans le logiciel mais au niveau de l'échographe, ce qui peut nécessiter l'intervention du constructeur.

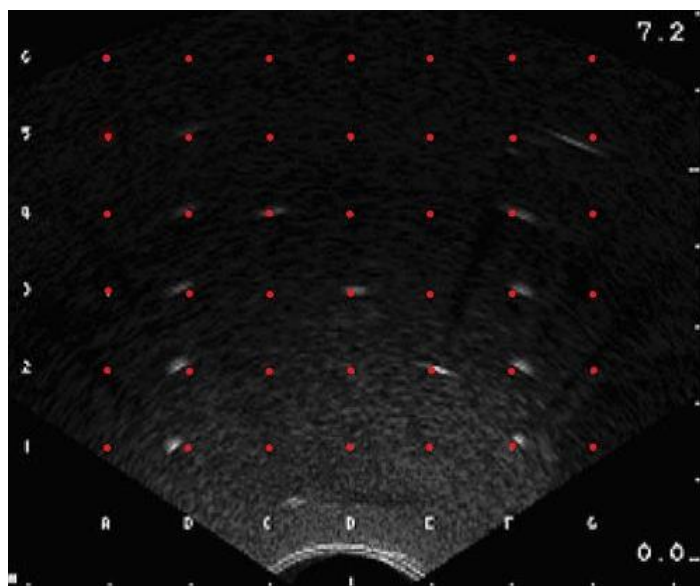


Figure 13 : Exemple de correspondance entre la grille TPS (repères blancs) et la grille numérique (points rouges)

3.3.7 Correspondance des axes de coupes pour les sondes à double cristaux

Certaines sondes possèdent 2 cristaux orthogonaux, un sagittal et un transverse permettant de réaliser des acquisitions dans les 2 modes. Les cristaux ont un espacement connu. L'opérateur s'assurera de la concordance des images obtenues avec les 2 modes de visualisation (absence de décalage dans le sens cranio caudal et dans le sens antéro postérieur). Cette évaluation se fera à l'aide des objets de volumes connus.

Tolérance : En cas de décalage supérieur à 2 mm, l'intervention du constructeur sera nécessaire.

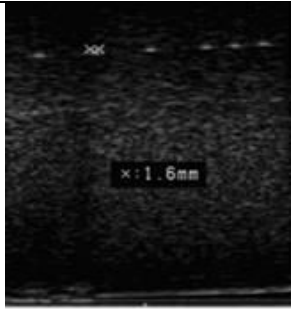
3.3.8 Mesure de volume

Réaliser une acquisition du fantôme choisi afin de réaliser la mesure des volumes dans le logiciel du TPS. L'acquisition se fera avec le pas (ou la reconstruction) le plus fin possible afin de s'affranchir des phénomènes de volume partiel (une acquisition millimétrique est préconisée).

Tolérance : L'écart sur le volume doit être inférieur à 5%.

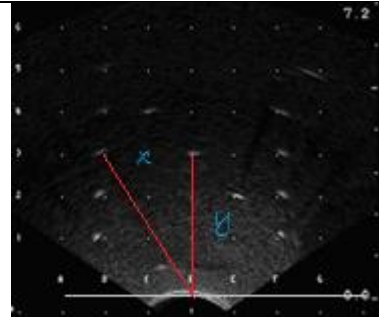
3.3.9 Vérification du stepper

Après vérification du recalage de la grille d'implantation (paragraphe 3.3.5), les images du test du paragraphe 3.3.1.4 pourront être reprises pour la vérification du déplacement longitudinal et angulaire du stepper. Le stepper est le support de sonde muni d'un encodeur permettant les déplacements pas à pas longitudinaux ainsi qu'une rotation.



Un déplacement de 5 mm du stepper en longitudinal doit impliquer un déplacement des aiguilles d'un pas de grille (5 mm)

Tolérance : 2 mm



Ajuster le stepper et la sonde sur l'aiguille centrale pour être à 0°. Une rotation impliquant un déplacement d'1 cm sur la droite ou sur la gauche impliquera une rotation égale à $\text{Arctan}(x/y = 1/y)$

Tolérance : 3°

Figure 14 : Vérification des déplacements longitudinaux et angulaires du support de sonde échographique

Chapitre 4. Logiciels de planification des traitements

Depuis 1995, les systèmes de planification fonctionnent largement en se fondant sur le formalisme du TG43 [Nath, 1995]. La démarche d'Assurance Qualité d'un logiciel de planification des traitements est notamment décrite dans le rapport SFPM n°27 [SFPM 27, 2010] et le TRS430 de l'IAEA [IAEA, 2004]. Les tests de réception et de mise en service sont décrits à la fois pour les parties communes avec la planification externe mais aussi dans le rapport IAEA pour l'aspect spécifique à la curiethérapie. Ce chapitre présente le formalisme du TG43 en s'axant vers les limitations de ce formalisme, les nouveaux développements des algorithmes, les outils d'optimisation. Ensuite, les tests d'assurance qualité sont présentés.

4.1 Présentation du formalisme de calcul de dose TG43 et de ses limitations

Ce formalisme a permis d'uniformiser les calculs de dose et de répondre jusqu'à maintenant aux limitations des temps de calcul par rapport aux possibilités des TPS. Ce formalisme présente cependant des limitations variables entraînant des incertitudes sur le calcul de la dose (cf. Chapitre 5).

En 2004, une mise à jour TG43U inclut la suppression de l'activité apparente pour la spécification des sources et une définition de S_k (activité de la source en termes de kerma dans l'air) [Rivard, 2004].

Les outils informatiques actuels permettent d'affiner les calculs de dose en conservant des temps d'exécution adaptés aux besoins cliniques. Le formalisme du TG43 permet de calculer la distribution de dose dans un milieu infini homogène constitué d'eau. La description de ce formalisme est réalisée dans un système de coordonnées polaires dont l'origine est située au centre de la source. Plusieurs phénomènes ne sont pas pris en compte : différence entre l'eau et le milieu réel, blindages métalliques des applicateurs, atténuation entre sources (notamment entre grains d'iode) et modification de la contribution du rayonnement diffusé à proximité du contour externe du patient. Ces limitations et leur impact clinique sont détaillés ci-après point par point comme dans l'article de [Rivard, 2009].

4.1.1 Dose absorbée dans l'eau vs dose absorbée dans les tissus

Le calcul ne tient pas compte de la composition du milieu puisqu'il considère celui-ci homogène de densité 1. Or, la dose absorbée dépend du type de tissu et de l'énergie des photons. Les différences des coefficients d'absorption massique en énergie sont variables selon le type de tissu et cela se traduit par des différences significatives de dose dépendant à la fois du milieu de transport des rayonnements et de l'énergie des particules déposées.

En fonction des localisations traitées, la composition des tissus du patient peut être hétérogène et le formalisme TG43 entraîne des limitations, d'autant plus si l'énergie est faible (effet photo-électrique prédominant).

4.1.2 Modification de l'atténuation entre les hétérogénéités des tissus et l'eau

La différence de composition des tissus biologiques modifie la dose déposée localement mais également l'atténuation des photons dans le milieu. Le coefficient d'atténuation massique est dépendant de l'énergie et du numéro atomique Z . Une nette augmentation de l'atténuation pour les tissus mous [Afsharpour, 2011] à des énergies inférieures à 50 keV en raison, encore ici, de la plus grande section efficace de l'effet photoélectrique pour ce milieu par rapport à l'eau est observée. De plus, la densité des tissus mous spécifiée par l'ICRU est de $1,06 \text{ g/cm}^3$ comparativement à 1 g/cm^3 pour l'eau, ce qui contribue à l'augmentation de l'atténuation.

4.1.3 Atténuation des matériaux

Principalement, le phénomène en cause est l'augmentation de l'importance de l'effet photoélectrique dans un milieu ayant un numéro atomique plus élevé que l'eau.

- Atténuation inter-sources (Interseed Attenuation effect : ISA effect)

Ce paramètre concerne principalement les applications de curiethérapie de prostate avec l'implantation de plusieurs sources proches dans le volume cible. Chaque source influence la distribution de la dose de la source voisine et absorbe une partie du rayonnement. Cet effet est dépendant du nombre de sources, de la composition de ces sources, de leur orientation, de la distance inter-grains et de l'énergie du radioélément [Safigholi, 2013].

Le TG43 surévalue la dose puisqu'il ne prend pas en compte la perturbation de la fluence liée aux grains implantés.

Une différence maximale de 5% a été déterminée entre un calcul Monte-Carlo dans l'eau et le calcul prenant en compte l'atténuation des grains [Mason, 2013].

- Atténuation de l'applicateur

L'effet d'atténuation de l'applicateur n'est pas considéré dans le formalisme de calcul du TG43. Le type de matériau (métal, plastique) est à considérer. L'utilisation d'applicateurs, tout particulièrement ceux faits d'un matériau à Z élevé ou contenant un blindage pour protéger un organe à risque, est susceptible d'invalider fortement l'approximation par l'eau du TG43. Par exemple, le spectre énergétique de l' ^{192}Ir contient des composantes de basse énergie et comme celles-ci sont absorbées par les matériaux de Z élevé, la non prise en compte de l'atténuation d'applicateurs peut entraîner des calculs de dose avec une erreur non négligeable. [Ye, 2004] a montré que la non prise en compte de l'atténuation de l'applicateur peut surestimer dans le plan transverse la dose de 3.5%.

4.1.4 Différence de rétrodiffusé pour l'évaluation des fonctions radiales $g(r)$ et d'anisotropie $\Phi_{an}(r)$

Les fonctions radiales et les fonctions d'anisotropie utilisées diffèrent si le volume d'eau utilisé est restreint ou illimité. Or les tables rentrées dans les TPS sont obtenues à partir de détermination de ces fonctions en conditions de pleine diffusion.

Les radiations rétrodiffusées n'étant pas prises en compte, des écarts de dose allant jusqu'à 5% à 10 cm de la source peuvent survenir [Rivard, 2009]. Dans la pratique clinique, ce point est à pondérer par la valeur absolue de la dose à 10 cm qui est faible, le phénomène majoritaire à courte distance étant l'inverse carré de la distance.

Les données implémentées dans le TPS doivent être conformes le plus possible à l'anatomie du patient et de son traitement, sinon :

- Cas des implants permanents avec grains d' ^{125}I : La différence de rétrodiffusé est négligeable pour les photons de faible parcours, le contour externe est à distance, il n'y a pas d'influence de cette limitation sur le calcul de dose.
- Cas des applications de curiethérapie interstitielle pour les localisations nez, lèvres, sein, verge avec l' ^{192}Ir : les limites géométriques de l'anatomie influencent le rétrodiffusé dans le milieu qui modifient substantiellement la dose dans le cas des curiethérapies interstitielles dans le sein : les positions de la source sont proches de la surface entraînant une surestimation de la dose calculée.

4.1.5 Approximation Dose – KERMA

La contribution dosimétrique des émissions bêta est ignorée ; l'équivalence entre la dose et le kerma à 5% près n'est pas vérifiée sur les premiers millimètres autour des sources de photons de haute énergie. Par exemple, un rapport dose/kerma de 1.05 n'est obtenu qu'à 2 mm d'une source d'iridium 192 et 7 mm d'une source de Cobalt 60.

4.1.6 Comparaison ¹⁹²Ir et ⁶⁰Co

La différence réside dans le spectre photonique des deux nucléides, le ⁶⁰Co est caractérisé par une énergie moyenne plus élevée (1,25 MeV) par rapport à l'¹⁹²Ir (0,355 MeV). Par conséquent la fonction radiale de la source de ⁶⁰Co est déterminée jusqu'à 20 cm, mais cela n'a pas d'impact clinique car l'effet dominant est l'inverse carré de la distance.

Ces différences sur le spectre ont d'autres conséquences : les effets d'atténuation dans les applicateurs ou les agents de contraste sont réduits. De plus, l'effet de la surestimation de la dose par le TG-43 à l'approche des interfaces eau-air est moins important pour le ⁶⁰Co que pour l'¹⁹²Ir. A l'inverse pour les protections plombées, l'effet de protection sera moindre avec le ⁶⁰Co.

[Richter, 2008] montre qu'il n'y a que des différences mineures entre le ⁶⁰Co et à l'¹⁹²Ir en termes de dose déposée dans les tissus : par exemple, la dose de ⁶⁰Co dans le tissu adipeux est supérieure de 0,4% mais inférieure de 0,8% pour le rectum. La différence la plus importante concerne le tissu pulmonaire (densité 0,26 g.cm⁻³), avec une différence de 2,1%. Néanmoins, dans la pratique clinique, ces différences sont négligeables.

4.1.7 Synthèse

En pratique, le tableau suivant, repris de [Rivard, 2009], présente les limitations prépondérantes par localisation.

Rivard, Venselaar, and Beaulieu: The evolution of brachytherapy treatment planning

2142

TABLE I. Sensitivity of commonly treated anatomic sites to dosimetric limitations of the current brachytherapy dose calculation formalism. Items flagged as "Y" indicate the authors opinion that significant differences between administered and delivered dose are possible due to the highlighted dosimetric limitation.

Anatomic site	Source energy	Absorbed dose	Attenuation	Shielding	Scattering	Beta/kerma dose
Prostate	High	N	N	N	N	N
	Low	Y	Y	Y	N	N
Breast	High	N	N	N	Y	N
	Low	Y	Y	Y	N	N
GYN	High	N	N	Y	N	N
	Low	Y	Y	N	N	N
Skin	High	N	N	Y	Y	N
	Low	Y	N	Y	Y	N
Lung	High	N	N	N	Y	Y
	Low	Y	Y	N	Y	N
Penis	High	N	N	N	Y	N
	Low	Y	N	N	Y	N
Eye	High	N	N	Y	Y	Y
	Low	Y	Y	Y	Y	N

Tableau 4 : Limitations du TG43 en pratique d'après [Rivard, 2009]

Plusieurs études ont été réalisées pour comparer les doses calculées en milieu homogène eau du formalisme TG43 et des simulations Monte-Carlo en situations cliniques : [Carrier, 2007] pour les implants permanents,

[Lymperopoulou, 2004] dans le cas de l'utilisation d'applicateurs associés à un cache, [Poon, 2009] pour les implants mammaires.

[Fotina, 2018] décrit l'influence de la prise en compte des inhomogénéités et de la dimension finie du patient pour deux radioéléments ^{192}Ir et ^{60}Co .

4.2. Développements concernant les algorithmes de calcul de dose en curiethérapie

Afin de pallier aux limites dosimétriques du TG43 et obtenir un calcul de dose plus précis, indispensable aux développements de la curiethérapie, les algorithmes fondés sur les modèles (MBDCA Model Based Dose Calculation Algorithm) ont été développés. Ils comprennent :

- **CCC (Collapsed Cone Convolution)** : le calcul est rapide, les hétérogénéités sont prises en compte ainsi que le premier diffusé mais les effets de la discrétisation et des erreurs systématiques faibles sont présents.
- Le **TG43 Ray Tracing** correspond à une amélioration du formalisme dosimétrique issu du protocole TG43 avec l'ajout d'un tracé radiologique pour tenir compte des hétérogénéités et en séparant la dose primaire de la dose diffusée. Cette amélioration du formalisme actuel permet de corriger les dépôts de dose en aval des hétérogénéités et réduit les effets indésirables de l'atténuation inter-sources.
- Des solutions hybrides sur la base du TG43 associées à des données calculées par Monte-Carlo sont disponibles pour les applications ophtalmiques.
- **GBBS (Grid Based Boltzmann Solver)** : prise en compte complète des hétérogénéités
- **MC (Monte Carlo)** : référence pour la caractérisation des sources, précis mais les distributions de dose obtenues sont bruitées.

Pour ces algorithmes, il faudra en plus de la caractérisation de la source en entrée (idem TG43), des informations concernant les tissus et le matériel vecteur (applicateurs, aiguilles, etc...). Il faudra extraire la densité électronique de la courbe de calibration du scanner utilisé (cette courbe devant intégrer les densités d'organes les plus souvent contourés en curiethérapie : sein, graisse, muscle, os notamment). L'impact des artefacts devient alors non négligeable : les densités devront être forcées en utilisant les valeurs recommandées par le TG186 [Beaulieu, 2012]. Dans le cas de l'utilisation d'imagerie US ou IRM, les densités devront être affectées aux organes contourés, notamment pour les poumons, les os.

Les distributions de dose obtenues le seront en termes de dose au milieu dans le milieu ou de dose à l'eau dans le milieu. Cette différence par rapport au TG43 qui propose uniquement la dose à l'eau a un impact direct sur la définition des doses de tolérance des organes à risque lors de la mise en place de ces nouveaux algorithmes et une évaluation spécifique (cf. TG186) doit être réalisée. Une mise en service clinique en deux étapes est recommandée pour appréhender le modèle de la source puis les cas cliniques, il est notamment possible d'utiliser les cas mis à disposition par AAPM/IROC http://rpc.mdanderson.org/RPC/BrachySeeds/Source_Registry.htm.

[Robert, 2018] présente une synthèse et une réflexion sur le choix du milieu de spécification ainsi que des exemples extraits de la littérature.

Au moment de la publication de ce rapport, des solutions commerciales concernant ces nouveaux algorithmes sont disponibles pour les sources de haute énergie mais peu implantées comme par exemple :

- Oncentra Brachy ACE (Advanced Collapsed Cone Engine) d'ELEKTA :

Elekta a développé un algorithme de superposition/convolution permettant la prise en compte des applicateurs et des hétérogénéités qui s'applique à l' ^{192}Ir et au ^{60}Co : Oncentra Brachy ACE Advanced Collapsed Cone

Engine. Ce logiciel est peu implanté [Ahnesjö, 2017]. Le transport des photons primaires et premiers diffusés est pris en compte explicitement alors que les ordres suivants de diffusion sont traités de manière globale. La forme allongée de la source d'irradiation comme la présence intravoxel des matériaux constituant l'applicateur sont pris en compte.

- Acuros (GBBS) de VARIAN

Varian propose Acuros (GBBS) qui se fonde sur la résolution de l'équation linéaire de Boltzmann qui décrit le comportement macroscopique des particules de rayonnements le long de leur trajet et leurs interactions avec la matière. La précision est comparable au résultat des simulations Monte Carlo [Zouari, 2013]. L'utilisation de cet algorithme nécessite de connaître les sections efficaces de chaque voxel de l'image.

Un algorithme de type déterministe dit "aux moments" est en cours d'application à la curiethérapie par l'équipe française du CELIA [Nicolai, 2016]. Cet algorithme rapide et précis prend en compte simultanément toutes les particules (photons, positons, électrons primaires, diffusés ou secondaires) ainsi que les hétérogénéités de densité du patient. Les comparaisons avec le code de Monte Carlo PENELOPE montrent la pertinence du calcul, sa rapidité (facteur de 10 à 100, en fonction des conditions de calcul, en faveur de l'algorithme déterministe) et l'absence de bruits dans les résultats. A ce jour, cet algorithme n'est pas encore implanté commercialement.

4.3 Outils d'optimisation

Dans cette partie, seront cités exhaustivement les outils d'optimisation disponibles dans les TPS les plus courants (Oncontra (Elekta), SagiPlan (Bebig-Eckert und Ziegler) et BrachyVision (Varian)).

4.3.1 Démarche

Avec l'arrivée de l'imagerie 3D, les outils dosimétriques se sont développés jusqu'à des optimisations inverses automatiques qui utilisent des contraintes de dose aux volumes cibles et aux OARs afin de déterminer les positions et temps d'arrêt de la source dans les vecteurs.

Avant d'utiliser les options proposées par les TPS, il est intéressant de planifier des plans de traitement de façon conventionnelle c'est-à-dire en utilisant dans un premier temps, des temps d'arrêt constants pour toutes les positions activées. La distribution de dose peut être calculée en utilisant comme point de départ une distribution de dose sur des points tels que les points A (Système de Manchester) pour la curiethérapie gynécologique ou en utilisant les règles du système de Paris avec la détermination de points de dose de base (Système de Paris) pour les traitements interstitiels. Un facteur de normalisation, peut ensuite être appliqué suivant les cas afin d'ajuster la dose reçue par les points ou le volume cible. Si la distribution de dose n'est pas satisfaisante, elle peut être optimisée en modulant les temps d'arrêt grâce aux outils qui sont présentés ci-dessous. Il faudra, toutefois, être vigilant sur les variations du temps d'irradiation entre 2 positions d'arrêt successives ainsi que sur la taille des manchons de surdosage (correspondant à 2 fois la dose de prescription).

4.3.2 Optimisation du placement des cathéters

En premier lieu, il est possible, notamment pour les implants permanents d'utiliser une méthode d'optimisation géométrique pour déterminer le nombre et l'emplacement idéal des cathéters en fonction du volume cible et des organes à risques. La distribution des cathéters résultante est relativement uniforme géométriquement.

4.3.3 Optimisation graphique de la distribution de dose

L'optimisation graphique est un complément à la prescription sur des points. Elle permet de modifier le temps d'arrêt des positions en ajustant les isodoses manuellement, dans le but d'améliorer la couverture du volume cible ou de diminuer la dose reçue par les organes à risque. L'optimisation peut être globale, c'est-à-dire, qu'elle portera sur tous les temps d'arrêt de l'application ou bien locale, dans ce cas-là, seuls les temps d'arrêt des positions se trouvant à proximité de la zone de déplacement de l'isodose seront impactés.

4.3.4 Optimisation géométrique de la distribution de dose

L'optimisation géométrique permet la modification automatique des temps d'arrêt afin d'avoir une dose homogène, à distance, le long d'un cathéter ou sur un volume s'il y a plusieurs cathéters. Par conséquent, les positions actives extrêmes auront un temps d'arrêt plus important que les positions centrales.

4.3.5 Optimisation inverse de la distribution de dose

Les optimisations inverses permettent d'arriver à un plan dosimétrique optimal. L'utilisateur définit la dose maximale et minimale aux volumes cibles et les doses maximales autorisées aux organes à risque. Il existe deux algorithmes d'optimisation inverse.

4.3.5.1 IPSA (Inverse Planning Simulated Annealing)

IPSA est une méthode de calcul stochastique qui optimise les temps d'arrêt de la source en utilisant un algorithme de planification inverse par recuit simulé. L'outil détermine les positions actives contenues à l'intérieur d'un volume égal au CTV avec une marge déterminée par l'utilisateur.

4.3.5.2 HIPO (Hybrid Inverse Planning Optimization)

HIPO est une méthode de calcul déterministe. Les positions actives doivent être sélectionnées afin de lancer une optimisation. A cela s'ajoute un outil permettant de verrouiller certains cathéters de façon à ce que les temps d'arrêt à l'intérieur des cathéters verrouillés ne changent pas pendant l'optimisation, ce qui permet un ajustement local de la répartition de la dose.

Une autre option est disponible permettant la restriction de la modulation des temps d'arrêt d'une position à l'autre : le DTGR (Dwell Time Gradient Restriction).

L'optimisation inverse permet l'utilisation de « presets » afin d'harmoniser les dosimétries ce qui représente un gain de temps après un apprentissage. Elle est particulièrement intéressante pour les applications qui contiennent de nombreux vecteurs et pour lesquelles l'homogénéité de la distribution de dose n'est pas un critère primordial, notamment pour les prostates.

Une comparaison de ces deux algorithmes est disponible dans [Panettieri, 2014].

4.3.5.3 Méthodes de la variance et de min/max

Ces deux méthodes sont disponibles dans le logiciel Sagiplan 2.0 (Bebig-Eckert und Ziegler). Les objectifs de dose par structure sont définis par l'utilisateur. Comme pour les algorithmes précédents, le but est la minimisation d'une fonction erreur.

Cette fonction erreur peut être calculée soit à l'aide de la variance (différence moindre carrée entre la dose attendue et la dose calculée) tout en maintenant une contrainte d'homogénéité de la distribution de dose, soit à l'aide de la fonction min/max (la contribution à la fonction erreur augmente avec l'écart aux objectifs).

4.4 Tests d'assurance qualité

Comme pour les tests concernant les projecteurs, les contrôles périodiques sont indispensables au maintien de la sécurité et de la fiabilité du système. Les résultats des contrôles doivent être tracés ainsi que les actions prises pour lever les non conformités.

Remarque : l'exhaustivité des contrôles doit être réalisée à la réception du matériel (contrôle initial) mais aussi lors de la réinstallation du logiciel, même si la version n'a pas été modifiée.

4.4.1 Tests relatifs au dossier patient, aux images et aux structures

Que la même plate-forme soit utilisée pour la radiothérapie externe et la curiethérapie, ou qu'il s'agisse d'un logiciel dédié pour la curiethérapie, une analyse de risque préalable doit être mise en place pour déterminer les risques potentiels d'erreurs et leur association à un barème. Le contrôle qualité du TPS est établi selon les recommandations du rapport SFPM n°27 [SFPM 27, 2010], notamment les tests présentés dans l'Annexe 3 concernant les tests relatifs au dossier patient, aux images et aux structures (A3.1). Il est à noter que les distances et les volumes reconstruits sont un point important à contrôler.

Lorsque des images fusionnées ou des contours sont transférés depuis un système externe vers le TPS, les contrôles concernant l'exactitude des données transférées (Annexe 1 point 7) sont applicables. Les acquisitions des applicateurs sur différentes modalités peuvent permettre de contrôler les fusions d'image.

Seuls les tests correspondant aux applications de curiethérapie utilisées dans le service sont à mettre en place.

Les tolérances, fréquences des tests du rapport SFPM sont applicables en l'état : à l'installation, au changement de version, à la mise en route d'une nouvelle technique et annuellement.

4.4.2 Vérification de la reconstruction du matériel vecteur (applicateurs et/ou tubes vecteurs) et des implants complexes

Prérequis : avoir contrôlé l'outil de mesure du TPS, avoir contrôlé les marqueurs radio-opaques adaptés à la modalité d'imagerie (paragraphe 3.1.2 pour le scanner et 3.2.2 pour l'IRM).

4.4.2.1 Reconstruction à partir de marqueurs

- Réaliser une acquisition scannographique millimétrique du vecteur contenant le marqueur pour éviter les effets de volume partiel. Sur le TPS, reconstruire le matériel vecteur et activer des positions d'arrêt dans celui-ci. Vérifier la superposition des positions activées avec l'image des marqueurs.
- Vérifier que la distance affichée par le TPS entre 2 positions actives soit conforme à la distance physique.

Remarque : Ce plan de traitement peut être utilisé pour irradier le film du paragraphe 3.1.2.

Remarque : Il peut être recommandé par le constructeur l'utilisation de la bibliothèque d'applicateurs pour prendre en compte le trajet réel de la source, notamment pour les applicateurs circulaires.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée : Avant la mise en service de nouveaux matériels vecteurs, au changement de version du TPS, changement de scanner.

4.4.2.2 Reconstruction en utilisant la bibliothèque d'applicateur et/ou du matériel vecteur sans marqueur

- Dans un premier temps, fixer le vecteur sur un film. Tracer le contour externe du vecteur sur le film. Connecter le vecteur au projecteur de source, programmer des positions d'arrêt tous les centimètres. Irradier le film avec la source de curiethérapie.
- Analyser le film, mesurer la distance entre le contour externe de l'applicateur et le centre de la première position active. Vérifier la correspondance entre la distance inter-position programmée et les positions réelles des sources
- Réaliser une acquisition scannographique du matériel vecteur. Sur le TPS, reconstruire le matériel vecteur avec ou sans la bibliothèque d'applicateurs, activer des positions d'arrêt dans celui-ci. Mesurer avec l'outil de mesure la distance entre le contour externe du vecteur et le centre de la première position active ainsi que les distances entre les positions activées. Comparer les résultats obtenus avec les positions réelles de la source dans le matériel vecteur.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée: Avant la mise en service de nouveaux matériels vecteurs, au changement de version du TPS.

4.4.2.3 Exemple de reconstruction d'un applicateur à anneau ou « ring »

Compte tenu de la forme circulaire des applicateurs à anneau, le câble porte-source serpente dans la lumière de l'applicateur, au fur et à mesure de sa progression dans l'anneau. Le trajet réel de la source dans l'applicateur ne correspond donc pas forcément au trajet reconstruit à partir des marqueurs. Sans caractérisation préalable de l'applicateur et du trajet de la source dans celui-ci ces différences de positionnement du câble porte-source dans l'anneau par rapport aux positions proposées par les marqueurs peuvent conduire à des écarts de dose délivrée par rapport à la dose planifiée

Comme les positions réelles d'arrêt de la source varient d'un anneau à un autre du même type, il est recommandé de caractériser tous les applicateurs à anneau afin de déterminer le décalage moyen à appliquer à chaque position d'arrêt en vue d'administrer correctement la dose.

L'utilisation de la bibliothèque est plus adaptée à la prise en compte des effets de rebond possible et donc du trajet réel de la source.

Description de la méthode : L'applicateur doit être maintenu en place de telle sorte que la partie correspondant à l'anneau soit scotchée en contact avec le film ou le détecteur numérique planaire, côté anneau vers le bas. Dans le cas d'anneaux en plastique, il est nécessaire d'insérer un fil marqueur radio-opaque pour indiquer la position correspondant à l'extrémité de la lumière interne.

Une radiographie de contact de l'anneau est réalisée avec plusieurs expositions. Les paramètres d'exposition sont optimisés afin de voir correctement l'étendue de la lumière interne ou le fil marqueur radio opaque dans le cas d'un applicateur en plastique.

Sans bouger le dispositif, irradier le film sur une longueur active de 8 cm (9 positions de sources) avec un pas de 1 cm. Le temps d'arrêt est défini en fonction du type de film et du type de sources utilisées (HDR, PDR).

Le film obtenu pour un anneau en plastique permet de voir à la fois l'étendue de la lumière interne et les positions d'arrêt tandis que pour un applicateur en titane, on peut voir également le contour externe de l'anneau.

Le film est numérisé puis analysé.

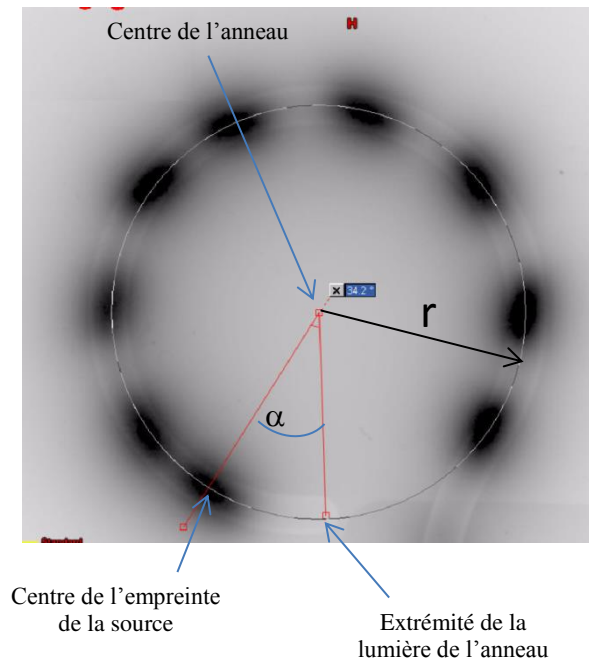


Figure 15 : Exemple de radiographie d'un applicateur anneau en titane (fournisseur Varian)

La recherche du décalage moyen se fait en comparant les positions de source planifiées et aux positions réelles de la source dans l'anneau obtenues sur le film. Pour définir ce décalage moyen, il est nécessaire de mesurer l'angle formé entre l'extrémité de la lumière de l'applicateur jusqu'au centre de chaque empreinte des positions de source.

Décalage (i) = Position d'arrêt planifiée (i) – Position d'arrêt délivrée (i)

La position d'arrêt délivrée pour chaque position (i) est calculée par la formule ci-dessous :

Positions d'arrêt délivrées (i) = Position distale d'éjection en cm – Longueur du trajet (i)

Longueur du trajet : distance parcourue par le câble porte-source pour une position d'arrêt donné

Cette longueur de trajet est définie par la formule ci-dessous :

$$\text{Longueur du trajet (i)} = \left(\frac{\pi * r * \alpha_i}{180} \right) - \text{SCDT}$$

r : rayon de l'anneau en cm

α_i : angle sous-tendu depuis l'extrémité de la lumière de l'applicateur jusqu'au centre de l'empreinte de la source d'irradiation (i) mesuré sur le film

SCDT : distance centre de la source - extrémité du câble (fonction du projecteur)

Le décalage moyen est déterminé pour les zones de l'anneau utilisées pour le traitement.

Pour assurer la reproductibilité de la mesure du décalage moyen, les films doivent être réalisés plusieurs fois.

Après détermination du décalage moyen, il est recommandé de vérifier qu'après avoir inclus la correction du décalage dans le plan de traitement, l'irradiation se fait aux positions d'arrêt initialement planifiées.

La correction du décalage moyen doit être effectuée dans le logiciel de planification des traitements pour le calcul des distributions de dose et avant l'export vers le projecteur de source.

En dépit de la caractérisation faite avant la mise en service des applicateurs, le comportement de chaque anneau individuel peut évoluer dans le temps. Il est recommandé de refaire cette vérification une fois par trimestre, après le remplacement de la source du projecteur de source.

4.4.2.4 Reconstruction géométrique d'un implant complexe

La reconstruction des applications doit être vérifiée sur le système de planification de traitement.

Afin de réaliser ce contrôle il existe des objets test disponibles dans le commerce (3D Matrix Phantom (Baltas Phantom)). Toutefois, il est possible d'utiliser un fantôme fabriqué par l'utilisateur.

Il doit s'apparenter à une application comportant plusieurs vecteurs situés dans des plans différents.

Ce fantôme doit comporter plusieurs repères avec des positions connues qui devront être comparées à celles obtenues sur le TPS.

Ce test est inclus dans les contrôles proposés par Equal Estro (cf. 4.5).

Cette opération doit être faite pour toutes les modalités d'imagerie employées par le service pour la reconstruction des vecteurs. A ce jour, certaines solutions commerciales ne le proposent pas pour l'IRM.

L'acquisition d'imagerie initiale devra être conservée pour d'une part en assurer la traçabilité et d'autre part permettre sa réutilisation pour les tests de constance (changement de version du TPS notamment).

Fréquence recommandée : Avant la mise en service de nouveaux matériels vecteurs, au changement de version du TPS.

Tolérance : 1 mm.

4.4.3. Tests de contrôle qualité concernant les TPS utilisant le formalisme TG43

4.4.3.1 Tests communs

- Vérification des unités utilisées

Les unités attendues et utilisées pour la spécification de l'activité des sources (notamment pour le débit de kerma de référence dans l'air) doivent être identiques.

Vérification des unités de distance (cm ou mm), de dose (Gy, cGy) utilisées et de leur cohérence.

Tolérance : Aucune.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuellement.

- Vérification de la validité et de l'intégrité des données de spécification de la source

Le modèle de source définie dans le paramétrage et sélectionnée doit correspondre au modèle de source utilisée pour le traitement.

Pour chaque source, une table de débits de dose (calculés dans l'eau) est stockée. Des écarts apparaissent surtout au bout des sources. Les calculs uniquement dans un axe perpendiculaire peuvent masquer les écarts observés au bout des sources.

Une table de débits de dose obtenue par simulation Monte-Carlo constitue l'ensemble des données de base pour la dosimétrie clinique en curiethérapie et peut être utilisée comme entrée pour le TPS (disponible sur <http://www.uv.es/braphyqs>). Cette table peut aussi être utilisée comme données de référence pour vérifier les calculs du TPS.

Il est possible de vérifier les données tabulées par une méthode d'échantillonnage.

Tolérance : Vérification des données de spécification de la source rentrées = données constructeurs.

Des données publiées sont aussi à la disposition de la communauté mais doivent répondre aux critères définies dans [Perez-Calatayud, 2012], y compris les recommandations méthodologiques et de bonnes pratiques pour les simulations Monte-Carlo, avant d'être utilisées directement.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuellement.

- Vérification de l'activité et de la date de calibration saisie

S'assurer par un deuxième opérateur que l'activité et la date de calibration saisie correspondent bien à celles du certificat d'étalonnage pour chaque source.

Tolérance : Aucune.

Fréquence recommandée : Changement de version, changement de source, annuellement.

- Vérification de la prise en compte de la décroissance de la source entre la date de référence et la date d'implantation

Afin de s'assurer de la prise en compte effective de la période de la source utilisée, il est conseillé, une fois la date et l'activité de référence vérifiées, de réaliser un calcul de dose en un point à la date du jour puis de réaliser le même calcul pour une date ultérieure, correspondant à une période. Il est possible d'utiliser le test « géométrie 1 » du rapport [SFPM 11, 1995] qui est rappelé dans le paragraphe 4.4.3.2 suivant.

Le débit de dose pour le deuxième calcul doit être divisé par deux ou le temps de traitement multiplié par deux.

Tolérance : Aucune.

Fréquence recommandée : Pour tous les radioéléments utilisés, au changement de version et annuellement.

- Vérification de la prise en compte de la décroissance de la source pendant une application

Il est conseillé de vérifier que le logiciel utilisé applique une correction de décroissance de la source pendant le traitement. Cette vérification ne s'applique pas au traitement HDR (temps court par rapport à la période du radioélément utilisé), ni aux radioéléments à période longue (^{60}Co par exemple).

Il est conseillé d'utiliser le test « géométrie 1 » du paragraphe 4.4.3.2 et de calculer le temps de traitement pour une activité A puis pour une activité égale à 10A.

Si le rapport des deux durées de traitement est égal à 10, la décroissance pendant l'application n'est pas prise en compte par le logiciel.

Tolérance : Non applicable, il s'agit d'une connaissance d'une caractéristique de fonctionnement.

Fréquence recommandée : Pour tous les radioéléments utilisés, au changement de version et annuellement.

4.4.3.2 Tests spécifiques aux projecteurs de sources HDR et/ou PDR

- Contrôle de la distribution de dose calculée par rapport au calcul manuel

Afin de contrôler le calcul des distributions de dose du TPS, il est conseillé de réaliser un calcul de dose manuellement en utilisant le protocole TG43 et les tables obtenues par calculs Monte-Carlo, relatives à la source utilisée.

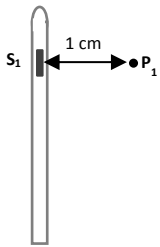
Le calcul de dose est à faire pour 3 géométries différentes décrites, ci-dessous.

Géométrie n°1

Calcul de la dose en un point (P_1) situé dans un plan médian perpendiculaire à la direction de déplacement de la source.

Nombre de positions actives : 1 (S_1).

Temps d'arrêt : 300 s.



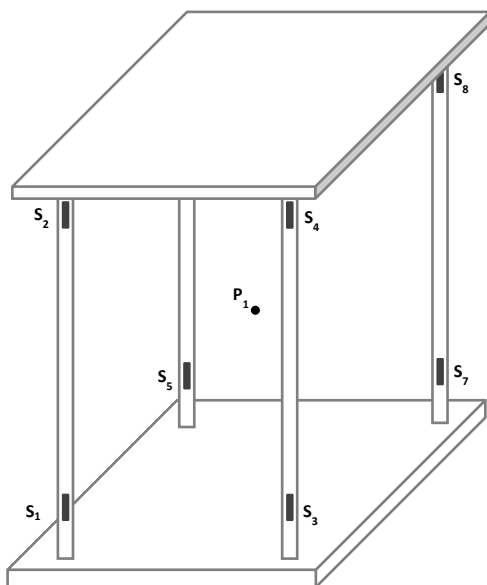
Tolérance : 2%.

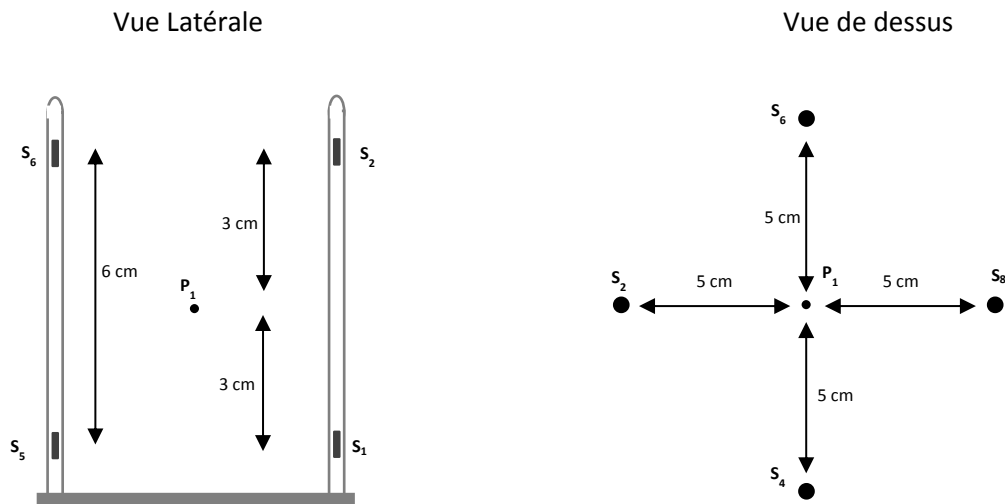
Géométrie n°2

Calcul de la dose en un point situé au centre d'un dispositif du « type fantôme de mesure dans l'eau ».

Le but de ce test est de contrôler l'addition des contributions de 8 positions de source (S_1 à S_8) en un même point (P_1).

Temps d'arrêt : 300 s dans chacune des positions.





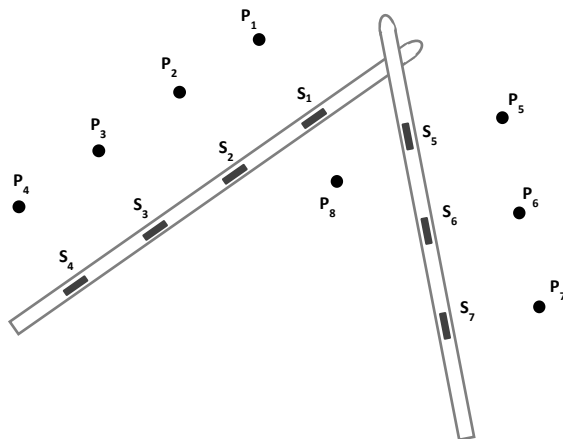
Tolérance : 2%.

Géométrie n°3

Ce test permet de vérifier la constance des résultats au cours du temps et lors des mises à jour du TPS. Il vérifie aussi reconstruction des vecteurs par le TPS.

Afin de définir les valeurs initiales de ce test, il faut créer un fantôme avec 2 vecteurs rectilignes coplanaires et convergents. Réaliser une imagerie de ce fantôme avec le système habituel (IRM ou scanner). Reconstruire la géométrie sur le TPS. Activer 4 positions espacées de 1 cm sur le vecteur n°1 et 3 positions espacées de 1 cm sur le vecteur n°2. Placer des points de calculs à 1 cm de chaque position de source (perpendiculairement à l'axe de l'applicateur P₁ à P₇) ainsi qu'un point P₈ situé entre les 2 vecteurs. Utiliser des temps d'arrêt supérieurs à 300 s pour chacune des positions.

Pour le contrôle initial, calculer les doses reçues par les points P₁ à P₈ et les comparer à celles déterminées par le TPS.



Tolérance : 5%.

Fréquence : Initial, changement de version, constance annuelle, changement de modèle de source.

- Corrélation entre les représentations graphiques des isodoses relatives et absolues

Pour chaque géométrie, l’affichage en valeur absolue de la distribution de dose permet de s’assurer de la corrélation entre la distribution de dose relative et la dose absolue attendue.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle, changement de modèle de source.

- Stabilité du calcul de la distribution de dose

Les plans correspondants aux tests géométrie 1, 2 et 3 sont conservés pour s’assurer de la stabilité du fonctionnement du logiciel. Si techniquement possible, des mesures pourront être réalisées afin de valider ces calculs simples.

Initialement, une bibliothèque de dossiers cliniques de référence couvrant les applications cliniques réalisées est archivée et/ou transférée vers un système externe afin de pouvoir être recalculée et comparée en cas de changement de version, ou de réinstallation.

Précision du calcul de dose attendue : 2%.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

- Vérification des histogrammes dose-volume

Si le logiciel de planification est aussi utilisé pour la planification en radiothérapie externe, il est recommandé d’appliquer le test correspondant du rapport SFPM n°27 [SFPM 27, 2010].

En effet, dans le cadre d'un logiciel dédié curiethérapie, cette vérification est complexe. Il peut être possible d'utiliser un logiciel externe qui permet le calcul des histogrammes dose-volumes à partir du fichier RT-DOSE. Pour les équipes possédant deux logiciels de planification différents, il est aussi possible de comparer les résultats entre les deux logiciels.

Fréquence recommandée : changement de version, annuelle.

- Prise en compte des protections plombées

Compte tenu de l'absence de prise en compte de ce paramètre par le TG43, du fait que les scanners peuvent être réalisés sans mise en place des gouttières plombées (ORL par exemple) au vu des artefacts qui seraient générés, il ne peut s'agir que d'une considération clinique.

- Vérification si le changement de choix de projecteur est appliqué.

Si le service dispose de plusieurs projecteurs de source, il est nécessaire de vérifier que toute modification de sélection de projecteur est correctement appliquée et que la distribution de dose est mise à jour.

Pour cela utiliser un plan de traitement calculé pour la source contenue dans le projecteur n°1 et le recalculer en utilisant les autres projecteurs. Vérifier la correspondance des HDV ou des doses sur des points ainsi que l'ajustement des temps d'irradiation. Vérifier que les identifications du projecteur et de la source utilisées sont bien modifiées de manière non ambiguë dans les paramètres du plan imprimés et transférés.

Ce test doit être fait pour tous les projecteurs utilisés dans le service.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

- Vérification par un double calcul

Il est à noter qu'il existe des logiciels de second calcul qui supportent la modalité curiethérapie et permettent ainsi un calcul externe du temps d'irradiation. Si de tels logiciels sont utilisés, les paramètres de définition des sources utilisées et les tests « contrôle de la distribution de dose calculée par rapport au calcul manuel » doivent leur être appliqués.

Ces logiciels proposent un second temps irradiation et diffèrent donc des logiciels permettant d'analyser des matrices de dose de curiethérapie, notamment en recalculant les histogrammes dose-volume.

Si un logiciel de double calcul est disponible pour la curiethérapie, il est considéré comme une bonne pratique de l'utiliser pour tous les types de dossiers pour lesquels il est validé. Les tolérances sont à définir en lien avec les pratiques locales mais il semble adapté de définir plusieurs paliers : par exemple, si l'écart en temps est supérieur à 5% et inférieur à 10%, une investigation pour déterminer l'origine de l'écart est menée ; si l'écart est supérieur à 10%, la planification sera rejetée.

4.4.3.3 Tests spécifiques aux implants permanents prostatiques ¹²⁵I

Les systèmes de planification de traitement pour les implants permanents utilisent le formalisme proposé par le TG43. Toutefois, l'utilisateur a la possibilité de choisir le type de correction d'anisotropie afin de réduire le temps de calcul ; pas de correction, source ponctuelle, facteurs d'anisotropie ou bien une fonction d'anisotropie. Le physicien devra évaluer l'impact sur le calcul de dose en fonction du type de correction appliqué.

Les logiciels dédiés aux implants permanents disposent de plusieurs modules permettant de calculer la dose en fonction de la situation ; planification pré-implant (US), per-opérateur (US) ou post-opérateur (CT). Les tests décrits par la suite devront être effectués pour tous les modules utilisés par l'utilisateur.

Les données fournies par l'Université de Valence pourront être utilisées afin de calculer les doses attendues. <https://www.uv.es/braphyqs/>.

- Vérification du calcul de dose pour une source

Placer une source, puis vérifier la dose en différents points situés à moins de 5 cm de la source.

Z = 0 cm	Z = 1 cm	Z = -1 cm	Z = 0.5 cm
R = 0.5 cm	R = 1 cm	R = 2 cm	R = 0.5 cm
R = 1 cm	R = 3 cm	R = 4 cm	R = 1 cm
R = 2 cm			R = 3 cm
R = 4 cm			

Tableau 5 : Exemples de coordonnées de point de dose, le centre de la source se trouve en r=0 ; z=0

Tolérance : 3%.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

- Vérification de la prise en compte de l'activité de la source.

Diviser l'activité de la source par 10 et vérifier que les doses calculées pour le test « Vérification du calcul de dose pour une source » soient bien divisées par 10.

Tolérance : 1%.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

- Vérification de la sommation de dose pour 2 sources

Rajouter une source au test « Vérification du calcul de dose pour une source » et vérifier que les doses aux différents points soient correctes ;

Tolérance : 3%.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

- Vérification de la représentation graphique des isodoses

Afficher les isodoses correspondantes aux valeurs des doses relevées sur les points et vérifier qu'elles passent bien par les points.

Tolérance : 1 mm.

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

- Vérification des histogrammes dose-volume

Créer une structure suffisamment grande, centrée sur la coordonnées $r=0$; $z=0$ (sphère de rayon 5 cm ou parallélépipède rectangle de la dimension maximale autorisée par le logiciel). Placer une source au centre de la structure. Supprimer la correction d'anisotropie. Relever la dose à 0.5, 1, 2 et 3 cm de la source.

Vérifier sur l'histogramme dose volume de la structure que les volumes recevant les doses délivrées à $r=0.5$, 1, 2 et 3 cm sont égaux aux volumes d'une sphère de rayon r ($4/3\pi r^3$).

Tolérance : 5% ou 0.5cc (le plus grand des deux).

Fréquence recommandée : Changement de version, annuelle.

4.4.4 Contrôle qualité des algorithmes de dernière génération (hors TG43)

A ce jour, le document de référence dans ce domaine est le TG-186 [Beaulieu, 2012]. Lors de la mise en service, l'idéal serait une comparaison au « gold standard » Monte-Carlo, mais cela est en pratique difficile. La première étape recommandée est dans les conditions de diffusion complète et dans un milieu homogène de densité 1, de comparer les résultats à ceux du TG43 (cf. paragraphe 4.4.3.2). La deuxième étape concerne les situations cliniques, il est alors recommandé de comparer ses résultats à la littérature. De manière annuelle, la stabilité du logiciel doit être vérifiée en recalculant les tests géométriques simples présentés au-dessus et les dossiers cliniques représentatifs.

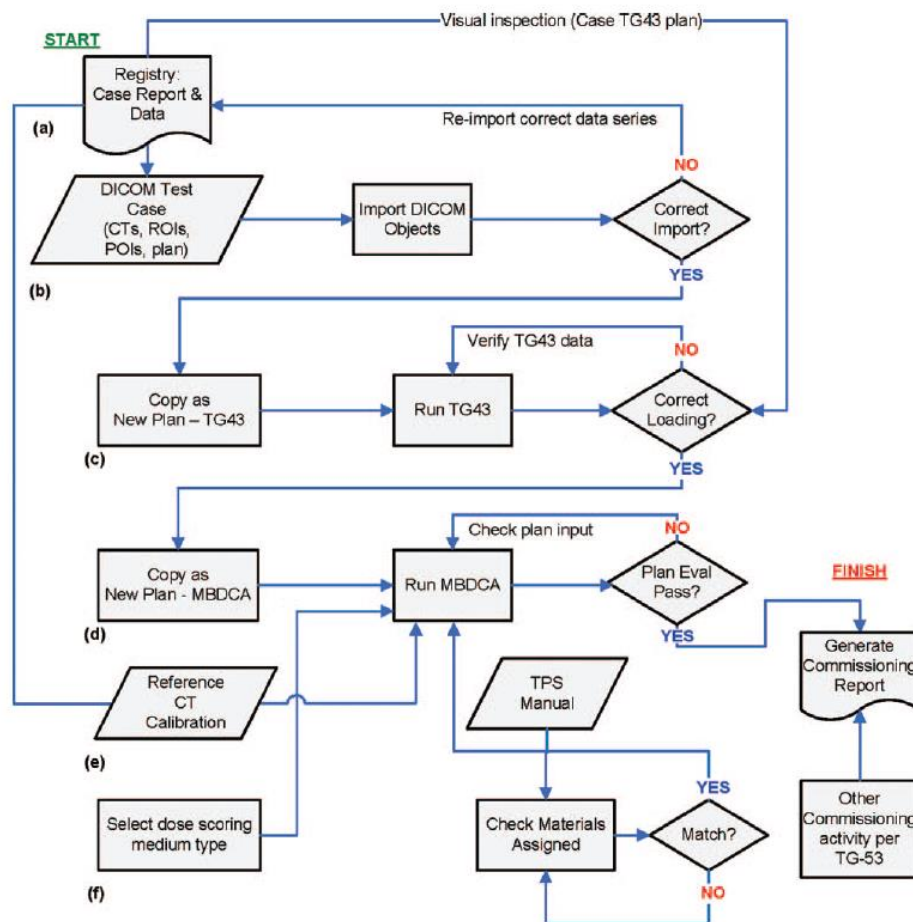


FIG. 4. MBDCa commissioning workflow for heterogeneous dose distributions calculated by a MBDCa-based TPS. Major process flow components (a)–(f) are discussed in the text.

Figure 16 : D'après [Beaulieu, 2012], flux d'information pour la mise en service d'un algorithme de dernière génération, hors TG43

Ces algorithmes de dernière génération (hors TG43) présentent l'avantage d'une meilleure précision de calcul de dose mais cela a un impact certain sur la dose de prescription, les doses de tolérance aux organes à risque et cela doit faire l'objet d'une évaluation avant la mise en service. Une évaluation prospective des résultats est indispensable.

4.5 Contrôle qualité externe

Le but du contrôle qualité externe est de réaliser un audit externe de la dose délivrée au patient par curiethérapie. En irradiant des objets tests selon les procédures cliniques, il est ainsi possible de contrôler l'ensemble de la chaîne de traitement patient, la chaîne de calibration de la source, la technique de reconstruction du matériel vecteur, l'algorithme de calcul de la dose et l'administration de la dose à l'aide du projecteur de source.

Ces audits indépendants assurés par des organismes nationaux ou internationaux sont basés sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation étalonnée (aux Etats Unis et au Canada), des détecteurs thermoluminescents (en Europe) ou des films gafchromic.

4.5.1 Vérification des différentes techniques de reconstruction géométrique

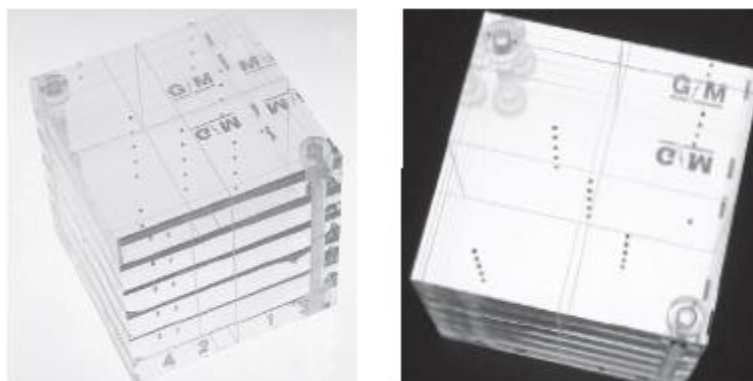


Figure 17 : Fantôme BALTAS

Ce contrôle est réalisé à l'aide d'un fantôme solide dédié « BALTAS ». Il consiste à réaliser des images du fantôme avec les techniques de reconstruction des applications utilisées dans les conditions cliniques (clichés orthogonaux, semi orthogonaux, scanner, à l'exception de l'IRM à ce jour).

Ce fantôme est un cube de PMMA (Poly Méthyle MéthAcrylate) composé de six plaques de 20 mm. A chaque interface, 5 billes (sphères de 2 mm) sont insérées selon une géométrie bien déterminée (précision de construction du fantôme +/- 5/100 mm).

Une fois le fantôme imagé, les images sont transférées vers le logiciel de planimétrie (TPS). A l'aide du logiciel, les coordonnées (X, Y et Z) des 25 billes du fantôme sont déterminées. Le système de coordonnées n'a pas d'importance car seules les positions relatives des billes sont considérées. Les distances inter-billes sont calculées et comparées aux distances réelles connues. La déviation moyenne, la déviation standard et la déviation maximale sont ainsi déterminées.

L'analyse de ces paramètres permet de classer le contrôle en 4 catégories :

- Optimal si la déviation moyenne est inférieure à 0.5 mm,
- Dans la tolérance si la déviation moyenne est comprise entre 0,5 mm et 1 mm,
- Hors tolérance si la déviation moyenne est supérieure à 1 mm,
- Critique si la déviation moyenne est supérieure à 2 mm.

4.5.2 Contrôle dosimétrique

Afin d'éliminer les erreurs liées à la géométrie, il est recommandé de réaliser au préalable le contrôle de reconstruction décrit ci-dessus.



Figure 18 : Dispositif proposé par le laboratoire Equal Estro pour le contrôle de la dose

Le contrôle est réalisé dans un fantôme d'eau dans lequel sont irradiées des capsules de polyéthylène contenant de la poudre thermoluminescente (LiF) type DTL937, (Philitech, France) à l'aide d'un support dédié type « BRAPHYQS » en PMMA. Ce support est constitué de trois tubes dans lesquels peuvent être insérés des tubes vecteurs. Ces tubes forment un triangle équilatéral autour d'un point central destiné à recevoir le TLD. Le gradient à l'intérieur du détecteur dépend de la distance à la source et de la taille de ce dernier. De même, l'incertitude liée au positionnement du détecteur augmente quand on diminue la distance à la source. Pour ces raisons, une distance de 5 cm entre le TLD et les sources a été choisie. Ainsi le gradient à l'intérieur de la capsule est inférieur à 1% (limitant ainsi l'erreur de positionnement). Dans chaque cathéter, 2 positions d'arrêt seront simulées à 3 cm de part et d'autre du plan central de référence du TLD afin d'obtenir une dose homogène au niveau du point de mesure du TLD. Le temps d'arrêt par position sera déterminé afin de délivrer, suivant la méthode utilisée en routine clinique, une dose de 1 Gy au TLD. La dose mesurée à l'aide des TLD sera comparée à la dose calculée. La déviation moyenne entre ces deux grandeurs sera évaluée.

La dose dans l'eau délivrée par une source d'Iridium 192 ou une source de Cobalt 60 est obtenue à partir d'une calibration des TLD sous un faisceau de Cobalt en appliquant différents coefficients de correction afin de tenir compte de :

- la réponse non linéaire des TLD en fonction de la dose
- la réponse en fonction de l'énergie du rayonnement utilisé
- l'influence du support en PMMA
- la perte d'information au cours du temps (fading).

Ainsi, l'incertitude élargie de la dose absorbée dans l'eau a pu être estimée à +/- 6,1% pour des TLD irradiés avec une source d'¹⁹²Ir.

Différents niveaux de tolérance ont alors été définis sur la déviation $D_{\text{TLD}}/D_{\text{calculée}}$:

- Optimal quand la déviation est inférieure ou égale à 7%,
- Dans la tolérance quand la déviation est comprise entre 7% et 10%,
- Hors tolérance entre 10% et 15%,
- Alerte au-delà de 15%.

Fréquence recommandée : Afin de garantir la sécurité des traitements, il est recommandé d'effectuer ces 2 contrôles au démarrage de l'installation ainsi qu'à toute modification majeure de la chaîne de traitement (ex : nouveau scanner, nouveau projecteur, nouveau logiciel de planimétrie) ou a minima sur une base triennale.

Pour les changements de version de TPS, un test de constance sera effectué en recalculant la dose et les temps d'arrêt du plan de traitement clinique ayant servi au contrôle dosimétrique initial.

4.6 Dosimétrie in vivo

Du fait notamment de l'intégration de l'imagerie 3D, les traitements de curiethérapie sont généralement optimisés de façon à conformer la dose au volume cible. Le traitement doit donc être réalisé avec fiabilité et précision.

Deux types d'erreurs sur la délivrance du traitement peuvent intervenir [CIPR, 2004] : soit des erreurs humaines (erreur sur la valeur du débit de kerma de référence saisie, mauvaise connexion entre tubes de transfert et matériel vecteur ou erreur de reconstruction du matériel vecteur dans le TPS...), soit des dysfonctionnements

de l'équipement. Si ces erreurs ont des conséquences très importantes sur le traitement du patient, elles sont malheureusement très mal connues car peu détectées.

La dosimétrie in vivo permet à la fois de s'assurer de la qualité du traitement délivré et de la détection des erreurs de délivrance de dose [Tanderup, 2013].

Une mesure précise de la dose est nécessaire mais très difficile à mettre en œuvre du fait des forts gradients de dose. Le positionnement du détecteur est de facto une question cruciale, qui peut induire des différences importantes entre dose mesurée et attendue : afin de pouvoir mettre en évidence des décalages sur le positionnement de la source de plus de 5 mm, le détecteur doit être placé avec une précision de 1,5 mm [Kertzscher, 2011].

Les détecteurs qui peuvent être utilisés pour réaliser les mesures in-vivo en curiethérapie sont ceux qui utilisent la thermoluminescence, les semi-conducteurs (Mosfet ou diode) ou la luminescence stimulée optiquement.

Pour obtenir des résultats cohérents, il faut placer les détecteurs dans une zone où le gradient de dose est le plus faible possible. Ce qui implique que les détecteurs ne doivent pas se trouver au contact des sources, il faut donc utiliser un vecteur supplémentaire pour y positionner les détecteurs.

Les mesures de dose en un point sont difficiles à exploiter du fait du fort gradient de dose, il est intéressant d'utiliser des trains de détecteurs et d'exploiter les résultats sous forme de profils de dose ce qui permet de réduire les incertitudes liées au positionnement des détecteurs en décalant les profils de 1 à 2 mm (contrôle de la dose délivrée à l'urètre pour les curiethérapie de prostate ou de la dose rectale pour les traitements du col de l'utérus).

La distance est un facteur prépondérant compte tenu des gradients de dose présents. Ainsi, si le détecteur est à distance de l'erreur, elle ne pourra être détectée par défaut de mesure. Un décalage de position de source de 1 mm entraîne un écart de dose de 20% à 1 cm mais de seulement 4% à 5 cm.

Pour les applications interstitielles superficielles (sarcomes, seins...), les mesures réalisées directement sur la peau sont difficilement comparables à celles calculées par le système de planification de traitement du fait des limitations du calcul de dose avec le TG43 (cf paragraphe 4.1.6).

La société Bebig-Eckert und Ziegler propose une solution intégrée à son projecteur de source. Il s'agit des détecteurs de type semi-conducteurs. Le système est composé de 2 sondes et d'un électromètre. La première sonde comporte un point de mesure et peut être insérée dans une sonde urinaire afin de contrôler la dose délivrée à la vessie. La seconde est faite avec 5 zones de détection espacées de 15 mm et sert à vérifier la dose rectale. Les mesures sont affichées en temps réel au pupitre de commande et sont comparées à celles calculées lors de la planification de traitement. Elles sont enregistrées dans le rapport de traitement. Il existe aussi un dispositif qui permet la calibration des détecteurs avec le projecteur de source.

D'autres détecteurs utilisables sont encore aujourd'hui en cours d'étude par les équipes qui les ont développés et ne sont pas encore dans une phase de diffusion [Kertzscher, 2014]. Un capteur miniaturisé ($< 0.1 \text{ mm}^3$) basé sur du Nitrure de Gallium (GaN) est en cours de développement et de test [Tournier, 2018].

L'inversion de branchement de deux tubes de transfert est une des erreurs principales déclarées, or cette problématique peut difficilement être détectée grâce à la dosimétrie in vivo, notamment si le détecteur est à distance. Une solution serait de réaliser une mesure in vivo cathéter par cathéter, ce qui est utopique en pratique clinique.

A ce jour, cette technique est encore peu diffusée du fait de ces limitations et la dosimétrie in vivo en curiethérapie ne peut pas être abordée selon le même angle de vue qu'en radiothérapie externe.

4.7 Spécification de la dose et du volume dans le cadre de la documentation en curiethérapie

4.7.1 Traitement délivré par projecteur de source (HDR ou PDR)

Les recommandations internationales existantes sont les rapports ICRU :

- ICRU 38 : Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Gynecology (1985),
- ICRU Report 58 : Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy (1997)
- ICRU Report 89, Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix (2016).

Le GEC-ESTRO a publié des recommandations concernant les informations à reporter, permettant de prendre en compte l'imagerie 3D. Les recommandations internationales décrivent les spécificités liées aux localisations.

Les informations suivantes sont recommandées par l'ICRU et l'ESTRO. Il est à noter qu'une partie des informations est souvent retrouvée dans les rapports informatiques fournis par le logiciel de planification des traitements.

La dose prescrite ou dose de référence est définie comme la dose, que le radiothérapeute et le physicien médical ont l'intention de délivrer, et qui est notée dans le dossier de traitement du patient.

Doivent être décrits dans le dossier du patient :

- Les volumes cibles et leurs dimensions en cm³ leur volume,
- Les sources,
- La technique et notamment le schéma d'implantation,
- La distribution de dose et la méthode d'optimisation utilisée si applicable,
- Le schéma temporel,
- Les indices dosimétriques.

Afin de quantifier l'apport des optimisations réalisées de manière objective, différents paramètres volumétriques déterminés à partir des histogrammes dose-volume peuvent être calculés [Meertens 1994]. Ces indices facilitent l'évaluation du plan. Généralement le PTV est égal au CTV en curiethérapie, dans ce cas, les formules du tableau 5 peuvent être modifiées en conséquence.

	Abbréviation usuelle	Définition	Formule	Valeur idéale	Explication	Référence
Indice de couverture	CI	quantification irradiation (volume cible)	$CI = \frac{V_{PTV,0.05}}{V_{PTV}}$	1	fraction du volume cible recevant une dose \geq à la dose prescrite	MEERTENS94
Indice de volume externe	EI	estimation irradiation (tissus sains)	$EI = \frac{V_{0.05} + V_{PTV,0.05}}{V_{PTV}}$	0	volume de tissus sains hors volume cible recevant une dose supérieure ou égale à la dose de référence normalisé par le volume cible	MEERTENS94
Facteur de conformation tissus sains	HTCI	estimation irradiation (tissus sains)	$HTCI = \frac{V_{PTV,0.05}}{V_{0.05}}$	1	rapport du volume cible compris dans l'isodose de référence sur le volume de l'isodose de référence	LOMAX03
Indice d'homogénéité	HI	estimation couverture et homogénéité (volume cible)	$HI = \frac{V_{PTV,0.05} + V_{PTV,0.95}}{V_{PTV}}$	1	fraction du PTV recevant une dose comprise entre 100 et 150% de la dose de référence	MEERTENS94
Rapport de non-uniformité de dose	DNR	uniformité de la distribution de dose (implant)	$DNR = \frac{V_{1.5D}}{V_{0.05}}$	minimale	volume recevant 1.5 fois la dose de prescription divisé par le volume recevant la dose de prescription	SAW91
Indice d'homogénéité de dose	DHI	homogénéité de la distribution de dose (implant)	$DHI = \frac{V_{0.05} + V_{1.5D}}{V_{0.05}}$	1	volume de tissu recevant une dose comprise entre 100 et 150% de la dose de prescription normalisé par le volume recevant 100% de la dose de référence	WU88
Index de volume d'hyperdosage	OI	volume hyperdosage (volume cible)	$OI = \frac{V_{PTV,2.0D}}{V_{PTV}}$	minimale	la fraction du PTV recevant une dose supérieure ou égale à deux fois la dose de référence	MEERTENS94
Nombre de conformation	CN	qualité de l'irradiation (couverture du volume cible et irradiation des tissus sains.)	$CN = \frac{V_{PTV,0.05} + V_{PTV,0.95}}{V_{PTV}}$	1	=CI*HTCI	VANTRIE97
Indice de conformité	COIN	irradiation du volume cible, des organes à risque et de celle des tissus sains	$COIN = CN \times C3$	1		BALTAS98
		irradiation des organes à risque	$C3 = \prod_{i=1}^n \left[1 - \frac{V_{O.R.0.05}}{V_{O.R.}} \right]$	1	VOR100%: volume de l'organe à risque; recevant 100% de la dose prescrite et VORi: volume de l'OR i (n: nombre d'organes à risque)	BALTAS98

Tableau 6 : Liste non exhaustive des indices dosimétriques pour l'évaluation des plans

A ce jour, la législation française exige comme informations minimales [arrêté du 22 septembre 2006 relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants] : la dose délivrée aux différents volumes cibles ainsi qu'aux organes critiques inclus dans le volume concerné par l'irradiation lors de la réalisation du traitement, le fractionnement, l'étalement, les modalités de délivrance de la dose (bas débit de dose, débit de dose pulsé, haut débit de dose, implants permanents).

Le plan de traitement doit être validé par un physicien médical et un radiothérapeute.

4.7.2 Traitement délivré par implant permanent

Lorsque l'œdème est stabilisé, la dosimétrie post-implant est réalisée à partir des images acquises au scanner. Le nombre et la position des sources sont alors considérés comme définitifs [Yu, 1999].

Afin de déterminer au mieux les positions des sources pour l'évaluation post implants, les coupes scanner doivent être jointives et de 2-3 mm d'épaisseur [Nath, 2009].

Les organes à risque et le volume cible peuvent être définis plus précisément et permettre ainsi de calculer des indices dosimétriques qui sont au moins à rapporter dans le cadre de la documentation de l'implant permanent :

- Le volume implanté,
- Le nombre de grains,
- Le nombre d'aiguilles utilisées,
- L'activité totale implantée,
- La dose prescrite,
- Pour les CTV/PTV : D90, V100, V150,
- Pour les organes à risque : les indices de dose ou de volumes pertinents (exemple pour le rectum : D2cc, D0.1cc).

4.7.3 Transfert des données

A ce jour, les fonctions enregistrement (record) et vérification (verify) ne sont pas couramment disponibles entre les TPS et les projecteurs de sources.

Les liens entre les projecteurs de sources et les systèmes Record and Verify (Aria ou Mosaïq) permettent l'utilisation de worklist pour diminuer les risques liés à l'identitovigilance. Les données à la fin de la séance sont enregistrées pour permettre un cumul et un suivi de la dose ainsi que la facturation.

L'utilisation du lien avec un système Record and Verify permet un fonctionnement sans papier via l'intégration des documents dans le système de Record and Verify (y compris les contrôles du projecteur).

Lors des transferts par dépôt de fichiers sur le réseau informatique, les données transférées doivent être vérifiées pour chaque patient (identité, caractéristiques de la source utilisée, nombre et durée des pulses en PDR, dose totale, dose par fraction en HDR, temps de traitement, nombre de cathéters et leurs longueurs, pas de déplacement).

4.8 Tableau récapitulatif des fréquences et tolérances du contrôle qualité du logiciel de planification des traitements

Description	Fréquence recommandée		Tolérance	Paragraphe
Dossier patient, images, structures	HDR/PDR	I125		
transferts images : importation des données acquises	mise à jour, annuelle	mise à jour, annuelle	pas de traitement avant la mise en conformité	4.4.1
orientation, échelle				
contours manuels et automatiques				
expansion volumes				
outils de mesure				
recalage/fusion image				
Reconstruction du matériel vecteur et des implants complexes	HDR/PDR	I125	Tolérance	
reconstruction à partir de marqueurs	avant la mise en service de nouveaux marqueurs, changement version ou scanner	N/A	1mm	4.4.2
reconstruction en utilisant la bibliothèque d'applicateur et/ou des vecteurs sans marqueur	avant la mise en service de nouveaux marqueurs, changement version		1mm	
reconstruction d'un applicateur à anneau ou "ring"			caractérisation	
reconstruction géométrique d'un implant complexe			1mm	
Test communs	HDR/PDR	I125	Tolérance	
unités utilisées	changement de version, annuelle		aucune	4.4.3.1
validité et intégrité données de spécifications	changement de version, annuelle		Conforme à la Publication TG-43 cf. : http://www.uv.es/braphyqs/	
activité et date de calibration saisie	changement de version, changement de source, annuelle		aucune	
prise en compte de la décroissance	changement de version, annuelle		aucune	
prise en compte de la décroissance de la source pendant une application	changement de version, annuelle		<u>NA</u>	
Tests spécifiques aux techniques par projecteur de source	HDR/PDR	I125	Tolérance	
par rapport au calcul manuel : géométrie 1	changement de version, changement de source, annuelle	N/A	± 2%	4.4.3.2
par rapport au calcul manuel : géométrie 2	changement de version, changement de source, annuelle		± 2%	
par rapport au calcul manuel : géométrie 3	changement de version, changement de source, annuelle		± 5%	
corrélation représentation graphique des isodoses relatives et absolues	changement de version, changement de modèle de source, annuelle		1mm	
stabilité du calcul de la distribution de dose	changement de version, annuelle		± 2%	
vérification des histogrammes dose-volume	changement de version, annuelle		<u>NA</u>	
prise en compte des protections plombées	changement de version, annuelle		<u>NA</u>	
changement de choix de projecteur	changement de version, annuelle		aucune	
second calcul	mise à jour, réinstallation, annuelle		à définir localement	
Tests spécifiques aux techniques par implants permanents	HDR/PDR		I125	
calcul de dose pour une source	N/A	changement de version, annuelle	± 3%	4.4.3.3
prise en compte de l'activité			± 1%	
sommation de dose			± 3%	
représentation graphique des isodoses			1mm	
vérification des histogrammes dose-volume			± 5%	
CQ EXTERNE	PDR/HDR	I125	Tolérance	
Vérification des différentes techniques de reconstruction	modification majeure, triennale	N/A	<7%	4.5

Tableau 7 : Tableau récapitulatif des fréquences et tolérances du contrôle qualité du logiciel de planification des traitements, tous les tests ayant été au préalable réalisés lors de la mise en service

Chapitre 5 : Incertitudes

Différentes incertitudes sont associées à chaque étape de la préparation, du calcul ou de la délivrance des traitements de curiethérapie. Le groupe de travail BRAPHYQS (BRACHYtherapy PHYsics Quality Assurance System) du GEC-ESTRO a publié en 2014 un rapport concernant les incertitudes cliniques en curiethérapie [Kirisits, 2014].

Cet examen détaillé de la littérature a été effectué pour identifier les composantes de l'incertitude et leur importance. L'évaluation des incertitudes associées à chaque étape doit être faite localement et par localisation compte tenu des différents types d'imagerie, de matériels vecteur, de niveau de dose utilisés. Elle doit permettre de prendre en compte l'impact de l'incertitude globale sur le traitement du patient. La compréhension de l'origine des incertitudes peut permettre leur réduction.

L'origine des incertitudes peut provenir du système d'imagerie utilisé, de la planification du traitement, de la délivrance de la dose et des variations anatomiques.

L'incertitude associée à la calibration de la source a été très étudiée [DeWerd, 2011]. Lors de l'utilisation des logiciels de planification des traitements, plusieurs paramètres contribuent aux incertitudes :

- L'utilisation de l'imagerie (modalités, utilisation de fusion de sets d'imagerie, distorsion, reconstruction, épaisseur de coupes...),
- Les données de base de la source,
- Le fractionnement ou non du traitement,
- Les paramètres d'entrée utilisés dans le calcul, notamment pour le TG43 les simplifications et limitations.

Lors de la délivrance de la dose, nous pouvons citer :

- Le positionnement de la source dans le matériel vecteur,
- Le positionnement du matériel vecteur par rapport au volume cible et aux organes à risque,
- Le trajet de la source dans le matériel vecteur, notamment lorsqu'il est courbe,
- Le temps de traitement (temps de transit, arrondi des temps lors de l'export du plan de traitement...),
- La localisation traitée et les modalités de traitement (traitement en une ou plusieurs fractions).

Certains de ces paramètres sont à évaluer par localisation, d'autres par matériel vecteur. Il est recommandé de quantifier les incertitudes en terme de type A et B et d'utiliser un facteur d'élargissement k égal à un.

[Kirisits, 2014] rapporte les valeurs à titre d'exemple pour un traitement de vagin en curiethérapie HDR (^{192}Ir) pour un diamètre d'applicateur 30 mm et une longueur traitée de 50 mm (Tableau 7) ; pour une application gynécologique intracavitaire HDR (^{192}Ir) traitée en plusieurs fractions et pour une application prostatique.

Type d'application	Technique et radioélément	Incertitude dosimétrique totale ($k=1$) %
Application vaginale	HDR, ^{192}Ir	8
Application gynécologique guidée par l'image	HDR, ^{192}Ir	12
Implant permanent prostatique	LDR, ^{125}I	11
Implant temporaire prostatique	HDR, ^{192}Ir	5

Tableau 8 : Tableau récapitulatif des ordres de grandeur de l'incertitude dosimétrique pour différentes techniques d'après [Kirisits, 2014]

Chapitre 6 : Bonnes pratiques

Dans cette partie seront présentées les « Bonnes Pratiques », il s'agit de recommandations facultatives permettant d'augmenter la sécurité des traitements en curiethérapie. La liste n'est pas exhaustive et couvre les différents constructeurs. La traçabilité des vérifications spécifiques au traitement du patient peut notamment se faire dans le dossier médical ou dans le Record and Verify.

L'identité du patient doit être contrôlée à chaque étape de sa prise en charge.

- Contrôles du Projecteur/TPS/matériel vecteur
 - Au moins une fois par an, les contrôles de qualité doivent être faits ou vérifiés par une personne différente.
 - L'étape de saisie de l'activité de la source et de la date d'étalonnage dans la console de traitement ou dans le logiciel de planification des traitements doit être particulièrement sécurisée par la vérification par un deuxième opérateur compte tenu du risque d'erreur systématique pouvant être associé à une erreur de saisie.
 - Commissioning du matériel vecteur et mise en place d'une méthode de reconstruction du matériel vecteur avant sa première mise en service d'après l'imagerie et le TPS utilisé. Et tests « end to end » avant la première utilisation (imagerie matériel, reconstruction, plan test et irradiation pour vérifier que la source se positionne bien à l'endroit programmé dans le TPS)
 - Il peut être intéressant lors de la réalisation de tests de contrôle qualité de bout en bout (end to end) d'insérer des erreurs volontaires afin de mieux appréhender la gestion des messages d'erreurs.

- Implantation
 - Vérification de l'assemblage de l'applicateur.
 - Vérification du positionnement adéquat des ovoïdes si utilisées.
 - Utilisation d'une fiche de transmission pour signaler les problèmes rencontrés au bloc lors de l'implantation (changement de numérotation, de matériel, problème de mandrin...) ; fiche qui suit le patient à chaque étape (imagerie, planification, traitement) et qui pourra être enregistrée dans le dossier clinique ou dans le Record and Verify.

- Réalisation de l'imagerie
 - Adéquation des marqueurs utilisés en fonction du matériel vecteur, de l'imagerie réalisée
 - Vérification de la distance séparant l'extrémité du vecteur de la première position indiquée par le marqueur si visible, sinon validation de la méthode de reconstruction.
 - Contrôle de la fusion CT/IRM.
 - Respect du volume de remplissage vésical si nécessaire.
 - Vérification du positionnement du matériel vecteur.

- Planification dosimétrique
 - Vérification de l'adéquation des données en cas d'utilisation de la bibliothèque, notamment en s'appuyant sur une image CT qui fiabilise l'usage de la bibliothèque.
 - Vérification de l'homogénéité des temps de traitement par position, en cohérence avec les incertitudes de positionnement de la source.
 - Suppression des temps de traitement inférieur à 0.1seconde ou à une valeur définie localement.
 - Vérification que les temps d'arrêt clinique sont largement supérieurs au temps de transit.

- Il est recommandé qu'une personne différente de celle qui a réalisé le plan de traitement vérifie les paramètres suivants :
 - Projecteur de source sélectionné ; activité de la source associée
 - Sélection du matériel vecteur correspondant au matériel utilisé
 - Reconstruction du matériel vecteur : Sens de numérotation des vecteurs et orientation, valeurs des positions distales pour chaque vecteur, offset
 - Vérification de la reconstruction dans les trois plans de l'espace
 - Activation des sources : pas de déplacement, zone d'activation en fonction de la forme du volume cible ou/et organes à risques
 - Vérification des longueurs distales et/ou des contraintes de branchement
 - Dose par fraction et nombre de fractions ou pulses
 - Contrôle des HDV et de la distribution de dose
 - Association numéro de vecteur et canal de traitement sur le projecteur
 - Des TRAK de référence en fonction du type de traitement peuvent être définis afin d'être comparés aux nouveaux calculs.
 - Si le traitement de curiethérapie est délivré en complément d'un traitement de radiothérapie externe, il est recommandé de réaliser des sommations de dose pour les organes à risques et les volumes cibles.
 - Cohérence de la dose, du fractionnement et de l'étalement entre la prescription dans le Record and Verify (ou sur la fiche de prescription) et la dosimétrie.
 - Second calcul
 - Enregistrement du rapport du plan de traitement dans le R&V avec signature du physicien médical et du radiothérapeute.
 - Validations dans le R&V par le radiothérapeute et le physicien médical.
 - Les informations transmises pour la réalisation du traitement doivent être claires, notamment si certains vecteurs n'ont pas été utilisés.
 - En cas de cumul avec une radiothérapie externe, vérification du cumul de dose en portant une attention renforcée en cas de boosts ganglionnaires.
- Traitement :
 - Au moment de l'import du plan de traitement au pupitre de commande du projecteur, vérifier les informations du patient et l'exactitude des données importées.
 - Vérification de la prise en compte de la décroissance de la source, notamment lorsque les temps de traitement sont calculés pour une activité de source sans décroissance.
 - Vérification de la date et de l'heure indiquées sur l'écran d'accueil par rapport à l'horloge interne du pupitre. Une vérification plus poussée sera réalisée lors du changement d'heure.
 - Vérification du nombre de vecteurs, du nombre de grains, de la cohérence entre les données exportées du TPS et importées dans le système de commande du projecteur.
 - Lors de la connexion des vecteurs au projecteur de source, faire contrôler par une deuxième personne les connexions gaines-projecteur et gaines-vecteurs en l'absence de détrompeurs.
 - S'assurer de l'absence de présence de liquides biologiques pouvant entraîner un dysfonctionnement ou une erreur de fonctionnement notamment au niveau des connecteurs (blocage en position « ouvert » par exemple).
 - Comparaison des valeurs des positions distales programmées à la longueur de l'ensemble tube de transfert plus matériel vecteur mesurée à l'aide d'une réglette spécifique ou d'une jauge de longueur.
 - Si la console de traitement n'est pas reliée au R&V, comptabiliser la dose de curiethérapie dans le R&V et sauvegarder les rapports de traitement dans ce dernier sous forme de documents.
 - Surveillance du patient en PDR par des visites régulières durant toute la durée du traitement.
 - A la fin du traitement du patient, vérifier que l'ensemble des fractions ou des pulses a été correctement délivré.
 - Le personnel doit s'être familiarisé avec l'ensemble des procédures de sécurité liées à l'utilisation du projecteur de source et avoir suivi la formation correspondante.

- Contrôle régulier du positionnement du matériel vecteur au cours du traitement (PDR ou HDR avec plusieurs séances), utilisation de repères.
- Transfert du compte-rendu pour chaque traitement ou fraction de traitement depuis le pupitre de commande vers le R&V.

- Traitement se déroulant sous anesthésie générale :
 - Vérification de la présence et du bon fonctionnement de l'ensemble des éléments avant d'endormir le patient : échographe (reconnaissance de la sonde, absence d'artéfact dans l'image, moteur d'acquisition), système de planification de traitement, projecteur, activité des sources...
 - Vérification de l'ensemble des câbles et connectiques.
 - Communication de l'échographe avec le logiciel de planimétrie si ce dernier est indépendant.
 - Communication du logiciel de planimétrie et du système de commande du projecteur de source
 - Test du système de fabrication des trains de sources.

- Implants permanents (^{125}I) :
 - Disponibilités des sources dans l'établissement la veille de l'intervention.
 - Disponibilité des certificats d'étalonnage.
 - Activité et type de sources utilisées.
 - Tenir un registre sur les grains stockés dans l'établissement.
 - Dans le cas d'un chargement manuel des grains dans l'aiguille, faire un contrôle du nombre de grains chargés par aiguille par une seconde personne.
 - Connaissance de la procédure d'urgence en cas de dysfonctionnement du projecteur et de nécessité d'un chargement manuel.
 - Le curiethérapeute annonce à haute voix l'aiguille qui va être chargée afin que le physicien s'assure qu'il s'agit bien de l'aiguille sélectionnée (positionnement sur la grille et nombre de grains).
 - Compter les grains restants après la procédure.
 - Vérifier le matériel et les locaux (aiguilles, sol ...) avec un radiamètre après l'intervention afin de vérifier qu'il n'y a pas de source « perdue ».
 - Perte de grains après l'intervention :
 - Filtrer et recueillir les urines du patient durant son hospitalisation, contrôler l'absence de source avec un radiamètre.
 - Remettre un container assurant la radioprotection au patient en cas de perte de grains après le retour au domicile.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [Afsharpour, 2011] Afsharpour A, Landry G, Reniers B et al, «Tissue modeling schemes in low energy breast brachytherapy», *Phys. Med. Biol.* 56 7045, 2011
- [Ahnesjö 2017] Ahnesjö A, van Veelen B, Tedgren A, «Collapsed cone dose calculations for heterogeneous tissues in brachytherapy using primary and scatter separation source data», *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 139:17-29, 2017
- [Attix, 1984] Attix FH, «Determination of Aion and Pion in the new AAPM radiotherapy dosimetry protocol», *Med. Phys.* 11, 714-6, 1984
- [Baltas, 98] Baltas D, Kolotas C, Geramani K et al, «A conformal index to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy», *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40:2:515-524, 1998
- [Beaulieu, 2012] Beaulieu L, Carlsson Tedgren A, Carrier JF et al, «Report of the task group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: current status and recommendations for clinical implementation», *Med. Phys.* 39(10): 6208-6236, 2012
- [Bidmead, 2010] Bidmead AM, Sander T, Locks SM et al, «The IPEM code of practice for determination of the reference air kerma rate for HDR 192Ir brachytherapy sources based on the NPL air kerma standards», *Phys. Med. Biol.* 45, 3145-59, 2010
- [Boag, 1987] Boag JW, «Ionization chambers. The dosimetry of ionizing radiation» (Kase K.R., Bjarngard B.E., Attix F.H., Eds), Vol. 2, Academic Press, New York, 169-243, 1987
- [Borg, 2000] Borg J, Kawrakow I, Rogers DWO et al, «Monte Carlo study of correction factors for Spencer-Attix cavity theory at photon energy at or above 100 keV», *Med. Phys.* 27, 1804-13, 2000
- [Butler, 2008] Butler WM, Bice WS Jr, DeWerd LA et al, «Third-party brachytherapy source calibrations and physicist responsibilities: report of the AAPM Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group», *Med. Phys.* 35(9): 3860-5, 2008
- [Carrier, 2007] Carrier JF, D'Amours M, Verhaegen F et al, «Postimplant dosimetry using a Monte Carlo dose calculation engine: A new clinical standard», *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 68, 1190–1198, 2007
- [Chang et al, 2008] Chang L, Ho S-Y, Chui C-Set al, «A statistical approach to infer the minimum setup distance of a well chamber to the wall or to floor for 192Ir HDR calibration» *Med. Phys.* 35 2214–7, 2008
- [CIPR 2004] Ashton LP, Cosset JM, Levin V et al, «Prevention oh high-dose-rate brachytherapy accidents ICRP Publication 97», *Annals of ICRP*, 2004
- [DeWerd, 1994] Dewerd LA, Thomadsen BR, «Source strength standards and calibration of HDR/PDR sources», *Brachytherapy Physics: AAPM Summer School*, 541, 1994
- [DeWerd, 2011] DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS et al, «A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO», *Med. Phys.* 38(2), 782-801, 2011
- [Dimopoulos 2012] Dimopoulos JCA, Petrow P, Tanderup K et al, «Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV): Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy», *Radiotherapy and Oncology*, 103(1), 113-122, 2012

- [Douysset, 2005] Douysset G, Gouriou J, Delaunay F. et al, «Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy», *Phys. Med. Biol.* 50, 1961-78, 2005
- [Douysset, 2007] Douysset G, Gouriou J, Delaunay F, «Métrologie de la dose pour la curiethérapie à haut débit de dose: de l'établissement de la référence nationale au transfert aux utilisateurs», *Revue française de métrologie* n°10, Vol. 2007-2, 2007
- [ESTRO, 2004] European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) «A practical guide to quality control of brachytherapy equipment Booklet No. 8», Venselaar J, Pérez-Calatayud J P Editors, 2004
- [Fotina, 2018] Fotina I, Zourari K, Lahanas V et al., «A comparative assessment of inhomogeneity and finite dimension effects in ^{60}Co and ^{192}Ir high-dose-rate brachytherapy», *J. Contemp. Brachytherapy* 10(1), 73-84, 2018
- [Goetsch, 1991] Goetsch SJ, Attix FH, Pearson DW et al, «Calibration of ^{192}Ir high-dose-rate afterloading systems», *Med. Phys.* 18 462-67, 1991
- [Hellebust, 2010] Hellebust TP, Kirisits C, Berger D et al, «Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group: considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy», *Radiother Oncol* 96:153-60, 2010
- [IAEA, 2002] IAEA, «Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy», 2002
- [IAEA, 2004] IAEA, «TRS430, commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer», 2004
- [ICRU 38, 1985] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), «Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. ICRU Report No 38», 1985
- [ICRU 58, 1997] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), «Dose and volume specification for reporting interstitial therapy. ICRU Report No 58», 1997
- [ICRU 89, 2016] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), «ICRU Report 89, Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix», 2016
- [Kertzscher, 2011] Kertzscher G, Andersen CE, Siebert FA et al, «Identifying afterloading PDR and HDR brachytherapy errors using real-time fiber-coupled Al(2)O(3):C dosimetry and novel statistical error decision criterion», *Radiother Oncol* 100:456-62, 2011
- [Kertzscher, 2014] Kertzscher G, Rosenfeld A, Beddar S et al, «In vivo dosimetry: trends and prospects for brachytherapy», *Br J Radiol* 87, 2014
- [Kirisits, 2014] Kirisits C, Rivard M, Baltas D et al, «Review of clinical brachytherapy uncertainties: Analysis guidelines of GEC-ESTRO and the AAPM », *Radiother Oncol* 110:199–212, 2014
- [Kutcher, 1994] Kutcher G, Coia L, Gillin M et al, «Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40», *Med. Phys.* 21, 581, 1994
- [IPEM, 2016] IPEM, «Development of learning from radiotherapy errors», Public Health England, 2016

- [Lomax, 2003] Lomax NJ, Scheib SG, «Quantifying the degree of conformity in radiosurgery treatment planning», *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 55(5): 1409-19, 2003
- [Lympelopoulou, 2004] Lympelopoulou G, Pantelis E, Papagiannis P et al, «A Monte Carlo dosimetry study of vaginal ¹⁹²Ir brachytherapy applications with a shielded cylindrical applicator set», *Med. Phys.* 31(1): 3080-6, 2004
- [Mainegra-Hing, 2006] Mainegra-Hing E, Rogers DWO, «On the accuracy of techniques for obtaining the calibration coefficient N_k of ¹⁹²Ir HDR brachytherapy sources», *Med. Phys.* 33(9): 3340-7, 2006
- [Mason, 2013] Mason J, Al-Qaisieh B, Bownes P et al, «Monte Carlo investigation of I-125 interseed attenuation for standard and thinner seeds in prostate brachytherapy with phantom validation using a MOSFET», *Med. Phys.* 40(3): 31717, 2013
- [Meertens, 1994] Meertens H, Borger J, Steggerda M et al, «Evaluation and optimisation on interstitial brachytherapy dose distributions» dans Mould RF, Battermann JJ, Martinez AA et Speiser BL, *Brachytherapy from Radium to optimization*, Veenendaal: Nucletron International BV, pp. 300-306, 1994
- [Nath, 1995] Nath R, Anderson LL, Luxton G et al, «Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43», *Med. Phys.* 22: 209-34, 1995
- [Nath, 1997] Nath R, Anderson LL, Meli J et al, «Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56», *Med. Phys.* 24: 1557-98, 1997
- [Nath, 2009] Nath R, Bice W, Butler W et al, «AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer: Report of Task Group 137», *Med. Phys.* 36(11) : 5310-21, 2009
- [Nath, 2016] Nath R, Rivard M, DeWerd L et al, « Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications : report of Task Group 167 », *Med. Phys.* 43(6) : 3178-205, 2016
- [NCS 30, 2018] NCS Report 30, «Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders», 2018
- [Nicolai 2016] Nicolai P, Feugeas JL, Dubroca B et al, «Fast 3D modeling of dose distribution in Brachytherapy adapted to Adapted to Recommendations of International Organizations of Medical Practice», *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 99(2S): E703, 2016
- [Panettieri 2014] Panettieri V, Smith R, Mason N et al, «Comparison of IPSA and HIPO inverse planning optimization algorithms for prostate HDR brachytherapy», *J Appl Clin Med Phys.* 15(6): 256-66, 2014
- [Perez-Calatayud, 2012], Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK et al, «Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO», *Med Phys.* 39(5): 2904-29, 2012.
- [Pfeiffer 2008] Pfeiffer D, Sutlief S, Feng W et al, «AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems», *Med. Phys.* 35(12): 5471-89, 2008
- [Poon, 2009] Poon E, Verhaegen F, «Development of a scatter correction technique and its application to HDR ¹⁹²Ir multicatheter breast brachytherapy», *Med Phys.* 36(8): 3703-13, 2009

- [Richter J, 2008] Richter J, Baier K, Flentje M. «Comparison of Co-60 and Ir-192 sources in high dose rate afterloading brachytherapy», *Strahlentherapie und Onkologie* : 4:187-92, 2008
- [Rivard 2009] Rivard MJ, Vanselaar JM, Beaulieu L., «The evolution of brachytherapy treatment planning», *Med. Phys.* 36(6): 2136–54, 2009
- [Rivard, 2004] Rivard M, Coursey B, DeWerd L et al, «Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations», *Med. Phys.* 31(3): 633-72, 2004
- [Robert, 2018] Robert C, Dumas I, Martinetti F et al, «Nouveaux algorithmes de calcul en curiethérapie pour les traitements par iridium 192», *Cancer Radiothérapie* 22(4): 319-25, 2018
- [Safigholi, 2013] Safigholi H, Sardari D, Karimi S et al, «An analytical model to determine interseed attenuation effect in low-dose-rate brachytherapy», *J Appl Clin Med Phys*, 14(3): 150-63, 2013
- [Sander, 2006] Sander T, Nutbrown RF, «The NPL air kerma primary standard TH100C for high dose rate 192Ir brachytherapy sources», *NPL report*, DQL-RD 004, Teddington, 2006
- [Sander, 2014] Sander T, «Air kerma and absorbed dose standards for reference dosimetry in brachytherapy», *Br J Radiol*, 87, 2014
- [Saw, 1991] Saw CB, Suntharalingam N, «Quantitative assessment of interstitial implants», *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 20(1): 135-9, 1991
- [SFPM 11, 1995] Rapport SFPM n°11, «Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose», 1995
- [SFPM, 2006] «Guide d'utilisation et de contrôle qualité des activimètres», 2006
- [SFPM 23, 2007] Rapport SFPM n°23, «Contrôle de qualité spécifique en IRM: Développement et réalisation d'un objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM», 2007
- [SFPM 27, 2010] Rapport SFPM n°27, «Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un système de planification de traitement en radiothérapie», 2010
- [SFPM, 2012] Guide des Bonnes Pratiques en Physique Médicale, EdP Sciences, 2012
- [Soares, 2009] Soares CG, Douysset G, Mitch MG, «Primary standards and dosimetry protocols for brachytherapy sources», *Metrologia* 46: S80–98, 2009
- [Tanderup, 2013] Tanderup K, Beddar S, Anderen CE et al, «In vivo doimetry in brachytherapy», *Med. Phys.* 40:1-15, 2009
- [Taylor, 2014] Taylor K, Constantine S, «Comparison of prostate volume measurements between different techniques and modalities», *Journal of Medical Imaging and Radiology Oncology*, 58:327, 2014
- [Tournier, 2018] Tournier A, Dabbagh M, Brun T, «Use of GaN dosimeter in High Dose Rate Brachytherapy : A new approach of machines and patients quality controls», *Radiother Oncol* 127S1 : S573-7, 2018
- [Vantriet, 1997] Van't Riet A, Mak AC, Moerland MA et al, «A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation : application to the prostate», *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 37(3):731-736, 1997

- [Ye, 2004] Ye SJ, Brezovich IA, Shen S et al, «Attenuation of intracavitary applicators in ^{192}Ir -HDR brachytherapy» *Med Phys.* 31:2097-106, 2004
- [Yu, 1999] Yu Y, Anderson LL, Li Z et al, «Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64» *Med Phys.* 26:2054-76, 1999
- [Zourari, 2013] Zouari K, Pantelis E, Moutsatsos A et al, «Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based ^{192}Ir brachytherapy treatment planning system. Part III: Comparison to Monte Carlo simulation in voxelized anatomical computational models», *Med Phys.* 40(1): 649-61, 2013

Annexe

Annexe 1 : Etalonnage d'une chambre d'ionisation cylindrique et de son système de positionnement

La chambre d'ionisation cylindrique est fixée au centre et à égale distance (typiquement de 10 cm) de deux cathéters dans lesquels la source est successivement projetée (cf. figure 19). Le parallélisme des cathéters étant difficile à assurer, l'incertitude de positionnement de la source est relativement significative.

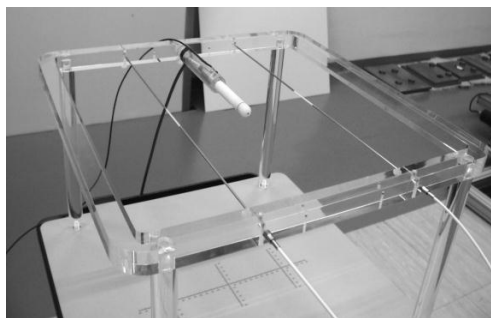
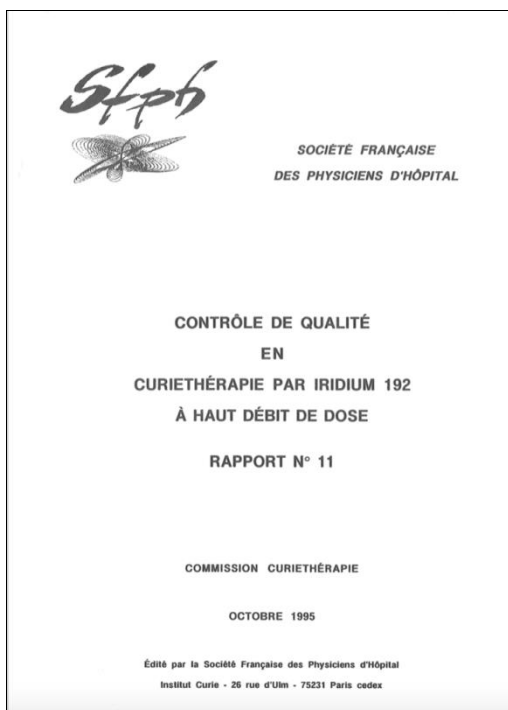


Figure 19 : Chambre à cavité de type NE2571 fixée au centre de deux cathéters parallèles dans lesquels la source d' ^{192}Ir est successivement projetée.

Les deux connecteurs reliant l'indexeur du projecteur et les cathéters sont visibles en bas à droite de la photographie.



Chapitre 1 : Vérification de l'activité des sources à haut débit de dose à l'aide d'une chambre d'ionisation

IV Détermination du débit de kerma dans l'air

La détermination du débit de kerma dans l'air repose sur une méthode initialement élaborée par EZZELL (1989).

IV.1 Montage expérimental

Le montage expérimental idéal doit être de structure légère afin de ne pas perturber la mesure par augmentation du rayonnement diffusé, mais doit présenter une rigidité mécanique correcte de manière à obtenir une bonne reproductibilité de ces mesures.

Le dispositif de mesure doit être placé au centre d'une grande pièce, cela afin de minimiser la contribution du diffusé par les parois de la salle. Cet emplacement doit être identique à chaque vérification de l'activité de la source, dans le but d'avoir un effet identique sur la mesure. Ce type de montage, comprend généralement deux cathéters placés à égale distance de la chambre d'ionisation (10 ou 20 cm), de part et d'autre de celle-ci, de façon à éliminer les effets liés au positionnement de la chambre, en moyennant les mesures. Pour chaque mesure, la position de la source à l'intérieur du cathéter correspondra à la réponse maximale du dosimètre.

Le point effectif de mesure est pris sur l'axe de la chambre, celle-ci étant recouverte du capuchon d'équilibre électronique utilisé pour son étalonnage. La présence de celui-ci permet d'assurer l'équilibre électronique et de supprimer la contamination électronique du faisceau de photons.

La mesure du débit de kerma est réalisée sur un temps relativement long (de l'ordre de 5 min) car le signal recueilli à des distances supérieures ou égales à 10 cm est relativement faible.

La minuterie du projecteur de source peut être utilisée ; dans ce cas, il convient de tenir compte du temps de transit de la source. Pour cela, on effectue des mesures pendant deux temps t_1 et t_2 . La différence des deux lectures obtenues aux temps t_1 et t_2 permet de s'affranchir de la dose due au transit de la source.

On peut également effectuer la mesure ionométrique par référence à une minuterie indépendante du projecteur, la source étant maintenue, durant toute la mesure, dans la position d'irradiation choisie.

IV.2 Prise en compte du gradient de dose

Le détecteur ne peut pas être considéré comme ponctuel ; il est nécessaire de tenir compte de la non-uniformité de fluence électronique due au gradient de dose à travers le volume de la chambre. Cet effet a été analysé par KONDO et RANDOLPH (1960) dans le cas de sources ponctuelles. Le facteur de correction, f_g , à appliquer dépend essentiellement de la distance source-détecteur et de la géométrie de la chambre d'ionisation. Sur le tableau I-1 sont présentés les facteurs de correction multiplicatifs à appliquer sur la réponse d'une chambre cylindrique de 0.6 cm³ de type Farmer en fonction de la distance à la source.

DISTANCE SOURCE-CHAMBRE (cm)	FACTEUR DE CORRECTION (f_g)
1	1.338
2	1.107
5	1.019
10	1.006
15	1.003
20	1.001

Tableau I-1 : Facteurs de correction pour les chambres cylindriques de diamètre intérieur 6 mm et de longueur 24 mm, pour des sources ponctuelles (d'après Kondo et Randolph 1960)

Plus récemment TÖLLI et JOHANSSON (1993) ont proposé une méthode plus générale de correction du gradient de dose en tenant compte de la longueur active de la source. Pour une source d'¹⁹²Ir de longueur active 5.5 mm le facteur de correction a été trouvé expérimentalement égal à 1.017 et 1.001

respectivement à des distances source-chambre de 5 cm et 10 cm (donné pour une chambre cylindrique ayant une cavité de diamètre interne 7 mm et de longueur 15 mm).

IV.3 Contribution du rayonnement diffusé

Le rayonnement diffusé dans la salle où s'effectuent les mesures inclut les rayonnements provenant des murs de la salle, du montage utilisé pour les mesures et de tout matériel avoisinant.

Il ne peut pas être considéré comme une contribution constante à la mesure, indépendante de la distance source-chambre. Dans les conditions usuelles de distance source-chambre (5 à 20 cm) la contribution du rayonnement diffusé à la mesure reste généralement inférieure à 1%. EZZEL (1989) rapporte, que pour les conditions expérimentales utilisées, des valeurs de facteur de correction, f_s , égales à 0.999 et 0.994 respectivement à des distances de 10 cm et 20 cm. Toutefois, comme cette contribution dépend des conditions locales (dimensions de la salle, disposition et type du montage utilisé pour l'étalonnage...), une évaluation expérimentale est conseillée. Elle peut être réalisée selon la méthode décrite par EZZEL (1989) ou celle développée par GOETSCH (1991).

IV.3-1 Première méthode

Afin d'estimer la correction à apporter pour prendre en compte l'effet du rayonnement diffusé, EZZEL (1989) fait l'hypothèse suivante : la contribution du rayonnement diffusé, à la lecture du dosimètre, est indépendante de la distance source-chambre d'ionisation.

A partir de cette hypothèse, si M'_{d0} et M'_d représentent les lectures du dosimètre pour le rayonnement primaire seul que l'on obtiendrait à des distances respectives d_0 et d et si M_s représente la lecture due au diffusée, on peut écrire :

- Mesure effectuée à une distance d_0 de référence :

$$M_{d0} = M'_{d0} + M_s$$

- Mesure effectuée à une distance d :

$$M_d = M'_d + M_s$$

En supposant que les lectures produites par le rayonnement primaire suivent la loi de l'inverse carré des distances et en combinant les deux relations précédentes, on aboutit à l'expression :

$$M_d = M'_{d0} \times (d_0/d)^2 + M_s$$

En traçant la droite reliant M_d à $(d_0/d)^2$ on pourra facilement déterminer le facteur de correction f_s pour la prise en compte du rayonnement diffusé :

$$f_s = \frac{M_d - M_s}{M_d} \quad (1)$$

IV.3-2 Deuxième méthode

Une autre méthode plus générale (Goetsch, 1991) permet de tenir compte d'une erreur éventuelle sur la distance source-chambre. La méthodologie est la suivante :

Si c désigne l'erreur sur la distance mesurée, on peut écrire :

$$d' = d + c$$

où : d' désigne la distance réelle source-centre de la chambre

d désigne la distance source-chambre mesurée

Avec le même symbolisme que précédemment, la mesure effectuée à une distance d est donnée par :

$$M_d = M'_d + M_s$$

En supposant que les lectures produites par le rayonnement primaire obéissent à la loi de l'inverse carré des distances, on peut écrire l'équation suivante :

$$M'_d \times (d')^2 = (M_d - M_s) \times (d + c)^2 = \text{constante} = k$$

A partir des mesures effectuées à trois distances de la source, on résout le système d'équations à trois inconnues M_s , c et k . On en déduit f_s selon l'expression (1) du paragraphe précédent.

IV.4 Expression du débit de kerma de référence dans l'air

Le débit de kerma de référence dans l'air exprimé en $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2$ ou $\text{cGy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{cm}^2$ est donné par la relation :

$$K_R = M \times (N_k)_{Ir} \times f_g \times f_s \times \left(\frac{d}{100}\right)^2 \times 10^6$$

Où :

M représente la lecture par heure du dosimètre, corrigée des grandeurs d'influence : température, pression, effet de polarité, recombinaison...

$(N_k)_{Ir}$ est le facteur d'étalonnage de la chambre exprimé en termes de kerma dans l'air, dans un faisceau de photons d' ^{192}Ir .

f_g est le facteur de correction de non uniformité de la fluence électronique qui permet de tenir compte du gradient de la réponse à travers la chambre : sera pris égal à 1

f_s est le facteur de correction qui permet de tenir compte de la contribution du rayonnement diffusé dans la salle où est effectuée la mesure : sera pris égal à 1

d est la distance source-centre géométrique de la chambre exprimée en cm.

RAPPORTS SFPM PRECEDEMMENT PARUS

Titre	Sous-titre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	OUI
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	NON
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanners		3	1990	RA	OUI
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	NON
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	NON
Quality control of asymmetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	OUI
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1ère partie - mode planaire	7	1992	MN	OUI
Guide pratique de maîtrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission \Imagerie\''	8	1993	RA	NON
Etalonnage et contrôle de qualité des activimètres		10	1995	MN	OUI
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	2ème partie - mode tomographique	12	1996	MN	OUI
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	3ème partie - mode corps entier	14	1997	MN	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	OUI
Contention et repositionnement Etat de l'art en 1999		16	1999	RT	OUI
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	2000	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire.		19	2001	MN	OUI
Contrôle de qualité des collimateurs multilames		20	2003	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	MAJ du rapport n°15	22	2006	MN	OUI
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons		24	2008	MN	OUI
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	OUI
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	OUI
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS	MAJ des rapports n°7, 12, 14	27	2010	RT	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammas caméras		28	2012	MN	OUI
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X (IGRT)		29	2014	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie	MAJ du rapport n° 21	30	2015	RA	OUI
Rôle et responsabilités du PM dans la validation des traitements oncologiques en radiothérapie interne vectorisée		31	2015	MN	OUI
Niveaux de référence en radiologie interventionnelle		32	2017	RA	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire	MAJ rapport N° 19	33	2017	MN	OUI
Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle		34	2018	RT	OUI
Qualité et sécurité des radiochirurgies et des radiothérapies stéréotaxiques		35	2019	RT	OUI
Assurance de qualité en curiethérapie : techniques par projecteur de sources et implants permanents prostatiques		36	2019	RT	OUI

