

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE  
LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU

HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI

FACULTÉ DES SCIENCES

DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE



## MÉMOIRE DE MASTER

*Présenté par :*

**BELLABES ZAHRA**

---

# Contrôle Qualité en Curiethérapie HDR avec l'Iridium-192

---

*Filière :* Physique

*Spécialité :* Physique Médicale

### Membres de Jury d'examen :

|                          |              |
|--------------------------|--------------|
| Mme Karima HAMMOUM       | Présidente   |
| Mme Zakia BRAHIMI-SAKHRI | Examinatrice |
| Mme Sounya AIT CHIKH     | Encadrante   |

# Remerciements

Avant tout, je tiens à remercier **Dieu**, qui m'a donné la force, la volonté et les moyens nécessaires pour mener à bien ce travail.

Je souhaite exprimer ma plus profonde reconnaissance à mes **parents**, pour leur soutien inconditionnel, leur patience et leurs encouragements tout au long de mon parcours.

Je remercie chaleureusement mon encadrante, **Madame AIT CHIKH Sounya**, pour son accompagnement, sa disponibilité, ses conseils avisés et son soutien constant tout au long de cette étude.

Je tiens également à remercier les **physiciens du service** pour leur accueil, leur bienveillance et leur aide précieuse, en particulier : **Mme LOUE LH Ryma, Mme BOUMAZA Lynda, M. METCHAT Billal et M. BENCHEIKH Samir**.

Un remerciement particulier au **Dr MAHMOUDI** pour m'avoir donné l'opportunité d'effectuer mon stage dans son établissement, ainsi qu'au **Dr Abdelkader TOUTAOUI**, chef du service de radiothérapie, pour sa disponibilité et son accompagnement.

J'adresse également mes sincères remerciements à l'ensemble des **médecins** du service, en particulier au **Dr DAKSI**, ainsi qu'aux **manipulateurs** et aux **secrétaires**, pour leur accompagnement, leurs conseils et leur précieuse collaboration tout au long de cette expérience.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail.

# ***DÉDICACE***

*À ma chère **maman**, qui veille Toujours sur moi, je ne vous remercierais jamais assez pour votre soutien et amour, j'espère que vous serez toujours fiers de moi.*

*À mon cher **père**, pour ses encouragements, son soutien, surtout son amour et ses sacrifices afin que rien n'entrave mes études.*

*À mes chers frères, **Bachir** et **Mouloud**, pour leur présence et leur soutien.*

*À mes chères sœurs, **Ounissa** et **Daouia**, pour leur affection et leur bienveillance.*

*À toute ma famille, ainsi qu'à tous ceux qui m'aiment et que j'aime.*

*À toute la promotion de **Physique Médicale**, que ce soit de l'**UMMTO** ou de l'**USTHB**.*

# Table des matières

|   |          |
|---|----------|
| Table des figures   | vii      |
| Liste des tableaux  | x        |
| Liste des acronymes   | xi       |
| <b>1 Curiethérapie HDR</b>  | <b>2</b> |
| 1.1 Principes généraux de la curiethérapie HDR                          | 2        |
| 1.1.1 Définition de la curiethérapie HDR                                | 2        |
| 1.1.2 Principe de fonctionnement de la curiethérapie HDR                | 2        |
| 1.1.3 Applications cliniques de la curiethérapie HDR                    | 3        |
| 1.2 Source d'iridium-192 utilisée en curiethérapie HDR                  | 4        |
| 1.2.1 Propriétés physiques de l'iridium-192                             | 4        |
| 1.2.2 Aspects de radioprotection et sécurité radiologique               | 4        |
| 1.3 Description des sources d'iridium-192 HDR                           | 4        |
| 1.3.1 Design et encapsulation de la source                              | 4        |
| 1.3.2 Activité typique et évolution dans le temps                       | 5        |
| 1.4 Assurance qualité en curiethérapie                                  | 6        |
| 1.4.1 Définition enjeux et importance                                   | 6        |
| 1.5 Systèmes de planification de traitement                             | 6        |
| 1.5.1 Logiciels utilisés  | 6        |
| 1.5.2 Intégration des données d'imagerie                                | 6        |
| 1.5.3 Contourage et optimisation en curiethérapie HDR                   | 7        |
| 1.5.4 Algorithmes de calcul de dose en curiethérapie                    | 7        |
| 1.5.4.1 Algorithme basé sur TG-43                                       | 7        |
| 1.5.4.2 Algorithmes modernes  | 7        |
| <b>2 Matériels et instruments de contrôle pour la curiethérapie HDR</b> | <b>8</b> |
| 2.1 Projecteur de source HDR  | 8        |

---

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 2.2      | Sources d'Iridium-192                                  | 9         |
| 2.3      | Équipements de contrôle qualité                        | 9         |
| 2.3.1    | Appareils de mesure                                    | 10        |
| 2.3.1.1  | Chambre à puits  | 10        |
| 2.3.1.2  | Appareil de mesure de radioprotection                  | 10        |
| 2.3.1.3  | Electromètre   | 11        |
| 2.3.1.4  | Port source  | 12        |
| 2.3.1.5  | La plaque "Phantom PermaDoc"                           | 12        |
| 2.3.2    | Scanner CT   | 13        |
| 2.3.3    | Accessoires  | 13        |
| 2.3.3.1  | Film Gafchromic  | 13        |
| 2.3.3.2  | "Mould Prob"   | 14        |
| 2.3.3.3  | Onduleur APC Smart-UPS C 1000 VA                       | 14        |
| 2.3.3.4  | Thermomètre et baromètre                               | 15        |
| 2.3.3.5  | Moniteur de rayonnement ambiant                        | 16        |
| 2.3.3.6  | Unités d'alarme externes                               | 16        |
| 2.3.3.7  | Applicateurs cylindriques                              | 17        |
| 2.3.3.8  | Applicateur de Fletcher                                | 17        |
| 2.3.4    | Dispositif de numérisation et d'analyse des films      | 18        |
| 2.3.4.1  | Scanner à plat   | 18        |
| 2.3.4.2  | Logiciels d'analyse                                    | 18        |
| 2.3.5    | Système de planification de traitement "Eclips"        | 19        |
| <b>3</b> | <b>Contrôle de qualité en curiethérapie HDR</b>        | <b>20</b> |
| 3.1      | Tests de contrôle de qualité                           | 20        |
| 3.2      | Surveillance du patient                                | 22        |
| 3.3      | Sécurité de la salle                                   | 22        |
| 3.4      | Interruption du traitement                             | 24        |
| 3.5      | Alimentation électrique                                | 26        |
| 3.6      | Dispositifs d'arrêt d'urgence                          | 26        |
| 3.7      | Procédure d'urgence                                    | 27        |
| 3.8      | Intégrité des tubes de transfert et des vecteurs       | 28        |
| 3.9      | Equipement d'urgence                                   | 29        |
| 3.10     | Charge de la batterie interne                          | 29        |
| 3.11     | Vérification de la manivelle d'urgence                 | 31        |
| 3.12     | Affichage du pupitre de commande et interrupteur à clé | 32        |

---

|          |   |    |
|----------|---|----|
| 3.12.1   | Vérification des indicateurs de statut du traitement                                      | 32 |
| 3.12.2   | Vérification de l'interrupteur à clé  | 33 |
| 3.13     | Date heure et activité de la source dans l'unité de traitement                            | 34 |
| 3.14     | Rayonnement de fuite  | 34 |
| 3.15     | Contamination du Câble de contrôle et des applicateurs                                    | 36 |
| 3.16     | Retrait complet de la source  | 37 |
| 3.17     | Ajustement des temps d'arrêt  | 37 |
| 3.18     | Connexion des cathéters entre le TPS et le projecteur de source                           | 38 |
| 3.19     | Verrouillages de la source et de la source fictive  | 39 |
| 3.20     | Systèmes de connexion   | 40 |
| 3.21     | Constance du positionnement du câble de contrôle  | 40 |
| 3.22     | Intégrité mécanique des applicateurs des tubes de transfert et des connecteurs            | 40 |
| 3.23     | Exactitude de la longueur dosimétrique des applicateurs et des tubes de transfert         | 41 |
| 3.23.1   | Positionnement et préparation des applicateurs  | 41 |
| 3.23.2   | Acquisition des images CT   | 41 |
| 3.23.3   | Transfert des images vers le PACS et le TPS   | 42 |
| 3.23.4   | Comparaison géométrique   | 42 |
| 3.23.5   | Résultats et discussions  | 42 |
| 3.23.5.1 | Applicateurs cylindriques   | 42 |
| 3.23.5.2 | Applicateurs de type Fletcher   | 43 |
| 3.24     | Transfert des données de planification depuis l'ordinateur de planification de traitement | 45 |
| 3.25     | Temps d'arrêt minimums  | 45 |
| 3.26     | Exactitude des temps d'arrêt  | 46 |
| 3.27     | Fonctionnement de l'indexeur multicanal   | 47 |
| 3.28     | Linéarité du minuteur   | 50 |
| 3.29     | Intégrité du blindage des applicateurs blindés  | 51 |
| 3.30     | Exactitude positionnelle des marqueurs radiographiques                                    | 51 |
| 3.31     | Enregistrements   | 51 |
| 3.31.1   | Importation du plan   | 51 |
| 3.31.2   | Affichage des données du patient  | 52 |
| 3.31.3   | Sécurisation de l'accès au traitement   | 52 |
| 3.31.4   | Lancement du traitement   | 52 |
| 3.31.5   | Impression et sauvegarde du rapport de traitement   | 52 |
| 3.32     | Reproductibilité du temps de transfert et de la dose de transfert                         | 52 |

---

|          |   |    |
|----------|---|----|
| 3.33     | Exactitude du mécanisme de transfert de la source . . . . .                                   | 53 |
| 3.34     | Exactitude de positionnement de la source radioactive . . . . .                               | 54 |
| 3.35     | Etalonnage de la source en terme de débit de kerma de référence . . . . .                     | 55 |
| 3.35.1   | Facteur de correction de la température et la pression . . . . .                              | 56 |
| 3.35.2   | Calcul du courant . . . . .   | 57 |
| 3.35.3   | Intensité du débit de kerma de référence . . . . .  | 57 |
| 3.35.4   | Décroissance radioactive de la source . . . . .   | 57 |
| 3.35.5   | Écart relatif par rapport au certificat . . . . .   | 58 |
| 3.35.6   | Résultat du contrôle d'étalonnage de la source d'Ir-192 . . . . .                             | 58 |
| 3.35.6.1 | Recherche de la position optimale ("point chaud") . . . . .                                   | 58 |
| 3.35.6.2 | Mesure de la charge à la position optimale . . . . .  | 59 |
| 3.35.6.3 | Calculs associés : . . . . .  | 59 |
| 3.36     | Linéarité et exactitude du positionnement de la source . . . . .                              | 61 |
| 3.36.1   | Résultat contrôle de positionnement de la source . . . . .                                    | 63 |
| 3.36.1.1 | Extraction des points chauds par analyse des intensités<br>minimales . . . . .                | 64 |
| 3.36.1.2 | Comparaison entre les positions programmées et les posi-<br>tions mesurées sur film . . . . . | 64 |
| 3.37     | Reproductibilité du positionnement de la source . . . . .                                     | 65 |
| 3.38     | Homogénéité de la source . . . . .  | 65 |
| 3.39     | Comparaison entre Acuros Bv et TG-43 . . . . .  | 66 |
| 3.39.1   | Cas vaginale . . . . .  | 67 |
| 3.39.2   | Cas Utero-vaginale . . . . .  | 68 |
|          | Annexe 1 : Rapport du plan de traitement . . . . .  | 73 |
|          | Annexe 2 : Les étapes d'enregistrement . . . . .  | 78 |
|          | Annexe 3 : Certificat de la source . . . . .  | 79 |
|          | Annexe 4 : Rapport de contrôle de positionnement . . . . .                                    | 80 |
|          | Annexe 5 : Testes fait par l'ingénieur . . . . .  | 81 |
|          | Annexe 6 : Testes fait par l'ingénieur . . . . .  | 82 |
|          | Annexe 7 : Schéma d'action détaillé . . . . .   | 83 |
|          | Annexe 8 : Certificat de la source . . . . .  | 84 |

|                      |           |
|----------------------|-----------|
| <b>Bibliographie</b> | <b>85</b> |
|----------------------|-----------|

# Table des figures

|      |  |    |
|------|--|----|
| 1.1  | Projecteur de source HDR ou système d'afterloading télécommandé. . . . .   | 3  |
| 1.2  | Source d'iridium-192 HDR . . . . .   | 5  |
| 2.1  | Projecteur de source GammaMed Plus iX de Varian . . . . .                  | 9  |
| 2.2  | Chambre à puits modèle TM33005 de PTW . . . . .                            | 10 |
| 2.3  | Détecteur de mesure de rayonnement . . . . .                               | 11 |
| 2.4  | Electromètre UNIDOSWeblin de PTW . . . . .                                 | 11 |
| 2.5  | Porte-source adaptateur modèl T33004.1.012 de PTW . . . . .                | 12 |
| 2.6  | "Phantom PermaDoc" modèle 9404-GMP . . . . .                               | 12 |
| 2.7  | Scanner simulateur . . . . .   | 13 |
| 2.8  | Film Gafchromic RTQA2 . . . . .  | 14 |
| 2.9  | "Mould Prob" de différentes longueurs . . . . .                            | 14 |
| 2.10 | Onduleur APC . . . . .   | 15 |
| 2.11 | Thermo-baromètre . . . . .   | 15 |
| 2.12 | ALMO-1 . . . . .   | 16 |
| 2.13 | Alarme externes . . . . .  | 17 |
| 2.14 | Applicateurs cylindrique de 2cm, 2.5cm, 3cm et 3.5cm de diamètre . . . . . | 17 |
| 2.15 | Applicateurs Fletcher de 4cm, 6cm et 8cm de longueur . . . . .             | 18 |
| 3.1  | Principaux tests de contrôle de qualité en curiethérapie HDR . . . . .     | 21 |
| 3.2  | Système de surveillance du patient . . . . .                               | 22 |
| 3.3  | Système de la porte indiqué que la porte est fermé . . . . .               | 23 |
| 3.4  | "Last Man Out" n'a pas été activé. . . . .                                 | 24 |
| 3.5  | "Last Man Out" activé. . . . .   | 24 |
| 3.6  | Affichage de message d'erreur d'interruption . . . . .                     | 25 |
| 3.7  | Soner de unités d'alarme . . . . .   | 25 |
| 3.8  | Système d'alimentation de projecteur . . . . .                             | 26 |
| 3.9  | Système d'alarme sonore et visuelle en cas d'urgence . . . . .             | 27 |
| 3.10 | Tubes de transfert et vecteurs . . . . .                                   | 28 |

---

|   |    |
|---|----|
| 3.11 Conteneur blindé . . . . .   | 30 |
| 3.12 Batterie au plomb . . . . .  | 31 |
| 3.13 Manivelle d'urgence . . . . .  | 31 |
| 3.14 Indicateurs de statut du traitement . . . . .  | 32 |
| 3.15 Verrouillages de la clé "OFF" . . . . .  | 33 |
| 3.16 Verrouillages de la clé "On" . . . . .   | 33 |
| 3.17 Points de mesure des débits de dose autour du projecteur : <b>1</b> — dessus, <b>2</b><br>— avant, <b>3</b> — droite, <b>4</b> — gauche, <b>5</b> — arrière. . . . . | 36 |
| 3.18 indication de la sortie et la rentre de la source . . . . .  | 37 |
| 3.19 Erreurs de branchement dans les canaux . . . . .   | 39 |
| 3.20 Débranchement du tube de transfert dans un canal . . . . .   | 39 |
| 3.21 Positionnement des applicateurs sur la plaque PMMA . . . . .   | 41 |
| 3.22 Comparaison des applicateurs cylindriques dans le TPS : A — 2cm, B —<br>2,5cm, C — 3cm, D — 3,5cm . . . . .  | 43 |
| 3.23 Comparaison des applicateurs Fletcher dans le TPS : (A+B) — ovoïde<br>gauche, (C+D) — ovoïde droit . . . . .   | 43 |
| 3.24 Les tandems de 4cm et 6cm . . . . .  | 44 |
| 3.25 Taendam de 8 cm . . . . .  | 44 |
| 3.26 Indication du temps d'arrêt minimum dans TPS . . . . .   | 46 |
| 3.27 Test du canal 1 . . . . .  | 48 |
| 3.28 Test du canal 2 . . . . .  | 48 |
| 3.29 Test du canal 3 . . . . .  | 48 |
| 3.30 Résultats du test de positionnement pour les 3 canaux . . . . .  | 49 |
| 3.31 Présentation graphique entre temps mesuré et programmé . . . . .   | 50 |
| 3.32 Sortie de la source factice . . . . .  | 53 |
| 3.33 Positionnement des applicateur sur les film . . . . .  | 54 |
| 3.34 Dispositif de contrôle d'étalonnage de la source HDR (chambre + projecteur)  | 56 |
| 3.35 Positionnement des films . . . . .   | 62 |
| 3.36 Station de curiethérapie . . . . .   | 62 |
| 3.37 Film irradié . . . . .   | 63 |
| 3.38 Analyse des intensités sur film irradié . . . . .  | 64 |
| 3.39 Source Avril 2025 . . . . .  | 65 |
| 3.40 Source Octobre 2024 . . . . .  | 65 |
| 3.41 Homogénéité de la source . . . . .   | 66 |
| 3.42 Distribution de dose – Vessie . . . . .  | 67 |
| 3.43 Distribution de dose – Rectum . . . . .  | 67 |

---

|      |  |    |
|------|--|----|
| 3.44 | Distribution de dose – CTV . . . . .   | 68 |
| 3.45 | Distribution de dose – Vessie . . . . .  | 69 |
| 3.46 | Distribution de dose – Rectum . . . . .  | 69 |
| 3.47 | Distribution de dose – CTV . . . . .   | 70 |
| 3.48 | DVH comparaison entre TG-43 et Acuros BV . . . . .   | 71 |
| 3.49 | Distribution de dose vaginale . . . . .  | 71 |
| 3.50 | DVH comparaison entre TG-43 et Acuros BV pour une application uréto-<br>vaginale . . . . . | 71 |
| 3.51 | Distribution de dose pour l’application uréto-vaginale . . . . .                           | 71 |

# Liste des tableaux

|      |   |    |
|------|---|----|
| 3.1  | Comparaison entre l'activité calculée et l'activité issue du logiciel . . . . . | 35 |
| 3.2  | Débit de dose mesuré à différentes positions autour de projecteur . . . . .     | 36 |
| 3.3  | Comparaison des facteurs de rapport mesurés . . . . .                           | 38 |
| 3.4  | Comparaison entre le temps d'arrêt programmé et le temps d'arrêt mesuré         | 47 |
| 3.5  | Canal 1 – Comparaison des positions programmées et mesurées . . . . .           | 49 |
| 3.6  | Canal 2 – Comparaison des positions programmées et mesurées . . . . .           | 49 |
| 3.7  | Canal 3 – Comparaison des positions programmées et mesurées . . . . .           | 49 |
| 3.8  | Comparaison des temps programmés et mesurés . . . . .                           | 50 |
| 3.9  | Temps mesurés, écarts absolus et relatifs . . . . .                             | 53 |
| 3.10 | Canal 1 – Comparaison des positions programmées et mesurées . . . . .           | 55 |
| 3.11 | Canal 2 – Comparaison des positions programmées et mesurées . . . . .           | 55 |
| 3.12 | Canal 3 – Comparaison des positions programmées et mesurées . . . . .           | 55 |
| 3.13 | Courant mesuré en fonction de la position de la source . . . . .                | 58 |
| 3.14 | Mesure du courant en fonction de la position de la source (nC) . . . . .        | 59 |
| 3.15 | Mesures répétées de la charge à la position 125,4 cm . . . . .                  | 59 |
| 3.16 | Valeurs minimales d'intensité en fonction de la position du film . . . . .      | 64 |
| 3.17 | Comparaison des positions programmées et mesurées (film) avec écart . . .       | 65 |

# Liste des acronymes

**HDR** Haut Débit de Dose

**PDR** Débit Pulsé

**MDR** Débit Moyen

**LDR** Bas Débit de Dose

**TPS** Système de Planification du Traitement

**CT** Tomodensitométrie

**IRM** Imagerie par Résonance Magnétique

**DVH** Histogramme Dose-Volume

**Acuros BV** Acuros BrachyVision – Algorithme de calcul prenant en compte les hétérogénéités

**CTV** Volume Cible Clinique

**OAR** Organe à Risque

**AAPM** Association Américaine des Physiciens Médicaux

**SFPM** Société Française de Physique Médicale

**ESTRO** Société Européenne de Radiothérapie et d'Oncologie

**ICRU** Commission Internationale des Unités et Mesures de Radioprotection

**ASN** Autorité de Sûreté Nucléaire

**COMP** Organisation canadienne des physiciens médicaux

**TG-43** Groupe de Travail n°43 de l'AAPM (formalisme de calcul de dose)

**TRS** Rapport Technique de l'AIEA (Technical Reports Series)

**QA** Assurance Qualité

---

# Introduction Générale

La curiethérapie à haut débit de dose (HDR) représente aujourd'hui une composante essentielle du traitement de plusieurs cancers, en particulier ceux du col de l'utérus, de la prostate et du sein. Elle consiste à introduire temporairement une source radioactive directement dans ou à proximité de la tumeur, permettant ainsi de délivrer une forte dose de radiation de manière ciblée, tout en épargnant au maximum les tissus sains environnants. Les isotopes les plus couramment utilisés dans ce type de traitement sont l'iridium-192 et le cobalt-60, dont les caractéristiques physiques les rendent particulièrement adaptés à la curiethérapie HDR.

Toutefois, l'utilisation de sources radioactives de forte activité impose des exigences strictes en matière de sécurité, de précision et de conformité réglementaire. Dans ce contexte, l'assurance qualité (AQ) constitue un pilier fondamental du processus thérapeutique. Elle regroupe l'ensemble des procédures de vérification, de contrôle et de maintenance nécessaires pour garantir que le traitement est délivré dans des conditions optimales, tant sur le plan technique que sur le plan humain. De la calibration de la source aux systèmes de verrouillage, en passant par le positionnement de la source et le contrôle des applicateurs, chaque étape du processus est encadrée par des protocoles rigoureux établis par des organismes de référence tels que la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Organisation Canadienne des Physiciens Médicaux (COMP) ou encore Société Européenne de Radiothérapie et d'Oncologie (ESTRO).

Ce travail, réalisé au sein du service de radiothérapie de l'**hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi Ouzou**, a pour objectif d'examiner l'ensemble des tests et procédures d'assurance qualité appliqués à un système de curiethérapie HDR utilisant l'iridium-192. Il s'appuie à la fois sur des vérifications techniques réalisées en conditions cliniques réelles et sur une analyse comparative des pratiques par rapport aux recommandations internationales.

Le premier chapitre est consacré à la présentation des principes fondamentaux de la curiethérapie HDR, à ses applications cliniques et à l'importance de l'assurance qualité dans ce contexte. Le deuxième chapitre décrit le matériel utilisé pour les tests, ainsi que les instruments et accessoires spécifiques aux contrôles qualité. Le troisième chapitre détaille les méthodes de vérification appliquées, les résultats obtenus et leur interprétation, avec une attention particulière portée à la précision dosimétrique, au bon fonctionnement des dispositifs de sécurité et à la conformité des pratiques avec les standards en vigueur.

À travers cette étude, ce mémoire vise à contribuer à l'optimisation continue des procédures d'assurance qualité en curiethérapie HDR, afin de garantir des traitements sûrs, efficaces et conformes aux exigences de la physique médicale moderne.

# Chapitre 1

## Curiethérapie HDR

### 1.1 Principes généraux de la curiethérapie HDR

#### 1.1.1 Définition de la curiethérapie HDR

La curiethérapie est une technique de radiothérapie interne où une source radioactive est placée à l'intérieur de la tumeur ou à proximité immédiate de celle-ci. Elle permet de délivrer une forte dose de rayonnement en peu de temps [8] [6].

La classification des débits de dose en curiethérapie, telle que définie par l'ICRU, distingue plusieurs catégories selon l'intensité de la dose délivrée par heure [7] [23] :

- **Ultra bas débit** : 0,01–0,3 Gy/h, utilisé principalement pour des implants permanents de graines radioactives.
- **Bas débit (LDR)** : 0,4–2 Gy/h. Ce mode offre une protection du personnel médical, mais peu de flexibilité en termes d'optimisation de la distribution des isodoses. Aujourd'hui, il est peu utilisé en routine clinique.
- **Débit pulsé (PDR)** : 0,5–1,0 Gy/h. Ce mode repose sur l'utilisation d'une source unique d'iridium-192 (15–37 GBq, soit environ 0,5–1 Ci) déplacée automatiquement toutes les heures pendant des séquences de 10 à 30 minutes. Ce mode nécessite généralement deux demi-épaisseurs supplémentaires de blindage, ce qui simplifie la protection du personnel par rapport au HDR.
- **Moyen débit (MDR)** : 2–12 Gy/h. Ce niveau de débit est peu utilisé aujourd'hui en clinique du fait de la généralisation du HDR et du PDR.
- **Haut débit (HDR)** : >12 Gy/h. Généralement réalisé à l'aide d'une source unique d'iridium-192 télécommandée, le HDR permet d'administrer de fortes doses en quelques minutes tout en gardant une grande précision du positionnement de la source.

#### 1.1.2 Principe de fonctionnement de la curiethérapie HDR

La curiethérapie HDR repose sur l'utilisation d'un système à chargement différé télécommandé (afterloading system). Ce dispositif contient la source radioactive, qui reste confinée en toute sécurité à l'intérieur de la machine jusqu'au moment du traitement.

---

Des applicateurs spécifiques (tels que des sondes, des aiguilles ou des cylindres) sont positionnés à l'intérieur de la tumeur ou à proximité immédiate de celle-ci, par voie naturelle ou chirurgicale. Une fois les applicateurs en place, la source radioactive est introduite de manière contrôlée à l'intérieur de leurs canaux. Elle se déplace progressivement, s'arrêtant à des emplacements précis appelés positions d'arrêt temporaires de la source (dwell positions). À chaque position, elle demeure pendant une durée définie, appelée temps d'arrêt de la source (dwell time), afin de délivrer la dose prescrite de manière optimale.

La durée du traitement ainsi que la localisation des positions de la source sont définies par un plan de traitement élaboré à partir d'imageries médicales (CT ou IRM). Le système peut programmer plusieurs positions avec des durées différentes pour optimiser la répartition de dose autour de la tumeur. Ce processus permet une distribution extrêmement précise de la dose, adaptée à la forme et au volume de la tumeur tout en offrant un excellent compromis entre efficacité thérapeutique et protection des tissus sains environnants (vessie, rectum, etc.) [13].



FIGURE 1.1 – Projecteur de source HDR ou système d'afterloading télécommandé.

### 1.1.3 Applications cliniques de la curiethérapie HDR

La curiethérapie HDR est utilisée pour le traitement de diverses tumeurs solides localisées, notamment pour les cancers du col de l'utérus, de la prostate, tête et du cou [1].

Dans le cas du cancer du col de l'utérus, on distingue principalement deux techniques :

- **Curiothérapie vaginale HDR** : elle repose sur l'insertion de la source radioactive dans un applicateur placé au niveau du vagin, utilisée principalement en traitement adjuvant post-opératoire pour les cancers précoces.

- 
- **Curiethérapie utéro-vaginale HDR** : elle repose sur l’insertion de la source à la fois dans l’utérus (au moyen d’une sonde intra-utérine) et dans le vagin (avec des ovides ou des cylindres vaginaux). Il s’agit de la technique de référence pour le traitement local des cancers du col de l’utérus à un stade localement avancé.

## 1.2 Source d’iridium-192 utilisée en curiethérapie HDR

### 1.2.1 Propriétés physiques de l’iridium-192

L’iridium-192 est un isotope radioactif artificiel produit par irradiation neutronique de l’iridium-191. Il émet principalement des rayonnements gamma et bêta, avec une énergie moyenne de 0,38 MeV pour les photons gamma. Sa demi-vie est d’environ 73,8 jours, ce qui entraîne une diminution progressive de son activité. Cela nécessite un remplacement régulier des sources pour maintenir l’efficacité du traitement, ainsi qu’une planification précise des traitements et un suivi rigoureux de l’activité des sources [12] [10].

### 1.2.2 Aspects de radioprotection et sécurité radiologique

L’utilisation de l’iridium-192 en curiethérapie HDR nécessite des mesures strictes de radioprotection pour le personnel médical, en raison de la forte activité de la source et de son émission de rayonnements gamma pénétrants. Pour protéger efficacement le personnel médical, le système d’afterloading télécommandé repose sur une source radioactive qui reste confinée dans l’appareil. Elle est ensuite insérée automatiquement dans les applicateurs via un câble motorisé de l’extérieur de la salle de traitement (TPS), ce qui élimine le risque d’exposition directe de tout le personnel [10].

Par ailleurs, la sécurité du traitement repose sur plusieurs dispositifs complémentaires :

- Un blindage adéquat des salles de traitement (murs, portes plombées),
- Des détecteurs de rayonnement et des systèmes d’alarme en cas de fuite,
- Des procédures de contrôle qualité régulières pour vérifier le bon fonctionnement du projecteur de source, le positionnement précis de la source et l’intégrité des connexions,
- Une formation spécifique du personnel aux procédures d’urgence et à la radioprotection.

## 1.3 Description des sources d’iridium-192 HDR

### 1.3.1 Design et encapsulation de la source

Les sources d’iridium-192 utilisées sont de petite taille, généralement sous forme de cylindres métalliques encapsulés dans de l’acier inoxydable ou du titane. Un exemple représentatif est le modèle Varian GM232.02-000-SFC, de forme cylindrique encapsulé en

acier inoxydable (stainless steel). Les dimensions extérieures approximatives de la capsule sont (Annexe 8) :

- **Longueur totale (avec câble) :** environ 4,52 mm
- **Diamètre extérieur :** 0,90 mm à 1,10 mm
- **Épaisseur minimale de la paroi :** 0,05 mm
- La longueur de la pastille active est d'environ 3,5 à 3,9 mm, pour un diamètre de 0,6 mm (pastille d'iridium).

Un connecteur et un câble en acier inoxydable soudé à l'une des extrémités de la capsule contenant la source, permettant son chargement automatique via l'afterloader. Cette encapsulation assure l'intégrité mécanique de la source, empêche la fuite de matériaux radioactifs et atténue le rayonnement bêta, tout en permettant le passage des rayonnements gamma utilisés pour le traitement [25].

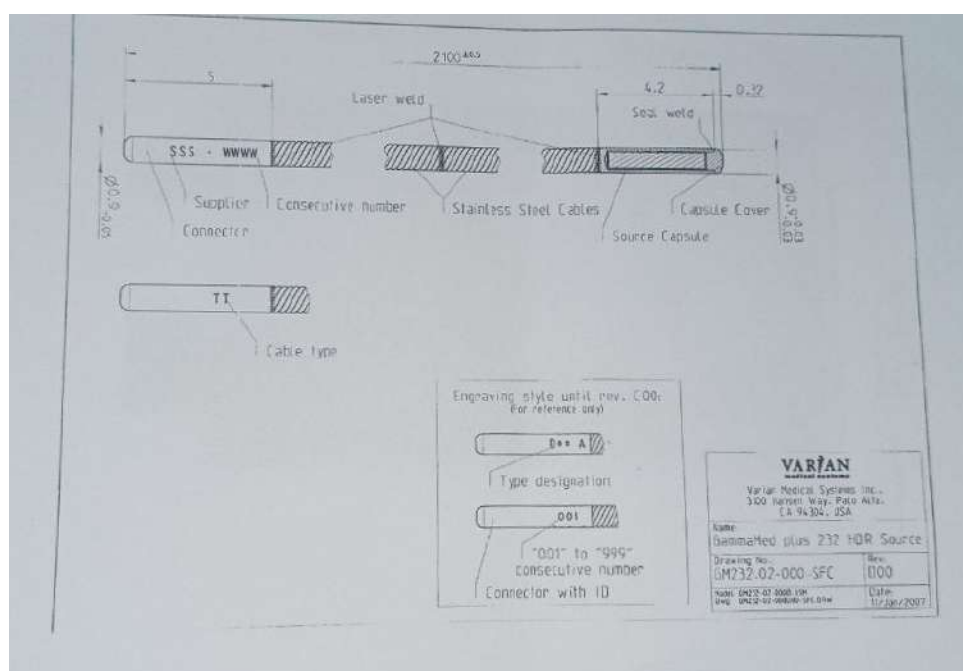


FIGURE 1.2 – Source d'iridium-192 HDR

### 1.3.2 Activité typique et évolution dans le temps

L'activité initiale d'une source d'iridium-192 utilisée est généralement de l'ordre de 370 GBq, soit environ 10 Ci. Cette activité élevée permet de délivrer rapidement des doses importantes de rayonnement, tout en gardant le temps d'irradiation clinique à un niveau raisonnable. En raison de la demi-vie relativement courte de l'iridium-192, l'activité décroît de moitié tous les deux mois et demi. Cette décroissance radioactive entraîne une augmentation progressive du temps nécessaire pour délivrer la dose prescrite au patient.

Les sources sont généralement remplacées tous les 3 à 4 mois. La surveillance régulière de l'activité de la source est donc essentielle pour garantir la conformité aux prescriptions dosimétriques et assurer la sécurité des traitements [10].

---

## 1.4 Assurance qualité en curiethérapie

### 1.4.1 Définition enjeux et importance

L'assurance qualité (AQ) regroupe l'ensemble des procédures et contrôles systématiques mis en place pour garantir que les traitements répondent aux exigences de précision, de sécurité et de conformité réglementaire. Selon la norme ISO 9000, l'AQ est définie comme « l'ensemble des activités préétablies et systématiques nécessaires pour donner à un client la confiance appropriée pour savoir qu'un produit ou service satisfera les exigences de qualité » [12].

En curiethérapie HDR, où des sources radioactives de forte activité sont utilisées à proximité immédiate des tissus sains, l'assurance qualité est primordiale. Elle vise à prévenir les erreurs de positionnement de la source, les écarts de dose et les incidents liés à la radioprotection.

#### ◆ Enjeux principaux de l'AQ en curiethérapie :

##### — Sécurité du patient et du personnel :

- o Minimiser l'exposition non intentionnelle aux rayonnements.
- o Vérifier l'intégrité et le bon fonctionnement des sources radioactives et des applicateurs.

##### — Précision du traitement :

- o S'assurer que la dose prescrite est délivrée avec exactitude à la zone cible, conformément au plan de traitement.
- o Éviter les erreurs de calibration, de positionnement ou de programmation du système d'afterloading.
- o Effectuer des contrôles de reproductibilité et de linéarité des doses administrées.

##### — Conformité réglementaire et bonnes pratiques cliniques :

- o Assurer la traçabilité des traitements et des contrôles réalisés.
- o Appliquer un suivi rigoureux des équipements et des sources selon les protocoles de contrôle qualité.

## 1.5 Systèmes de planification de traitement

### 1.5.1 Logiciels utilisés

Les systèmes de planification de traitement (TPS) pour la curiethérapie HDR permettent de concevoir des plans dosimétriques optimaux en intégrant les images anatomiques et en programmant précisément la distribution de la dose [10].

### 1.5.2 Intégration des données d'imagerie

Les systèmes de planification de traitement (TPS) intègrent des images provenant de diverses modalités pour optimiser la définition anatomique et la précision dosimétrique tels que :

- 
- **Tomodensitométrie (CT)** : considérée comme la référence standard, elle permet la reconstruction tridimensionnelle précise et sert de base pour le calcul de dose.
  - **Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)** : utilisée pour une meilleure visualisation des tissus mous, elle est particulièrement bénéfique dans le cadre de pathologies comme l'oncologie gynécologique, où elle améliore la délimitation des volumes cibles et des organes à risque [9].

### 1.5.3 Contourage et optimisation en curiethérapie HDR

- **Contourage** : délimitation précise, manuelle ou semi-automatique, des volumes cibles tumoraux ainsi que des organes à risque afin d'assurer une planification adaptée.
- **Optimisation manuelle** : intervention clinique basée sur l'expertise pour ajuster les positions et les temps dwell de la source radioactive, visant à améliorer la distribution de dose [2].
- **Optimisation inverse** : utilisation d'algorithmes automatisés qui calculent la distribution optimale de la dose en fonction des contraintes dosimétriques prédéfinies, permettant un équilibre entre efficacité thérapeutique et protection des tissus sains [2].

### 1.5.4 Algorithmes de calcul de dose en curiethérapie

#### 1.5.4.1 Algorithme basé sur TG-43

L'algorithme TG-43 (Task Group 43 de l'AAPM) est l'approche standard de calcul dosimétrique en curiethérapie depuis 1995. Il repose sur des hypothèses simplificatrices : la source radioactive est considérée comme étant immergée dans un milieu homogène équivalent à l'eau [15] [10].

#### 1.5.4.2 Algorithmes modernes

Avec l'évolution des systèmes de planification de traitement (TPS) vers des outils plus performants et réalistes, notamment pour les localisations anatomiques complexes, l'utilisation d'algorithmes avancés tels qu'Acuros BV (Varian) et ACE (Elekta) s'impose progressivement comme une alternative plus précise au modèle TG-43.

- **Algorithme déterministe Acuros BV** : L'algorithme Acuros BV, développé par Varian implanté dans le TPS BrachyVision, est un modèle déterministe de transport des particules. Il résout l'équation de Boltzmann linéarisée pour modéliser le transport photonique dans des milieux hétérogènes [22].

Il prend en compte :

- La densité réelle issue de l'imagerie CT.
- Les interfaces tissulaires (air, os, tissus mous).
- Les effets d'atténuation et de diffusion réels, dans le milieu  $y$  compris dans les applicateurs.

# Chapitre 2

## Matériels et instruments de contrôle pour la curiethérapie HDR

Dans le cadre de la curiethérapie HDR pratiquée à l'Hôpital Chahid Mahmoudi de Tizi-Ouzou (HCM), plusieurs matériels et instruments de contrôle sont mis en œuvre afin de garantir la précision du traitement et la sécurité du personnel. Parmi ces dispositifs figurent des fantômes, des chambres d'ionisation adaptées aux débits de la source, des électromètres à haute sensibilité, ainsi que des systèmes de vérification des emplacements programmés des sources. L'ensemble de ces équipements est utilisé pour réaliser les contrôles de routine et périodiques requis.

### 2.1 Projecteur de source HDR

C'est un appareil d'afterloading automatisé conçu pour insérer temporairement une source radioactive généralement de l'iridium-192 dans des applicateurs ou u, matériel vecteur. Ce système repose sur la technique d'afterloading, qui consiste à ne charger la source qu'une fois l'installation terminée, afin de limiter l'exposition du personnel médical, tout en assurant une protection optimale du personnel [24].

Le projecteur de curiethérapie HDR utilisé est le GammaMed Plus iX de Varian (Figure 2.1). Ce modèle permet de gérer jusqu'à 24 canaux indépendants, offrant une grande flexibilité pour les traitements multi-applicateurs. La référence de la source utilisée est GM 84000280, et le numéro de série du projecteur est 5512. Le système assure une surveillance continue de la position de la source, garantissant un contrôle rigoureux du déroulement du traitement. Il permet également une programmation précise des temps et des positions d'arrêt dwell, afin d'optimiser la distribution de dose. Enfin, une interface logicielle intégrée assure la communication fluide avec le système de planification, facilitant la mise en œuvre des traitements.

Le projecteur GammaMed Plus iX présente des caractéristiques techniques générales lui conférant une grande polyvalence d'utilisation. Il est compatible avec une large variété d'applicateurs, notamment gynécologiques, endo-urétraux, interstitiels et mammaires, ce qui permet de l'adapter à de nombreuses situations cliniques. Le système fonctionne selon le principe du chargement différé télécommandé, permettant à la source radioactive d'être automatiquement rétractée dans un blindage en tungstène dès la fin du traitement. Ce

---

mécanisme renforce la radioprotection du personnel médical en réduisant significativement son exposition aux rayonnements.



FIGURE 2.1 – Projecteur de source GammaMed Plus iX de Varian

## 2.2 Sources d'Iridium-192

L'Iridium-192 est un radio-isotope émetteur gamma couramment utilisé en curiethérapie HDR pour ses propriétés physiques adaptées au traitement localisé des tumeurs. La source actuellement en usage (Voir Annexe 3), référencée GM12000680 et portant le numéro de série 24-05-7550-003-032625-11980-28, a été livrée le 27 mars 2025. Son débit de kerma de référence dans l'air ( $S$ ) certifié est de  $48,76 \text{ mGy} \cdot \text{m}^2/\text{h}$ . L'activité apparente était de  $443,24 \text{ GBq}$  ( $11,98 \text{ Ci}$ ) le 26 mars 2025, et a diminué à  $10 \text{ Ci}$  le 15 avril 2025, conformément à sa demi-vie de 73,8 jours. La source est encapsulée dans un cylindre en acier inoxydable de 4,5 mm de long sur 0,6 mm de diamètre, assurant un confinement sécuritaire du rayonnement. Lorsqu'elle n'est pas utilisée, la source est conservée dans une enceinte blindée respectant les normes en matière de radioprotection.

## 2.3 Équipements de contrôle qualité

La mesure précise de l'activité de la source et le contrôle des doses délivrées sont essentiels pour garantir la qualité et la sécurité des traitements en curiethérapie HDR. Deux grandes catégories d'équipements sont utilisées :

---

## 2.3.1 Appareils de mesure

### 2.3.1.1 Chambre à puits

La chambre à puits est un dosimètre basé sur une chambre d'ionisation cylindrique spécialement conçue pour mesurer le débit de kerma de référence et l'activité des sources scellées utilisées en curiethérapie haut et bas débit de dose comme l'iridium-192. Lorsque la source radioactive est insérée dans le puits central de la chambre, les rayonnements ionisants qu'elle émet interagissent avec le gaz contenu dans la chambre (généralement de l'air ou un gaz spécifique), créant des paires d'ions. Le courant généré par ce processus est directement lié à l'activité de la source [16].

Le modèle TM33005 HDR, portant le numéro de série 121780, est caractérisé par un volume sensible ventilé de 200 cm<sup>3</sup> (Figure 2.2).



FIGURE 2.2 – Chambre à puits modèle TM33005 de PTW

### 2.3.1.2 Appareil de mesure de radioprotection

Le **Ludlum Model 3003**, ainsi que son équivalent avec détecteur intégré Model 3003i, est un appareil portatif conçu pour la détection rapide et polyvalente des rayonnements  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  et des neutrons (Figure 2.3). Robuste, léger et intuitif, il est particulièrement adapté aux mesures de surface, de débit de dose, et d'exposition cumulée, dans les environnements exigeants de la radioprotection (laboratoires, centres médicaux, sites industriels, etc.) [11].

#### Caractéristiques principales :

- **Détecteurs compatibles** : jusqu'à 4 détecteurs externes (GM, scintillateurs, chambres proportionnelles, neutrons) + détecteur interne en option pour le Model 3003i (GM scellé ou scintillateur intégré).

- **Modes de mesure disponibles** : Rate (débit), Max (pic), Count (comptage), Dose (exposition cumulée)
- **Plages de mesure** :
  - o **Débit de comptage** : de quelques coups par seconde (cps) jusqu'à plus de 999 kcps.
  - o **Exposition cumulée** : jusqu'à plusieurs centaines de sieverts (Sv), selon le détecteur utilisé.
- **Alimentation** : 4 piles AA offrant jusqu'à 175 heures d'autonomie continue. Alerte de batterie faible activée après environ 16 heures d'utilisation.



FIGURE 2.3 – Détecteur de mesure de rayonnement

### 2.3.1.3 Electromètre

Un électromètre mesure le courant électrique produit par le déplacement des ions entre les électrodes de la chambre d'ionisation. Ce courant est proportionnel au débit de la source. L'électromètre convertit ce courant en une valeur numérique qui permet d'estimer le débit de kerma ou l'activité, généralement exprimée en unités de charge (Coulombs) [16].

Les caractéristiques de l'électromètre utilisé (Figure 2.4) sont :

- o **Référence** : T10023 UNIDOSwebline, connecting system BNT
- o **Câble de connexion** : Câble coaxial blindé spécifique au modèle, assurant la transmission sans perte du signal ionique.



FIGURE 2.4 – Electromètre UNIDOSWebline de PTW

### 2.3.1.4 Port source

Afin d'assurer une connexion précise et sécurisée entre la chambre à puits et le système afterloader, un adaptateur mécanique ou port-source (Figure 2.5) est souvent nécessaire. Ce dispositif permet d'aligner correctement le centre de la source radioactive avec le point sensible de la chambre d'ionisation, lequel peut ne pas coïncider avec son centre géométrique, garantissant ainsi une mesure fiable et reproductible de l'activité [20].

Le porte-source utilisé est le T33004.1.013, compatible avec des sources de diamètre compris entre 1,8 mm et 3,2 mm.



FIGURE 2.5 – Porte-source adaptateur modèle T33004.1.012 de PTW

### 2.3.1.5 La plaque "Phantom PermaDoc"

La plaque utilisée est "Phantom PermaDoc" modèle 9404-GMP (Figure 2.6) de numéro de série 16046 est un dispositif de contrôle qualité utilisé pour vérifier la précision du positionnement et du déplacement de la source radioactive. Elle permet de documenter de manière permanente la position de la source grâce à une exposition sur film radiographique [17].



FIGURE 2.6 – "Phantom PermaDoc" modèle 9404-GMP

---

## 2.3.2 Scanner CT

Le scanner CT (tomodensitométrie) est couramment utilisé pour vérifier la bonne position des applicateurs en curiethérapie HDR. Après avoir placé les applicateurs dans le patient ou dans un fantôme (pour les tests de qualité), un scanner est effectué pour :

- Vérifier que les applicateurs sont bien positionnés.
- Contrôler le trajet des cathéters.
- S'assurer que la géométrie du plan de traitement correspond à la réalité.
- Détecter d'éventuels déplacements ou erreurs d'insertion.

Le scanner permet d'obtenir une image en 3D avec une très bonne précision (souvent  $\leq 1$  mm). Cela permet de :

- Comparer l'image initiale et celle du plan de traitement pour valider la concordance géométrique.
- Vérifier que les positions prévues pour la source radioactive (dwell positions) sont correctes.

Cette vérification est très importante dans les cas complexes, comme les traitements du col de l'utérus, de la prostate ou de la sphère ORL, où une petite erreur de position peut avoir un impact important sur la dose reçue par la tumeur ou les organes sains.

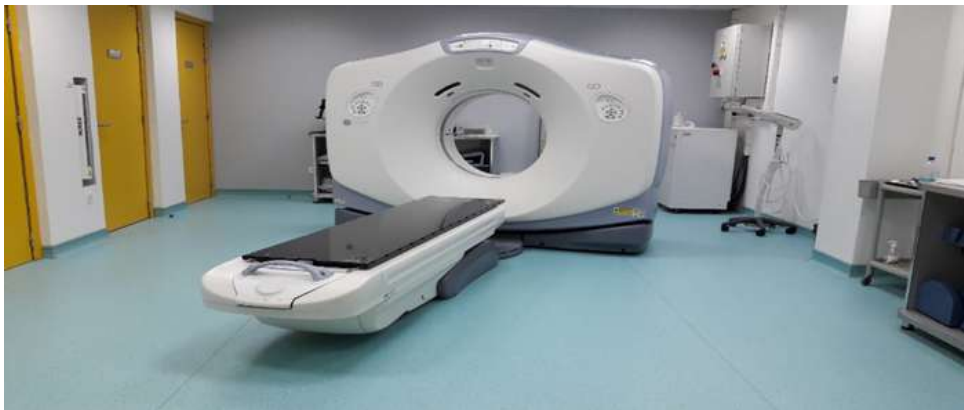


FIGURE 2.7 – Scanner simulateur

## 2.3.3 Accessoires

### 2.3.3.1 Film Gafchromic

Le film Gafchromic utilisé dans notre travail est le RTQA2 (Figure 2.8). C'est un film radiochromique spécialement conçu pour les tests de qualité. Il est optimisé pour des doses typiques de curiethérapie et permet une lecture précise de la position de la source radioactive. La lecture du film se fait par numérisation à l'aide d'un scanner à plat.

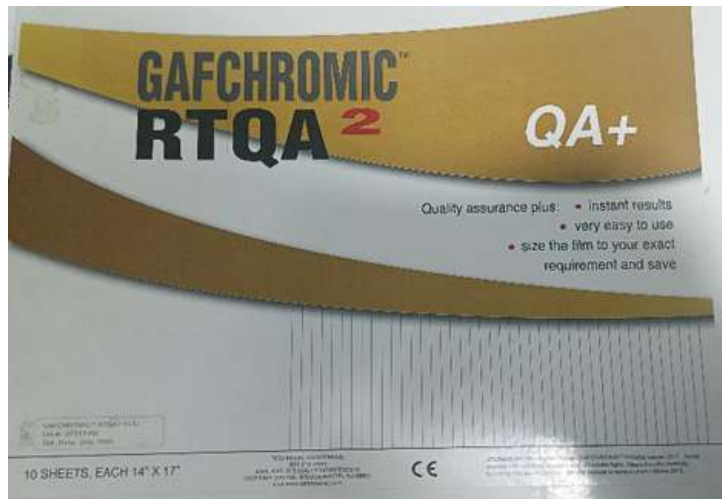


FIGURE 2.8 – Film Gafchromic RTQA2

### 2.3.3.2 "Mould Prob"

La tige de mesure appelée aussi "mould probe" (Figure 2.9) est un accessoire médical flexible utilisé pour simuler la trajectoire de la source dans le canal d'Afterloader, permettant de vérifier la géométrie, la reproductibilité du positionnement, et parfois d'assurer un contact optimal avec la chambre à puits ou un fantôme [2].

Les caractéristiques de la tige sont :

- **Type** : Tube intracavitaire.
- **Longueur** : 250 mm, 257 mm, 320 mm
- **Usage** : Simulation du trajet de la source dans un applicateur intracavitaire ou dans un fantôme de contrôle.



FIGURE 2.9 – "Mould Prob" de différentes longueurs

### 2.3.3.3 Onduleur APC Smart-UPS C 1000 VA

L'onduleur APC Smart-UPS C 1000 VA référence SMC1000IC (Figure 2.10) est un système de protection électrique de type line-interactive, conçu pour assurer l'alimentation de secours des équipements sensibles en cas de panne de courant ou de fluctuations

---

électriques. Il est couramment utilisé pour sécuriser des dispositifs critiques tels que les ordinateurs, les équipements médicaux ou les systèmes de contrôle industriels, en évitant les interruptions, les pertes de données et les dommages matériels [21].

Caractéristiques techniques principales :

- **Puissance nominale** : 1000 VA / 700 W
- **Technologie** : Onduleur line-interactive avec régulation automatique de tension (AVR)
- **Tension de sortie** : 230 V (ajustable à 220 V ou 240 V)
- **Temps de recharge** : environ 3 heures
- **Connectivité** : Port Ethernet SmartConnect pour la surveillance à distance via une interface cloud
- **Durée de vie de la batterie** : estimée entre 3 et 5 ans



FIGURE 2.10 – Onduleur APC

#### 2.3.3.4 Thermomètre et baromètre

La température et la pression atmosphérique influencent la densité de l'air dans la chambre à puits, ce qui impacte directement la mesure du courant ionique. Il est donc impératif de mesurer ces deux paramètres au moment de la mesure, afin d'appliquer les corrections nécessaires (Figure 2.11).



FIGURE 2.11 – Thermo-baromètre

---

### 2.3.3.5 Moniteur de rayonnement ambiant

Le moniteur de rayonnement ambiant utilisé est le système ALMO-1 (Figure 2.12). C'est un dispositif de sécurité utilisé en curiethérapie pour détecter la présence de la source radioactive en dehors de son logement. Couplé à une sonde GM (type 18550), il mesure le débit de dose ambiant en temps réel et signale toute situation anormale [14]. Il utilise une alarme visuelle et sonore avec le code suivant :

- **Vert** : Source rentrée, sécurité assurée
- **Rouge** : Source sortie
- **Jaune** : Erreur système
- **Rouge + alarme sonore** : Source sortie avec porte ouverte (situation critique)



FIGURE 2.12 – ALMO-1

Ce système assure une surveillance continue et une alerte rapide, renforçant la sécurité du personnel et des patients.

### 2.3.3.6 Unités d'alarme externes

Des unités d'alarme visuelles et sonores sont disponibles pour être raccordées aux systèmes ALMO. Ces dispositifs permettent d'alerter le personnel de l'état du projecteur de source (source sortie, alarme, fin de traitement, etc.) grâce à des signaux lumineux et/ou sonores [14].



FIGURE 2.13 – Alarme externes

### 2.3.3.7 Appicateurs cylindriques

Les applicateurs cylindriques sont des tubes rigides, en plastique médical ou en acier inoxydable, utilisés principalement pour le traitement des cancers du vagin (voir Figure 2.14).

La source radioactive se déplace dans un canal central (cathéter) à l'intérieur de l'applicateur. Sa forme cylindrique permet une répartition homogène de la dose tout autour de la cavité [4].

Le diamètre est choisi en fonction de l'anatomie de la patiente pour assurer un bon contact avec la paroi vaginale et éviter les espaces d'air, qui peuvent perturber la distribution de dose.



FIGURE 2.14 – Appicateurs cylindrique de 2cm, 2.5cm, 3cm et 3.5cm de diamètre

### 2.3.3.8 Appicateur de Fletcher

L'applicateur de Fletcher (Figure 2.15) est un dispositif gynécologique standard utilisé pour le traitement du cancer du col de l'utérus. Il est placé chirurgicalement sous anesthésie,

---

afin de garantir un positionnement précis dans l'utérus et les vaginaux [4].

Il est constitué de trois éléments principaux, chacun comportant un canal spécifique pour guider la source radioactive :

- **Tige intra-utérine « Tandem »** : insérée dans le canal utérin pour traiter la partie centrale du col (endocol). Elle existe en plusieurs longueurs pour s'adapter à l'anatomie.
- **Deux ovoïdes** : insérés latéralement dans les culs-de-sac vaginaux (fornix) pour traiter les paramètres.
- **Tubes guide-source** : intégrés dans chaque pièce pour permettre le passage de la source radioactive.



FIGURE 2.15 – Applicateurs Fletcher de 4cm, 6cm et 8cm de longueur

### 2.3.4 Dispositif de numérisation et d'analyse des films

La lecture des films radiochromiques nécessite une chaîne de numérisation et d'analyse spécifique, permettant l'exploitation précise des résultats dosimétriques

#### 2.3.4.1 Scanner à plat

Un scanner à plat est utilisé pour la numérisation des films Gafchromic après exposition. Il doit garantir une résolution et une homogénéité suffisantes pour une lecture fiable des densités optiques.

#### 2.3.4.2 Logiciels d'analyse

Les logiciels d'analyse utilisés pour la réalisation de notre étude sont :

- **EPSON Scan** : logiciel propriétaire utilisé pour piloter la numérisation avec des paramètres spécifiques.
- **ImageJ** : logiciel libre d'analyse d'image, utilisé pour la lecture des densités optiques, le repérage des positions de la source, et l'analyse dosimétrique.

---

### 2.3.5 Système de planification de traitement "Eclips"

Dans cette étude, la planification dosimétrique a été réalisée à l'aide du système de planification Eclipse version 18.01 (Varian Medical Systems). Bien qu'Eclipse soit principalement conçu pour la radiothérapie externe, il intègre également un module dédié à la curiethérapie HDR, permettant la reconstruction des applicateurs, la délimitation des volumes cibles (CTV) et des organes à risque (OAR), ainsi que l'élaboration des plans de traitement personnalisés.

Le calcul de dose est basé par défaut sur l'algorithme TG-43, qui suppose un milieu homogène équivalent à l'eau, sans prise en compte des hétérogénéités anatomiques ni de la géométrie des applicateurs. Toutefois, Eclipse version 18.01 offre également la possibilité d'utiliser des algorithmes model-based comme Acuros BV, permettant un calcul dans le milieu réel, en tenant compte des variations de densité tissulaire, des interfaces air-tissu, et des matériaux des applicateurs, conformément aux recommandations du rapport AAPM TG-186.

Pour cette étude comparative entre les algorithmes de calcul de dose TG-43 (calcul dans l'eau) et Acuros BV (calcul dans le milieu réel), un échantillon de 39 patientes traitées en curiethérapie HDR a été inclus.

La cohorte se compose de 31 patientes ayant reçu un traitement pour un cancer vaginal, et 8 patientes prises en charge pour une localisation utéro vaginale.

Tous les plans de traitement ont été initialement réalisés avec l'algorithme TG-43, puis recalculés avec Acuros BV en conservant les mêmes paramètres géométriques (positions de la source, dwell times, volumes contournés), afin de permettre une comparaison dosimétrique objective. Les images utilisées pour la planification sont issues de scanners.

# Chapitre 3

## Contrôle de qualité en curiethérapie HDR

### 3.1 Tests de contrôle de qualité

En curiethérapie, le contrôle qualité repose sur la réalisation régulière de tests pour vérifier que les équipements fonctionnent correctement et que les traitements sont sûrs et précis (Figure 3.1). Ces tests permettent de contrôler les performances mécaniques, dosimétriques et de sécurité du projecteur de source, des applicateurs, des systèmes de transfert et du logiciel de planification.

Les protocoles de contrôle qualité sont définis par plusieurs organismes de référence, comme la SFPM, ESTRO, l'AIEA à travers ses rapports techniques (TRS-430, TRS-471, TRS-492) et le COMP (Canadian Organization of Medical Physicists) [5] [7] [10].

Des tests sont classés selon leur fréquence (quotidienne, hebdomadaire, trimestrielle ou annuelle), les paramètres contrôlés, les tolérances acceptées et les documents de référence associés.

| Description   | Fréquence recommandée                                 | Tolérance                                     | Référence       |
|---|---|---|-----------------|
| Surveillance du patient   | Quotidienne   | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Autotest  | Au démarrage du projecteur                            | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Sécurité de la porte  | Hebdomadaire  | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Interruption de traitement  | Hebdomadaire  | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Arrêt d'urgence   | Hebdomadaire  | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Alimentation électrique   | Annuelle  | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Systèmes de connexion   | Hebdomadaire  | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Intégrité des tubes de transfert et vecteurs                                      | Annuelle  | Pas de traitement avant la mise en conformité | SFPM            |
| Rayonnement de fuite  | Avant chaque traitement                               | Kair à 5cm<0,1mSv et Kair à 1m<0,01mSv/h      | SFPM            |
| Test de contamination   | Trimestrielle   | Aucun matériel contaminé ne doit être utilisé | SFPM            |
| Equipement d'urgence  | Au changement de source                               | Pas de traitement en absence de matériel      | SFPM            |
| Linéarité et exactitude du positionnement de la source                            | Avant chaque traitement                               | ±1 mm   | SFPM            |
| Reproductibilité du positionnement de la source                                   | Hebdomadaire  | ±1 mm   | SFPM            |
| Constance du positionnement du câble de contrôle                                  | Annuelle  | 1mm par rapport à la valeur initiale          | SFPM            |
| Linéarité de l'horloge interne  | Changement du câble de contrôle, changement de source | Aucune  | SFPM            |
| Connexion des cathéters du plan au projecteur de source                           | Annuelle  | Exact   | COMP            |
| Verrouillages de la source et de la source fictive                                | Quotidienne   | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Charge de la batterie interne (rétablissement en cas de coupure de courant)       | Trimestrielle   | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Retrait complet de la source  | Quotidienne   | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Intégrité mécanique des applicateurs, des tubes de transfert et des connecteurs   | Trimestrielle   | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Fonctionnement de la manivelle  | Annuelle  | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Radiation de fuite  | Annuelle  | Valeur de référence                           | COMP            |
| Fonctionnement de l'indexeur multicanal   | Annuelle  | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Vérification indépendante du contrôle de la qualité                               | Annuelle  | Complet                                       | COMP            |
| Séquençement du DDP (seulement pour le DDP)                                       | Annuelle  | Fonctionnel                                   | COMP            |
| Linéarité du minuteur   | Annuelle  | 1%  | COMP            |
| Exactitude du positionnement de la source fictive                                 | Trimestrielle   | 3mm   | COMP            |
| Exactitude de positionnement de la source radioactive                             | Trimestrielle   | 1mm   | COMP            |
| Exactitude des temps d'arrêt  | Quotidienne   | 2%  | COMP            |
| Transfert des données de planification depuis l'ordinateur de planification de    | Quotidienne   | Exact   | COMP            |
| Ajustement des temps d'arrêt du plan  | Quotidienne   | Exact   | COMP            |
| Temps d'arrêt minimums  | Quotidienne   | Exact   | COMP            |
| Exactitude du positionnement de la source (et de la source fictive)               | Quotidienne   | 2mm   | COMP            |
| Enregistrements   | Trimestrielle   | complet                                       | COMP            |
| Reproductibilité du temps de transfert et de la dose de transfert                 | Annuelle  | valeur de référence                           | COMP            |
| Homogénéité de la source  | Trimestrielle   | valeur de référence                           | COMP            |
| Dimensions des applicateurs et des gabarits                                       | Annuelle  | valeur de référence                           | COMP            |
| Intégrité du blindage des applicateurs blindés                                    | Annuelle  | valeur de référence                           | COMP            |
| Exactitude positionnelle des marqueurs radiographiques                            | Annuelle  | valeur de référence                           | COMP            |
| Revue des procédures d'urgence  | Annuelle  | 1mm   | COMP            |
| Etalonnage de la source en terme de débit de kerma de référence dans l'air        | Au changement de source                               | Complet                                       | SFPM,COMP       |
| Exactitude de la longueur dosimétrique des applicateurs et des tubes de transfert | Annuelle  | ±5%   | SFPM,COMP       |
| Affichage du pupitre de commande  | Quotidienne   | 1mm   | SFPM,COMP       |
| Etalonnage de la source en terme de débit de kerma de référence dans l'air        | Au changement de source                               | Fonctionnel                                   | SFPM,COMP       |
| Temps de transit  | Annuelle  | ±5%   | SFPM,COMP       |
| Exactitude des temps d'arrêt  | Annuelle  | Contance                                      | SFPM,ESTRO      |
| Date, heure et activité de la source dans le projecteur                           | Quotidienne   | 1% ou 100ms (le plus grand des deux)          | SFPM,ESTRO,COMP |
|   |   | Exact   | ESTRO,COMP      |

FIGURE 3.1 – Principaux tests de contrôle de qualité en curiethérapie HDR

---

## 3.2 Surveillance du patient

La surveillance continue du patient pendant une séance constitue une exigence réglementaire majeure, indispensable pour garantir la sécurité et le confort du patient tout au long du traitement. La salle de traitement est équipée des dispositifs suivants :

- **Caméra mobile** : permettant un zoom et un cadrage ciblé, notamment en cas de situation clinique particulière.
- **Interphone audio bidirectionnel** : garantissant une communication permanente entre le personnel médical et le patient.



FIGURE 3.2 – Système de surveillance du patient

- o **Fréquence** : Quotidienne
- o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise de conformité
- o **Résultat** : La caméra est testée les images étaient nettes, stables. L'interphone a permis une conversation fluide et claire avec le patient, assurant un bon échange vocal dans les deux sens. L'ensemble du système de surveillance vidéo et audio est pleinement fonctionnel et conforme aux exigences de sécurité recommandées SFPM n°36. Il permet une observation constante du patient et une communication fiable pendant toute la durée du traitement HDR (Figure 3.2) [7].

## 3.3 Sécurité de la salle

La vérification du système de verrouillage de la porte de la salle de traitement a été réalisée conformément aux recommandations des guides de sécurité en radiothérapie et curiethérapie.

Il convient de souligner que la salle utilisée pour la curiethérapie HDR est également celle dédiée à la radiothérapie externe, autrement dit, le bunker de l'accélérateur linéaire. Ainsi, le blindage de la porte, son système de verrouillage, ainsi que l'ensemble des dispositifs de sécurité sont conformes aux normes réglementaires en matière de radioprotection.

Le projecteur de source HDR y est installé de façon permanente, profitant des protections existantes, ce qui permet de garantir une utilisation sûre du dispositif sans nécessité d'aménagements supplémentaires majeurs.

---

— **Système de fermteur de la porte :**

Le projecteur de source HDR utilisé dans cette salle est équipé d'un système de verrouillage de sécurité interconnecté avec la porte (interlock). Ce système empêche tout déclenchement de traitement tant que la porte n'est pas complètement fermée et verrouillée. Cette interconnexion est assurée par le logiciel d'afterloading, qui affiche en temps réel l'état de la porte (ouverte ou fermée).

Le système de sécurité de la salle repose sur plusieurs éléments interdépendants (Figure 3.3) :

- Un verrouillage électromécanique de la porte,
- Un logiciel d'afterloader, qui affiche en temps réel l'état de la porte ;
- Un bouton de sécurité "**Last Man Out**", situé à l'intérieur de la salle, à proximité de la sortie.
- Un contacteur de position mécanique fixé à la porte , permettant de détecter précisément sa position (ouverte ou fermée). Ce dispositif est relié physiquement à la structure de la porte et transmet un signal direct au système de sécurité.



FIGURE 3.3 – Système de la porte indiquée que la porte est fermée

Le bouton "**Last Man Out**" doit impérativement être activé par la dernière personne quittant la salle, constituant ainsi une validation manuelle de l'évacuation complète. Sans cette activation, le système bloque tout lancement de traitement, conformément aux principes de sécurité visant à prévenir toute exposition accidentelle à la source radioactive.

Les tests effectués dans le cadre du contrôle qualité ont permis de confirmer :

- L'interdiction automatique de démarrage du traitement si la porte est ouverte ou si le bouton "**Last Man Out**" n'a pas été activé (Figure 3.4).
- La détection correcte de l'état de la porte par le logiciel de commande (Figure 3.5).
- L'interruption immédiate de l'émission et le repli automatique de la source dans son conteneur blindé en cas d'ouverture de la porte en cours de traitement.

o **Fréquence** : Hebdomadaire

o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité



FIGURE 3.4 – "Last Man Out" n'a pas été activé.

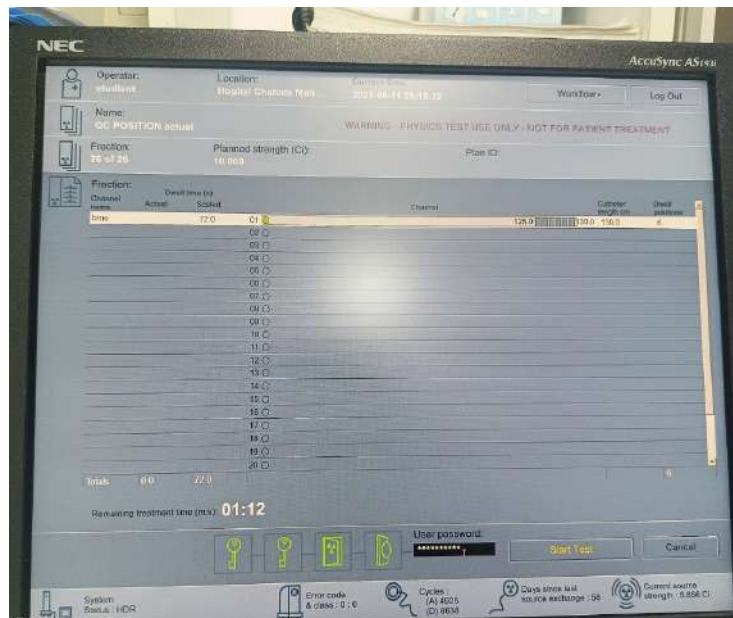


FIGURE 3.5 – "Last Man Out" activé.

- o **Résultat** : Ces essais valident le bon fonctionnement global du système interlock, garantissant qu'aucune émission radioactive ne peut avoir lieu en présence de personnel dans la salle. Ce dispositif constitue une mesure essentielle de sûreté imposée par les normes internationales en curiethérapie HDR [7].

### 3.4 Interruption du traitement

Le test d'interruption du traitement permet de s'assurer que, en cas d'urgence, l'action du bouton d'interruption situé sur le pupitre de commande ainsi que celle de l'unité de

commande à distance (pour les équipements PDR) provoquent correctement le retour immédiat de la source en position de stockage à la vitesse normale [5] [7].

- o **Fréquence** : Hebdomadaire
- o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité

Lors d'une vérification de routine, un traitement simulé est lancé, puis le bouton d'interruption du pupitre de commande est actionné. Le logiciel affiche alors le message « Interruption manuelle » (Figure 3.6), confirmant la prise en compte du signal (Figure 3.7).

Lors de ce test, les vérifications suivantes sont effectuées :

- le retour correct de la source en position de stockage ;
- le bon fonctionnement et la cohérence de l'ensemble des indicateurs visuels et sonores ;
- la concordance des données affichées par le contrôleur d'ambiance radioactive indépendant ;
- l'apparition du message d'erreur attendu sur le pupitre de commande.

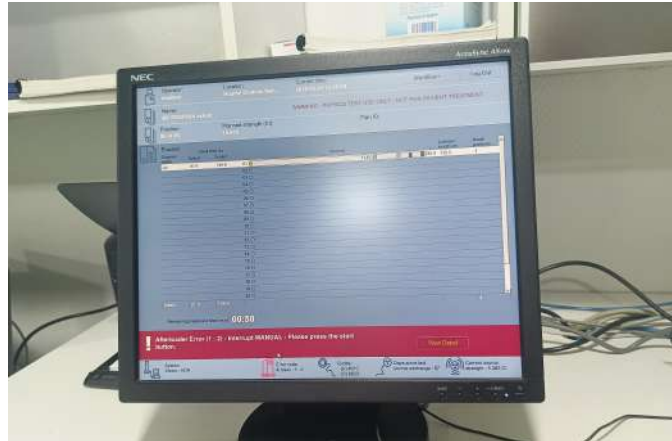


FIGURE 3.6 – Affichage de message d'erreur d'interruption



FIGURE 3.7 – Soner de unités d'alarme

Ce test est effectué conformément aux recommandations, garantissant le respect des bonnes pratiques et des normes. Ce test a été réalisé par l'ingénieur (Voir Annexe 5).

---

## 3.5 Alimentation électrique

Ce test est effectué par le physicien médical. Il permet de vérifier que, en cas de coupure de courant, la source retourne automatiquement en position de sûreté, et que les paramètres de traitement ainsi que les temps restants à délivrer sont correctement conservés lorsque l'alimentation est rétablie (Figure 3.8) [7].

- o **Fréquence** : Annuelle
- o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité



FIGURE 3.8 – Système d'alimentation de projecteur

## 3.6 Dispositifs d'arrêt d'urgence

Le présent test consiste à vérifier que tous les dispositifs d'arrêt d'urgence (Figure 3.9) fonctionnent conformément aux exigences de sécurité, assurant [7] :

- l'interruption immédiate du traitement en cas d'urgence.
  - le retour sécurisé de la source radioactive dans son blindage.
  - la prévention du démarrage d'un traitement lorsque les dispositifs internes sont activés.
- o **Fréquence** : Annuelle
  - o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité
  - o **Résultat** :

- **Dispositifs d'arrêt d'urgence situés à l'intérieur de la salle de traitement :**
  - Lorsque ces dispositifs sont activés, le système empêche tout démarrage de traitement.
  - Le bon fonctionnement est confirmé par une observation directe via les caméras mobiles installées dans la salle.
  - On constate sur les images la non-sortie de la source, ce qui valide le blocage du système.
- **Dispositifs d'arrêt d'urgence situés à l'extérieur de la salle (boutons muraux ou consoles) :**
  - Leur activation en cours de traitement entraîne :
    - l'interruption immédiate du traitement.
    - Le rappel de la source dans le projecteur.
  - Le retour de la source est vérifié en temps réel via les caméras de surveillance.
  - Des signaux sonores et lumineux d'alarme s'activent à l'extérieur de la salle pour alerter le personnel de l'état du système (présence ou non de la source dans la salle de traitement).

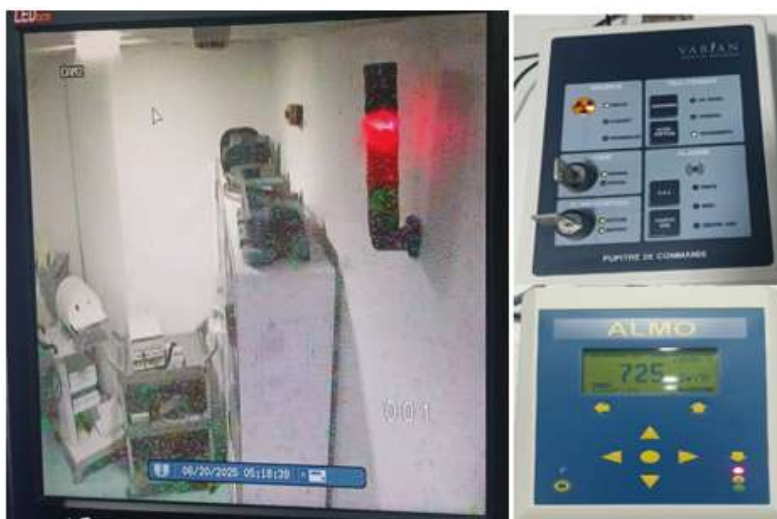


FIGURE 3.9 – Système d'alarme sonore et visuelle en cas d'urgence

### 3.7 Procédure d'urgence

La gestion des situations d'urgence en curiethérapie HDR constitue une composante essentielle de la radioprotection et de la sécurité des patients et du personnel [5] [7].

- o **Fréquence** : Annuelle
- o **Tolérance** : Complet
- o **Résultat** : Au sein du service, une procédure dédiée aux situations d'urgence est formellement établie. Elle précise les mesures à appliquer en cas d'incident ou de dysfonctionnement, en particulier en cas de blocage de la source radioactive :

- **Nom de la procédure** : Procédure Situation d'urgence HDR

- 
- **Référence de la procédure** : RTH-PH-01
  - **Version de la procédure** : 1
  - **Date de mise en application de la procédure** : 13/01/2025.

de la procédure Un schéma d'action détaillé, illustrant les étapes à suivre en cas d'urgence, est fourni dans l'annexe 7 afin de faciliter la visualisation et la compréhension des rôles de chaque intervenant.

### 3.8 Intégrité des tubes de transfert et des vecteurs

Avant chaque séance de traitement, une inspection visuelle et tactile des tubes de transfert, des applicateurs et des connecteurs a été effectuée afin de garantir leur état optimal, leur propreté ainsi que l'absence de signes d'usure, de pliure, de fissure ou de corps étrangers. De plus, à l'occasion du changement de source du projecteur, une vérification détaillée de l'intégrité mécanique de l'ensemble des équipements a été réalisée pour s'assurer du respect des tolérances établies [5].



FIGURE 3.10 – Tubes de transfert et vecteurs

- 
- o **Fréquence** : Quotidienne.
  - o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité.
  - o **Résultat** : Les résultats de ces deux contrôles ont mis en évidence une légère déformation sur l'un des vecteurs (Figure 3.10). Conformément aux règles de sécurité, celui-ci a été retiré du processus de traitement et remplacé par un vecteur en parfait état, garantissant ainsi la précision du positionnement de la source ainsi que la sûreté du patient tout au long de la procédure.

## 3.9 Equipement d'urgence

L'objectif du test est de s'assurer de la disponibilité des équipements de sécurité nécessaires à la mise en œuvre immédiate des mesures d'urgence, en cas de défaillance du projecteur de source ou d'incident impliquant la source radioactive, il s'agit du [7] :

— **Pot blindé de stockage de secours** :

- o Destiné à accueillir la source radioactive en cas de rupture du câble ou de blocage hors du projecteur.
- o Permet de contenir la radioactivité et de protéger le personnel en situation critique.
- o Doit être facilement accessible, clairement identifié, et situé dans un emplacement dégagé.

— **Pince coupante** :

- o Sert à sectionner le câble porteur de la source en cas de blocage mécanique ou de défaillance de rétraction automatique.
- o Utilisée uniquement en situation d'urgence par un personnel formé.

— **Pince longue (type pince à bec fin)** :

- o Permet la manipulation à distance du câble ou de la source pour limiter l'exposition.
- o Recommandée pour insérer la source manuellement dans le pot blindé de secours.

- o **Fréquence** : Quotidienne.
- o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité.
- o **Résultat** : Conformément à la procédure d'urgence du service, ces équipements doivent être vérifiés avant toute séance de traitement, afin d'assurer une réponse rapide et sécurisée en cas d'anomalie (Figure 3.11).

## 3.10 Charge de la batterie interne

La **Batterie au plomb étanche 12 V – 9 Ah** est une batterie rechargeable de type plomb-acide régulée par soupape (VRLA), utilisée comme source d'alimentation de secours dans les systèmes critiques tels que les onduleurs, dispositifs médicaux, équipements de sécurité ou d'urgence. Grâce à sa conception étanche et sans entretien, elle assure un fonctionnement fiable en environnement fermé, sans émission de gaz (Figure 3.12) [19].



FIGURE 3.11 – Conteneur blindé

Les principales caractéristiques techniques de cette batterie sont les suivantes :

- **Tension nominale** : 12 V
- **Capacité** : 9 Ah à une décharge sur 20 heures
- **Technologie** : Plomb-acide à recombinaison gazeuse (VRLA), sans entretien
- **Type de bornes** : Faston 6,35 mm
- **Dimensions** : 151 mm (longueur) × 65 mm (largeur) × 94 mm (hauteur)
- **Température de fonctionnement** :
  - o **En charge** : 0°C à 40°C
  - o **En décharge** : -15°C à 50°C
- **Durée de vie** : 3 à 5 ans en utilisation standard à 25°C

Cette batterie a pour rôle de garantir la rétractation immédiate et sécurisée de la source radioactive en cas de coupure de l'alimentation principale, tout en assurant la continuité des fonctions critiques du système de curiethérapie.

**Test de coupure d'alimentation** : Ce test consiste à simuler une perte de courant afin de vérifier les points suivants :

- Le relais instantané de l'onduleur, sans interruption visible dans le fonctionnement du projecteur ;
  - La capacité de la batterie interne à rappeler immédiatement la source en cas d'insuffisance de l'UPS ;
  - La conservation des journaux de traitement et la possibilité de reprise du traitement à partir des données enregistrées.
- o **Fréquence** : Trimestrielle.
  - o **Tolérance** : Fonctionnel.
  - o **Résultat** : La redondance des dispositifs de secours (UPS et batterie interne) renforce la sécurité du patient et réduit les risques de défaillance critique en cas de panne de courant. Ce test a été réalisé par l'ingénieur (Voir Annexe 5) [5] [7].



FIGURE 3.12 – Batterie au plomb

### 3.11 Vérification de la manivelle d'urgence

La manivelle d'urgence constitue un dispositif essentiel permettant de rappeler manuellement la source radioactive dans son coffre blindé en cas de défaillance du système automatique (Figure 3.13). Elle doit être vérifiée en présence de l'ingénieur de service, en particulier lors du remplacement de la source [5] [7].

- o **Fréquence** : Annuelle.
- o **Tolérance** : Valeur de référence
- o **Résultat** : La vérification a été effectuée le jour du changement de source par l'ingénieur du constructeur (Voir Annexe 5).



FIGURE 3.13 – Manivelle d'urgence

---

## 3.12 Affichage du pupitre de commande et interrupteur à clé

Le pupitre de commande de l'unité constitue un élément central dans le processus de traitement, assurant à la fois la gestion opérationnelle et la sécurité du système. Il permet de contrôler les paramètres du traitement, d'afficher en temps réel la position de la source radioactive (sortie ou rentrée), et de signaler tout événement anormal via des alarmes visuelles et sonores.

### 3.12.1 Vérification des indicateurs de statut du traitement

Dans le cadre du contrôle qualité, une simulation de sortie de la source a été réalisée afin de vérifier le bon fonctionnement coordonné des voyants et alarmes du pupitre de commande et du détecteur ALMO (Figure 3.14) [5] [7] .

- o **Fréquence** : Quotidienne.
  - o **Tolérance** : Fonctionnel
  - o **Résultat** :
- a) **Indicateur lumineux** : Le témoin lumineux «**SOURCE : SORTIE**» s'allume automatiquement dès l'initiation de la sortie de la source, indiquant clairement l'état de traitement en cours. Cette signalisation est conforme aux exigences de sécurité définies par les normes en vigueur .
  - b) **Détecteur de rayonnement ALMO** : Lors de la sortie de la source, le débit de dose ambiant mesuré par le détecteur ALMO a atteint 725  $\mu\text{Sv/h}$ . Cette mesure a déclenché l'activation automatique des voyants lumineux (vert, jaune, rouge) et de l'alarme sonore intégrée. Cette réponse confirme la détection effective de la source en position de traitement.
  - c) **Alarme sonore** : Se déclenche pendant toute la durée de présence de la source en position de traitement. Son intensité est suffisante pour être perçue depuis les zones de circulation proches de la salle, ce qui garantit une alerte efficace en cas d'exposition accidentelle.



FIGURE 3.14 – Indicateurs de statut du traitement

Cette vérification confirme que les systèmes de signalisation offrent une visualisation fiable de l'état du traitement, garantissant la traçabilité et la sécurité du personnel et du patient.

### 3.12.2 Vérification de l'interrupteur à clé

Le commutateur à clé, dispositif de sécurité matériel, a été également testé. Il permet de verrouiller l'émission de la source en cas d'absence de personnel autorisé. Les résultats du test sont les suivants [5] :

- Lorsque la clé est en position "**OFF**", la sortie de la source est physiquement impossible, même si un traitement est lancé (Figure 3.15).
- Le logiciel du projecteur HDR détecte la condition de sécurité et inhibe automatiquement le traitement, ou affiche une erreur système.

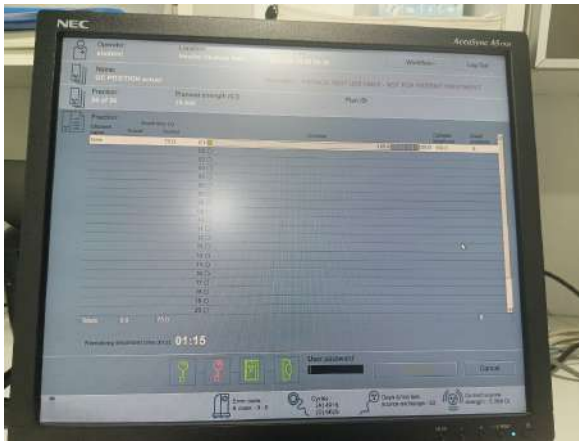


FIGURE 3.15 – Verrouillages de la clé "**OFF**"



FIGURE 3.16 – Verrouillages de la clé "**On**"

Ce test confirme la conformité du système de verrouillage par clé, qui permet de prévenir tout risque d'émission accidentelle de la source radioactive. Il garantit que seul le personnel autorisé peut initier le traitement.(Figure 3.16)

---

### 3.13 Date heure et activité de la source dans l'unité de traitement

Le suivi régulier de la décroissance de l'activité de la source d'iridium-192 est essentiel en curiethérapie. Il permet de vérifier la cohérence entre les données enregistrées par le système d'afterloading et les valeurs théoriques calculées à partir de la date d'étalonnage initiale. La vérification a été effectuée par l'ingénieur (Voir Annexe 5)

- a) **Date** : Les dates indiquées dans le logiciel d'afterloading correspondent parfaitement aux dates de référence. Aucune anomalie temporelle n'a été constatée à ce niveau.
- b) **Heure** : Lors du contrôle de cohérence, il été constaté que l'heure affichée par le logiciel d'afterloading correspond exactement à l'heure réelle de référence. Aucun décalage n'a été observé, ce qui est conforme aux bonnes pratiques de traçabilité.
- c) **Comparaison de l'activité de la source (logiciel vs calcul manuel)** : Les activités affichées par le logiciel de traitement ont été comparées aux activités théoriques calculées manuellement à l'aide de la formule classique de décroissance radioactive (Voir Annexe 4) [5] [10] :

L'activité au temps  $t$  est donnée par :

$$A(t) = A_0 e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}} \cdot t}$$

avec :

- $A_0 = 10 \text{ Ci}$  : activité initiale,
- $t_{1/2} = 73,83 \text{ jours}$  : période radioactive,
- $t$  : nombre de jours écoulés depuis la date de calibration.

o **Fréquence** : Quotidienne.

o **Tolérance** : Exact.

o **Résultat** : Les écarts entre les valeurs calculées théoriquement et celles calculée par le logiciel sont donnés sur Table 3.1. On observe des écarts extrêmement faibles, inférieurs à  $\pm 0,01 \%$ , ce qui confirme :

\* La fiabilité du logiciel de calcul de la décroissance radioactive.

\* La cohérence temporelle du système.

Ces résultats respectent la tolérance recommandée par le guide canadien BRA.2015.06.02, et confirment la stabilité et la conformité du système de curiethérapie HDR utilisé.

### 3.14 Rayonnement de fuite

Conformément à la norme **NF EN 60601-2-17** (paragraphe 30.1.1 b), les rayonnements de fuite (débit de dose) autour du projecteur de source doivent respecter les limites recommandées. Ce contrôle est effectué de manière trimestrielle (vérification technique interne de radioprotection) ainsi qu'annuelle selon le protocole **BRA.2015.06.02**, afin de garantir l'intégrité de l'enceinte blindée du projecteur de source [5] [7].

TABLE 3.1 – Comparaison entre l'activité calculée et l'activité issue du logiciel

| Date       | Activité/logiciel (Ci) | Activité/calculée (Ci) | Écart (%) |
|------------|------------------------|------------------------|-----------|
| 20/04/2025 | 9.542                  | 9.541                  | 0.006     |
| 21/04/2025 | 9.453                  | 9.452                  | 0.007     |
| 23/04/2025 | 9.277                  | 9.276                  | 0.006     |
| 30/04/2025 | 8.687                  | 8.686                  | 0.006     |
| 05/05/2025 | 8.288                  | 8.288                  | 0         |
| 07/05/2025 | 8.134                  | 8.133                  | 0.001     |
| 11/05/2025 | 7.834                  | 7.834                  | -0.001    |
| 12/05/2025 | 7.761                  | 7.760                  | 0.001     |
| 14/05/2025 | 7.617                  | 7.616                  | 0.006     |
| 18/05/2025 | 7.336                  | 7.335                  | 0.002     |
| 19/05/2025 | 7.268                  | 7.267                  | 0.010     |
| 21/05/2025 | 7.132                  | 7.132                  | 0         |
| 26/05/2025 | 6.805                  | 6.805                  | 0         |
| 28/05/2025 | 6.679                  | 6.678                  | 0.008     |
| 04/06/2025 | 6.254                  | 6.253                  | 0.005     |
| 09/06/2025 | 5.967                  | 5.966                  | 0.002     |
| 10/06/2025 | 5.911                  | 5.911                  | -0.001    |
| 11/06/2025 | 5.856                  | 5.855                  | 0.002     |
| 16/06/2025 | 5.588                  | 5.587                  | 0.012     |
| 18/06/2025 | 5.484                  | 5.483                  | 0.011     |
| 22/06/2025 | 5.282                  | 5.281                  | 0.013     |
| 23/06/2025 | 5.232                  | 5.231                  | 0.001     |
| 25/06/2025 | 5.135                  | 5.134                  | 0.007     |

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** :  $< 0,1\text{mSv/h}$  à 5cm, et  $< 0.01\text{mSv/h}$  à 1m.
- o **Résultat** : Lors de la vérification, des mesures ont été réalisées à différentes positions autour du projecteur (Figure 3.17). Les mesures réalisées à 5 cm et à 100 cm du projecteur de source (Table 3.2) ont été comparées aux critères de conformité fixés par la norme **NF EN 60601 2 17**, les résultats sont très nettement inférieures aux seuils de tolérance. Ce-la confirme que le blindage du projecteur de source est parfaitement opérationnel et que l'intégrité de l'enceinte est maintenue. Ainsi, la stabilité du rayonnement de fuite est assurée, garantissant la protection du personnel ainsi que la sûreté du patient conformément aux recommandations.



FIGURE 3.17 – Points de mesure des débits de dose autour du projecteur : **1** — dessus, **2** — avant, **3** — droite, **4** — gauche, **5** — arrière.

TABLE 3.2 – Débit de dose mesuré à différentes positions autour de projecteur

| Position | Débit de dose à 5 cm ( $\mu\text{Sv h}^{-1}$ ) | Débit de dose à 5 cm ( $\text{mSv/h}$ ) | Débit de dose à 100 cm ( $\mu\text{Sv h}^{-1}$ ) | Débit de dose à 100 cm ( $\text{mSv/h}$ ) |
|----------|--|---|--|---|
| 1        | 1.6  | 0.0016                                  | 0.5  | 0.0005                                    |
| 2        | 1.7  | 0.0017                                  | 0.9  | 0.0009                                    |
| 3        | 1.2  | 0.0012                                  | 0.4  | 0.0004                                    |
| 4        | 1.6  | 0.0016                                  | 0.5  | 0.0005                                    |
| 5        | 2.2  | 0.0022                                  | 0.5  | 0.0005                                    |

### 3.15 Contamination du Câble de contrôle et des applicateurs

Le test de contamination vise à s'assurer de l'absence radioactive sur le câble de transfert et les applicateurs, afin de garantir la sécurité des utilisateurs et des patients. Selon les recommandations ce contrôle est réalisé à chaque changement de la source.

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** : Aucun matériel contaminé ne doit être utilisé .
- o **Résultat** : Ce test a été effectué le jour du changement de source par l'ingénieur du constructeur conformément à la procédure faite par l'ingénieur (Voir Annexes 6) :
  - Le câble de transfert a été contrôlé immédiatement après le remplacement de la source.

- 
- Aucun signe de contamination n'a été détecté sur le câble.
  - Par conséquent, aucun contrôle supplémentaire des applicateurs et câbles de transfert n'a été nécessaire [7].

Résultat de ce teste aucun matériel contaminé n'a été identifié.

### 3.16 Retrait complet de la source

Ce contrôle a pour objectif de s'assurer que la source radioactive a bien été rétractée intégralement dans son enceinte blindée du projecteur. L'absence de retrait complet constituerait un événement critique de radioprotection.

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** : Aucun matériel contaminé ne doit être utilisé .
- o **Résultat** : A l'aide de dispositif ALMO-1 est un instrument de radioprotection il consiste à mesurer le débit de dose résiduel dans la salle de traitement(Figure 3.18) [5] [7].



FIGURE 3.18 – indication de la sortie et la rentre de la source

### 3.17 Ajustement des temps d'arrêt

Ce contrôle permet de garantir que le calcul du temps de traitement effectué par la console du projecteur de source tient correctement compte du jour du traitement ainsi que de la décroissance de l'activité de la source. Il est réalisé en comparant le facteur de correction calculé par la console à une vérification indépendante effectuée à l'aide d'une table de décroissance, d'un calcul manuel ou d'un logiciel de calcul spécifique. Les valeurs mesurées lors de chaque contrôle avant traitement(Voir Annexe 4), ainsi que les résultats des vérifications indépendantes, sont détaillés dans la Table 3.3 [5] :

- o **Fréquence** : Quotidienne.
- o **Tolérance** : .
- o **Résultat** : Ce test permet de valider que le logiciel de contrôle du projecteur de source applique correctement la loi de décroissance de la source ainsi que le calcul

TABLE 3.3 – Comparaison des facteurs de rapport mesurés

| Facteur de rapport | Facteur mesuré | Écart (%) |
|--------------------|----------------|-----------|
| 1.048 00           | 1.048 06       | -0.005 87 |
| 1.057 87           | 1.057 94       | -0.007 33 |
| 1.077 93           | 1.078 00       | -0.006 51 |
| 1.151 15           | 1.151 22       | -0.006 54 |
| 1.206 56           | 1.206 55       | 0.000 41  |
| 1.229 41           | 1.229 42       | -0.001 17 |
| 1.276 49           | 1.276 47       | 0.001 41  |
| 1.288 49           | 1.288 51       | -0.001 74 |
| 1.312 85           | 1.312 93       | -0.006 49 |
| 1.363 14           | 1.363 17       | -0.002 83 |
| 1.375 89           | 1.376 03       | -0.010 68 |
| 1.402 13           | 1.402 11       | 0.000 79  |
| 1.469 51           | 1.469 50       | 0.000 21  |
| 1.497 23           | 1.497 36       | -0.008 70 |
| 1.598 98           | 1.599 07       | -0.005 70 |
| 1.675 88           | 1.675 92       | -0.002 68 |
| 1.691 76           | 1.691 73       | 0.001 56  |
| 1.707 65           | 1.707 69       | -0.002 40 |
| 1.789 55           | 1.789 76       | -0.012 03 |
| 1.823 49           | 1.823 68       | -0.010 91 |

du temps de traitement prévu pour le jour du traitement. Les écarts mesurés sont généralement inférieurs à  $\pm 1\%$ , ce qui est acceptable vis à vis des recommandations.

### 3.18 Connexion des cathéters entre le TPS et le projecteur de source

Ce contrôle permet de s'assurer que la correspondance entre le programme de traitement du logiciel de planification (TPS) et les canaux réellement connectés à l'indexeur du projecteur de source est respectée [5].

Pour tester la fonctionnalité du mécanisme de vérification des canaux, un plan de traitement a été préparé avec un applicateur prévu sur le canal 1. Lors du contrôle, l'applicateur a été volontairement connecté au canal 2 du projecteur.

- o **Fréquence** : Quotidienne.
- o **Tolérance** : .
- o **Résultat** : Le logiciel de commande du projecteur a correctement indiqué une erreur de connexion « applicateur non branché sur le canal 1 », confirmant ainsi le fonctionnement attendu du mécanisme de vérification (Figure 3.19)

Ce test est effectué conformément aux recommandations, afin de garantir par a suite le bon positionnement de la source pendant le traitement.

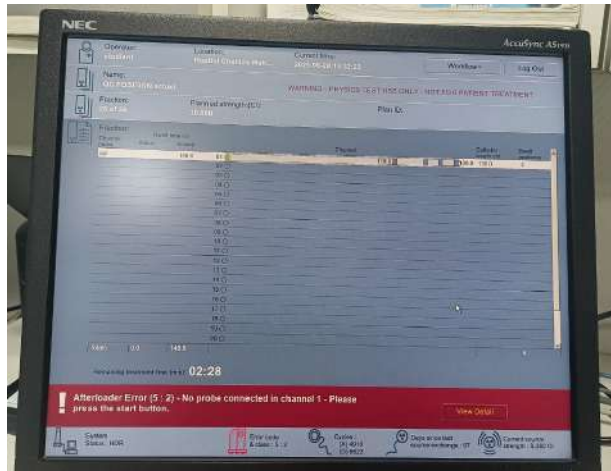


FIGURE 3.19 – Erreurs de branchement dans les canaux

### 3.19 Verrouillages de la source et de la source fictive

Le logiciel de contrôle du projecteur de source est conçu pour détecter toute anomalie dans les connexions des cathéters aux canaux de projecteur. L'absence de connexion sur l'un des canaux, le logiciel indique immédiatement une erreur et un blocage de lancement du traitement ou du test (Figure 3.20).

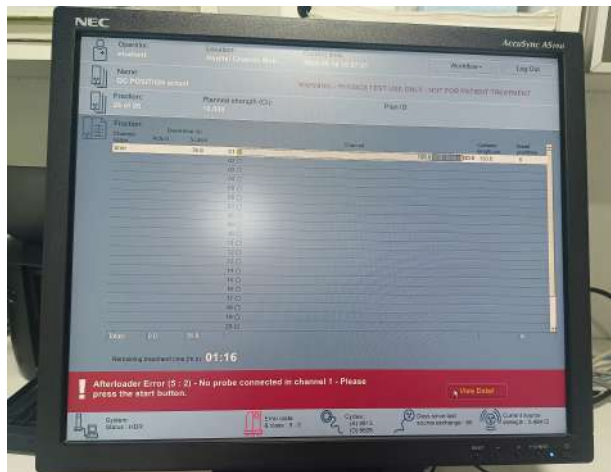


FIGURE 3.20 – Débranchement du tube de transfert dans un canal

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** : Fonctionnel .
- o **Résultat** : Ce test, bien qu'il ait signalé une erreur de connexion, a permis de vérifier l'efficacité du système de détection automatique des anomalies de branchement. Il est donc conforme aux recommandations en matière de sûreté des traitements [5].

---

## 3.20 Systèmes de connexion

Ce test contrôle que le projecteur de source bloque le traitement et affiche un message d'erreur en cas de [7] :

- Non verrouillage de l'indexeur (si applicable) — détaillé en section 3.18.
- Absence de gaine de transfert — indique le même erreur que le section 3.18.
- o **Fréquence** : Hebdomadaire.
- o **Tolérance** : Pas de traitement avant la mise en conformité .
- o **Résultat** : Le contrôle a permis de vérifier que le logiciel du projecteur détecte correctement l'ensemble des anomalies de connexion. Les erreurs simulées lors du test ont confirmé le bon fonctionnement du mécanisme de sûreté tel que prévu.

## 3.21 Constance du positionnement du câble de contrôle

Ce test permet de s'assurer que le positionnement de la source factice reste identique à celui obtenu lors du test de référence, garantissant ainsi que la source atteindra les positions programmées avec précision [7].

- o **Fréquence** : Trimestrielle. Le câble est systématiquement remplacé par l'ingénieur à chaque changement de la source radioactive. En conséquence, un nouveau test de constance doit être réalisé immédiatement après chaque remplacement de la source, afin de valider l'intégrité du nouveau câble installé.
- o **Tolérance** : 1mm par rapport à la valeur initiale.
- o **Résultat** : Le teste a été réalisé par l'ingénieur (Voir Annexe 5).

## 3.22 Intégrité mécanique des applicateurs des tubes de transfert et des connecteurs

Avant chaque séance, il est impératif de s'assurer du bon état mécanique de l'ensemble des dispositifs de transfert afin de garantir la sécurité du traitement et le bon positionnement de la source radioactive [5]. L'examen consiste à rechercher tout signe de dégradation ou de non-conformité, tels que :

- Coudes, torsions ou écrasements
- Fissures ou usure anormale des surfaces
- Mauvais emboîtement ou connecteurs défectueux
- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** : Fonctionnel .
- o **Résultat** : Lors du contrôle effectué, aucun dommage n'a été constaté. Les applicateurs, les tubes de transfert et les connecteurs présentent une intégrité mécanique satisfaisante, sans usure excessive ni défauts visibles. Les raccords étaient correctement assemblés et les canaux de transfert libres de toute obstruction.

---

## 3.23 Exactitude de la longueur dosimétrique des applicateurs et des tubes de transfert

### 3.23.1 Positionnement et préparation des applicateurs

Dans le but de vérifier la conformité géométrique entre les applicateurs physiques et les modèles numériques présents dans le système de planification de traitement (TPS), une procédure rigoureuse a été mise en place pour le positionnement et le scannage des dispositifs utilisés [7] [5].

Deux types d'applicateurs ont été évalués :

- Les applicateurs cylindriques vaginaux de différents diamètres : 2, 2.5, 3 et 3.5 cm.
  - Les applicateurs de type Fletcher, comprenant des tandems utérins de longueurs 4, 6 et 8 cm associés à des ovides.
- o **Fréquence** : Annuelle .
  - o **Tolérance** : 1mm .



FIGURE 3.21 – Positionnement des applicateurs sur la plaque PMMA

Chaque applicateur a été positionné sur une plaque en PMMA, garantissant un maintien stable, reproductible et sans déformation. Les applicateurs ont été assemblés en configuration clinique, notamment avec insertion du tandem dans les ovides pour le système Fletcher, afin de simuler les conditions anatomiques réelles de traitement (Figure 3.21).

### 3.23.2 Acquisition des images CT

Les images ont été acquises à l'aide d'un scanner multi-barrettes selon les paramètres suivants :

- **Épaisseur de coupe** : 2,5 mm
- **Pas de reconstruction** : égal à l'épaisseur de coupe

- 
- **Champ de vue (FOV)** : ajusté pour englober entièrement la géométrie de l'applicateur

Les reconstructions ont été effectuées en mode axial, permettant une visualisation optimale de la structure interne des applicateurs. Une vérification en console a été réalisée afin de s'assurer de la qualité des images (absence d'artefacts, bonne délimitation des canaux).

### 3.23.3 Transfert des images vers le PACS et le TPS

Les séries DICOM obtenues ont été exportées vers le PACS, puis transférées au TPS utilisé dans le service. Dans le TPS, les étapes suivantes ont été réalisées :

- Vérification des fichiers (nom de l'applicateur, type, longueur, etc.)
- Importation des séries CT dans l'espace de planification
- Ouverture des images pour permettre la superposition avec les modèles numériques présents dans la bibliothèque du TPS

### 3.23.4 Comparaison géométrique

Une fois les images importées dans le TPS, la comparaison géométrique a été effectuée selon les étapes suivantes :

- **Mesure des longueurs dosimétriques** : distance entre l'entrée du canal source et son extrémité distale, correspondant à la trajectoire active de la source.
- **Analyse de la configuration interne** : inspection de la courbure des tandems, alignement des canaux de source, et positionnement relatif des ovides dans les systèmes combinés.
- **Superposition visuelle** : comparaison directe entre les images scannées et les modèles numériques pour détecter d'éventuels décalages ou variations dimensionnelles (longueur, diamètre, courbure).

### 3.23.5 Résultats et discussions

#### 3.23.5.1 Appicateurs cylindriques

Les résultats de l'analyse ont montré une correspondance géométrique parfaite entre les applicateurs cylindriques scannés de différents diamètres et leurs modèles numériques présents dans TPS.

- Les longueurs dosimétriques mesurées sur les images CT étaient identiques à celles définies dans le TPS.
- Le diamètre interne des canaux de source, tout comme leur positionnement central, étaient conformes dans tous les cas.
- Aucune distorsion ou différence de courbure n'a été observée entre les données issues du scanner et les modèles numériques.

Ces résultats confirment la validité de l'utilisation des modèles de la bibliothèque du TPS pour les applicateurs cylindriques, quelle que soit leur taille. La qualité des images

acquises, ainsi que leur importation dans le TPS, s'est révélée satisfaisante, ce qui permet de limiter les incertitudes géométriques lors de la planification. Cela contribue à assurer une distribution de dose fiable et précise lors des traitements par curiethérapie vaginale (Figure 3.22).

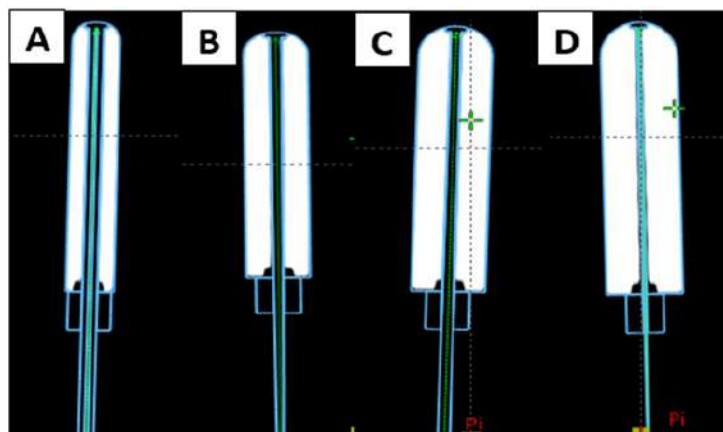


FIGURE 3.22 – Comparaison des applicateurs cylindriques dans le TPS : A — 2cm, B — 2,5cm, C — 3cm, D — 3,5cm

### 3.23.5.2 Appicateurs de type Fletcher

Concernant les applicateurs de type Fletcher, les ovoïdes ont montré une correspondance parfaite avec les modèles numériques du TPS (Figure 3.23) :

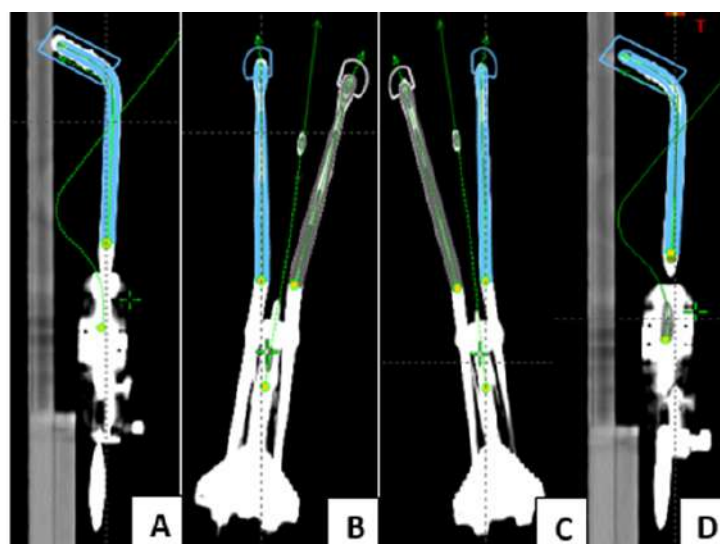


FIGURE 3.23 – Comparaison des applicateurs Fletcher dans le TPS : (A+B) — ovoïde gauche, (C+D) — ovoïde droit

- Diamètre, longueur, et alignement des canaux de source étaient conformes.
- Aucune différence n'a été observée au niveau de la géométrie des ovoïdes.

Pour les tandems utérins, les résultats sont les suivants :

- Les tandems de 4 cm et 6 cm présentait une parfaite superposition entre les images scanner et les modèles du TPS (Figure 3.24) :

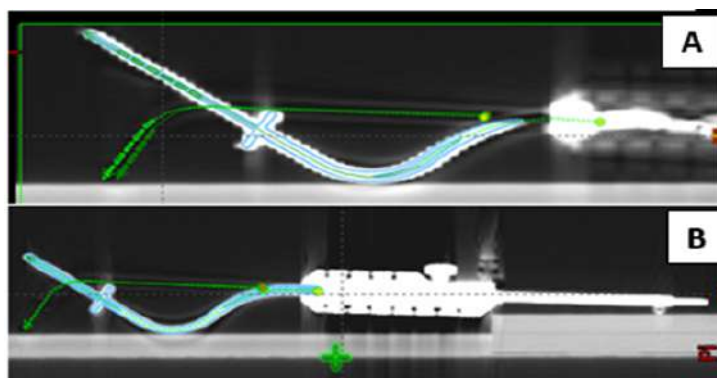


FIGURE 3.24 – Les tandems de 4cm et 6cm

- o Les longueurs dosimétriques mesurées correspondaient exactement aux valeurs nominales.
- o La courbure et la configuration du canal de source étaient identiques.
- En revanche, une discrédance géométrique a été identifiée pour le tandem de 8 cm (Figure 3.25) :

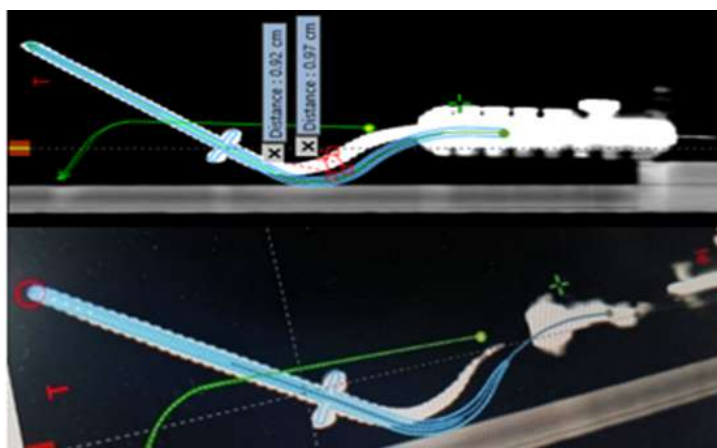


FIGURE 3.25 – Tandem de 8 cm

- o Un décalage d'environ 1 cm a été observé entre le modèle scanné et le modèle numérique du TPS.
- o Cette différence pourrait résulter d'une erreur d'une variation de fabrication non référencée dans la bibliothèque du logiciel.

Cette discordance peut engendrer une erreur de reconstruction des positions de source, avec un impact potentiel sur la distribution de dose, notamment au niveau de la cible utérine ou des organes à risque proches (rectum, vessie).

Ces résultats mettent en évidence l'importance de réaliser un contrôle géométrique systématique des applicateurs, particulièrement pour :

- o Les longueurs ou configurations moins fréquemment utilisées tandem 8 cm.
- o Les situations où la précision de positionnement de la source est critique pour la couverture tumorale.

---

Il est recommandé de :

- Vérifier l'exactitude géométrique des applicateurs avant toute première utilisation clinique.
- Documenter toute différence observée pour adapter la planification en conséquence.
- Contacter le fabricant ou mettre à jour la bibliothèque du TPS, le cas échéant, afin de garantir une représentation fidèle des dispositifs utilisés.

### 3.24 Transfert des données de planification depuis l'ordinateur de planification de traitement

Le TPS est directement relié au logiciel de contrôle du projecteur de source (logiciel d'afterloading) via un système sécurisé de transfert automatisé des données (Varian). Les données du plan ne sont donc pas exportées manuellement, mais sont transmises de façon directe et intégrée au projecteur de source [5].

Les vérifications réalisées ont concerné :

- **Les informations patientes** : nom, prénom et l'âge ainsi que ID patient (Annexe 1 : Partie 1).
- **Plan** : l'ID du plan et le nom du plan, confirmés conformes entre le TPS et la console de traitement (Annexe 1 : Partie 1).
- **Les applicateurs et canaux** : vérification de l'ID de chaque applicateur ainsi que de l'origine du point de départ de la source (référence du canal), pas de déplacement de la source (Annexe 1 : Partie 2).
- Les positions et temps d'arrêt : contrôle détaillé des positions d'arrêt programmées ainsi que des temps d'arrêt spécifiques à chaque position (Annexe 1 : Partie 3).
- **Les points de référence de dose** : contrôle de la concordance entre la dose par fraction ainsi que la dose totale prescrite et celles effectivement transmises à la console du projecteur de source (Annexe 1 : Partie 4).
  - o **Fréquence** : Quotidienne.
  - o **Tolérance** : Exact.
  - o **Résultat** : L'ensemble des vérifications a été concluant, sans divergence constatée. Le lien de transfert automatisé des données entre le TPS et le logiciel d'afterloading a été validé, garantissant ainsi la précision, la sûreté ainsi que la reproductibilité du traitement. Ce teste a été réalisé par l'ingénieur (Voir Annexe 5)

### 3.25 Temps d'arrêt minimums

Ce test permet de s'assurer que le projecteur de source respecte la valeur minimale du temps d'arrêt définie par le constructeur ainsi que les recommandations. Ce critère est essentiel pour garantir la précision du dépôt de dose ainsi que la reproductibilité du positionnement de la source [5].

Le projecteur utilisé permet de programmer des temps d'arrêt par pas de 0,1 s, dans une plage allant de 0,0 à 999,9 s, ainsi que des distances de déplacement comprises entre 1

et 10 mm, par incréments de 1 mm. Cependant, malgré cette flexibilité, un temps d'arrêt trop court — inférieur à la valeur minimale recommandée, généralement de 0,20 s — peut compromettre la fiabilité du positionnement de la source (Voir Figure 3.26).

- o **Fréquence** : Quotidienne.
- o **Tolérance** : Exact.
- o **Résultat** : Lors du contrôle du plan de traitement, un temps d'arrêt de 0,151 s a été observé, ce qui est inférieur à la valeur minimale recommandée de 0,20 s. Ce constat suggère un potentiel déplacement inopiné de la source ainsi qu'une incertitude du dépôt de dose à la position visée.

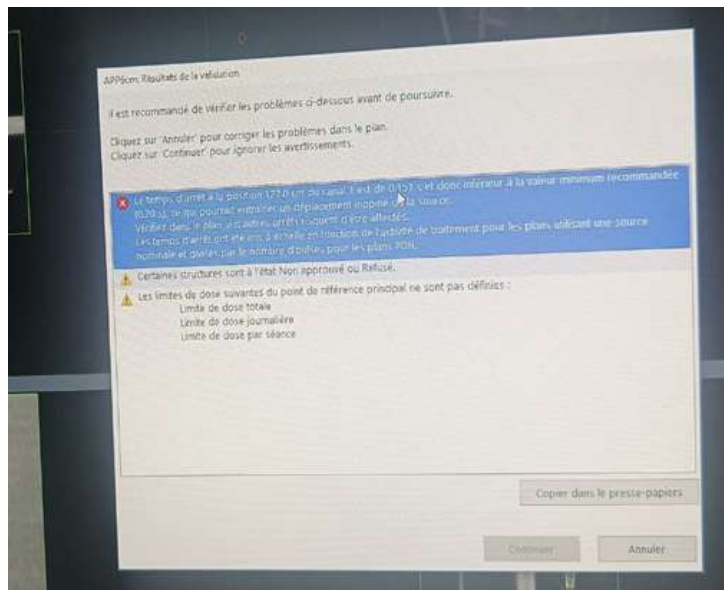


FIGURE 3.26 – Indication du temps d'arrêt minimum dans TPS

## 3.26 Exactitude des temps d'arrêt

Le présent test permet de vérifier que les temps d'arrêt programmés par le projecteur de source HDR correspondent aux temps réels de déplacement de la source radioactive. Ce contrôle est essentiel pour garantir la précision des doses délivrées, car une erreur, même minime, dans la durée d'exposition peut affecter significativement la dose reçue par les tissus [5] [7] [10].

- Le test a été réalisé sur un programme simple, avec un temps d'arrêt unique de 5,29 s.
  - La vérification a été effectuée à l'aide d'un chronomètre externe (application de chronomètre d'un téléphone portable).
  - Le chronométrage a été déclenché au moment de la sortie de la source, et arrêté au moment de sa réintégration complète dans le projecteur.
- o **Fréquence** : Quotidienne.
  - o **Tolérance** : Exact.
  - o **Résultat** : L'écart observé de 0,01 seconde est inférieur à 1 %, ce qui est conforme aux recommandations (Table 3.4). Cet écart est attribué au temps de réaction de

---

l'observateur lors du déclenchement manuel du chronomètre, ce qui est une limite connue de la méthode de mesure manuelle.

TABLE 3.4 – Comparaison entre le temps d'arrêt programmé et le temps d'arrêt mesuré

| Temps programmé (s) | Temps mesuré (s) | Écart absolu (s) | Écart relatif (%) |
|---------------------|------------------|------------------|-------------------|
| 5,29                | 5,28             | 0,01             | 0,19 %            |

## 3.27 Fonctionnement de l'indexeur multicanal

Le test permet de s'assurer que le système d'indexation multicanal du projecteur oriente correctement le câble porteur de la source radioactive vers le canal applicateur programmé, sans erreur de sélection ni dérivation [5]. Ce test est essentiel pour garantir que la dose soit délivrée dans le canal prévu par le plan de traitement, et éviter toute irradiation hors cible.

- o **Fréquence** : Annuelle.
- o **Tolérance** : Complet.
- o **Résultat** :
  - Un test a été réalisé en sélectionnant manuellement plusieurs canaux programmés successivement : Canal 1, Canal 2 et Canal 3.
  - À chaque étape, un programme court de test a été lancé pour vérifier que :
    - o Le câble de la source est correctement orienté par l'indexeur vers le canal sélectionné.
    - o La source sort du canal correspondant à la programmation sans erreur de routage.
  - La trajectoire de la source a été observée via le système de caméras internes ou les indicateurs mécaniques de sortie.

Pour les canaux 1, 2 et 3, le projecteur a correctement dirigé la source vers le canal sélectionné. Aucune erreur d'indexation ni d'inversion de canal n'a été observée, le système a confirmé que l'indexeur est fonctionnel et précis (Voir Figures 3.27, 3.28 et 3.29).

Trois séries de tests ont été réalisées pour les canaux 1 à 6, à l'aide de films radiochromiques analysés après irradiation. Les résultats montrent une bonne concordance globale entre les positions programmées et les positions mesurées sur les films, avec des écarts généralement inférieurs à la tolérance de  $\pm 1$  mm (Figure 3.30).

Cependant, un écart légèrement supérieur a été observé pour la première position dans chaque série. Cet écart peut s'expliquer par la dynamique spécifique de la première sortie de la source : lors du premier déplacement, la source peut subir une légère inertie, affectant légèrement la précision du positionnement initial.

Pour les autres positions, les écarts mesurés sont faibles (entre  $-0,1$  mm et  $-0,7$  mm), confirmant une très bonne reproductibilité et précision du système après le premier arrêt (Voir Tables 3.5, 3.6 et 3.7).

Ainsi, ce test valide le bon fonctionnement du mécanisme d'indexation multicanal. Il confirme que la source est correctement orientée selon la programmation, assurant une délivrance précise de la dose, en toute sécurité pour le patient.

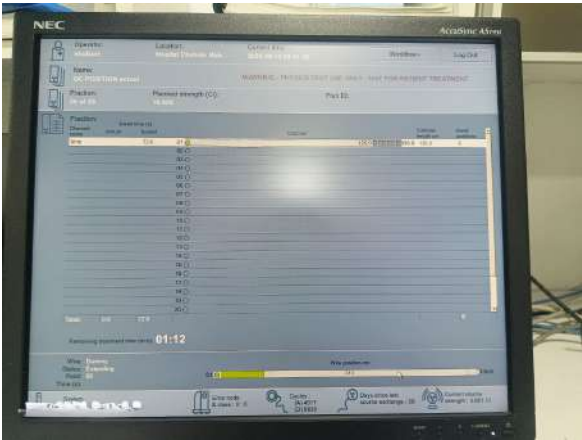


FIGURE 3.27 – Test du canal 1

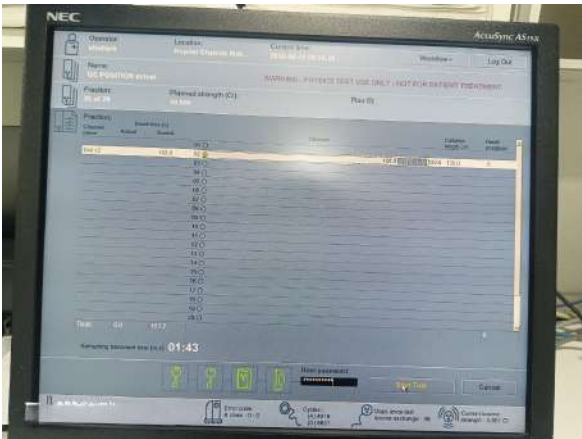


FIGURE 3.28 – Test du canal 2

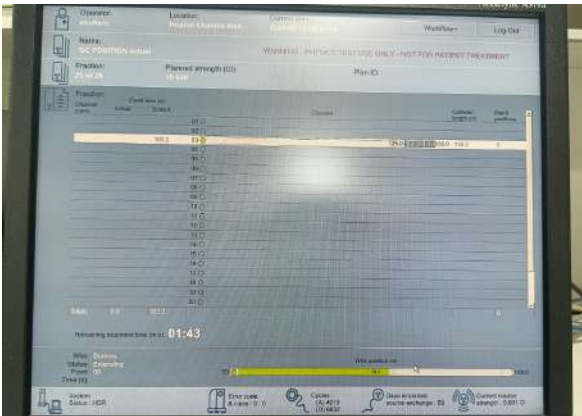


FIGURE 3.29 – Test du canal 3

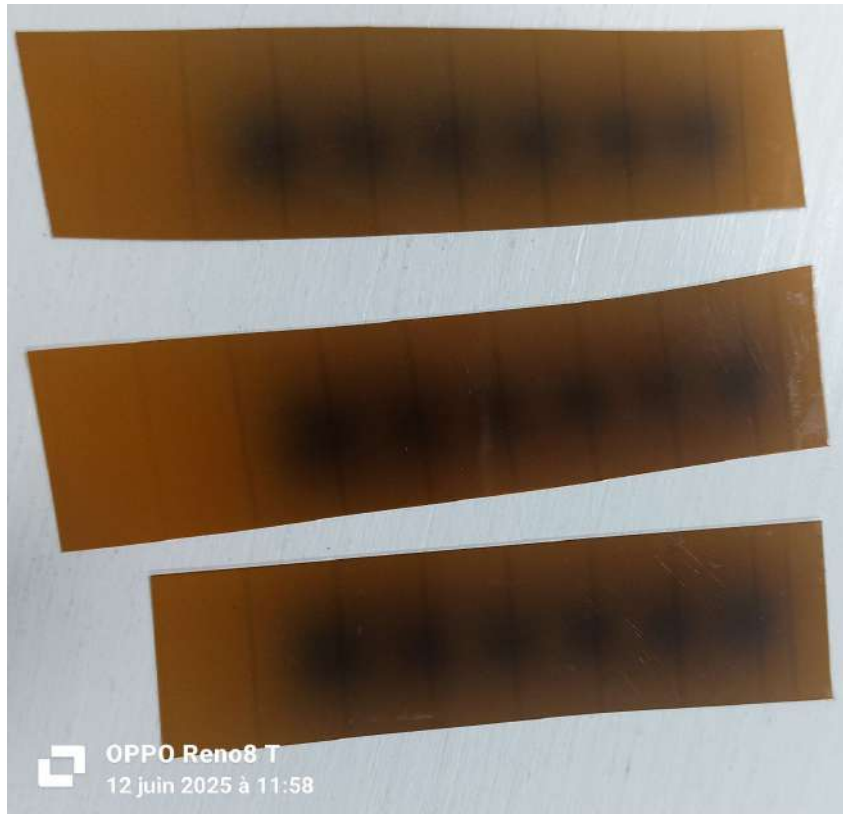


FIGURE 3.30 – Résultats du test de positionnement pour les 3 canaux

TABLE 3.5 – Canal 1 – Comparaison des positions programmées et mesurées

| Test                     | 1    | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    |
|--------------------------|------|------|------|------|------|------|
| Position programmée (cm) | 0,4  | 1,4  | 2,4  | 3,4  | 4,4  | 5,4  |
| Position film (cm)       | 0,55 | 1,43 | 2,45 | 3,41 | 4,43 | 5,41 |
| Écart (mm)               | -1,5 | -0,3 | -0,5 | -0,1 | -0,3 | -0,1 |

TABLE 3.6 – Canal 2 – Comparaison des positions programmées et mesurées

| Test                     | 1    | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    |
|--------------------------|------|------|------|------|------|------|
| Position programmée (cm) | 0,4  | 1,4  | 2,4  | 3,4  | 4,4  | 5,4  |
| Position film (cm)       | 0,57 | 1,44 | 2,42 | 3,45 | 4,42 | 5,42 |
| Écart (mm)               | -1,7 | -0,4 | -0,2 | -0,5 | -0,2 | -0,2 |

TABLE 3.7 – Canal 3 – Comparaison des positions programmées et mesurées

| Test                     | 1    | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    |
|--------------------------|------|------|------|------|------|------|
| Position programmée (cm) | 0,4  | 1,4  | 2,4  | 3,4  | 4,4  | 5,4  |
| Position film (cm)       | 0,55 | 1,46 | 2,47 | 3,42 | 4,43 | 5,45 |
| Écart (mm)               | -1,5 | -0,6 | -0,7 | -0,2 | -0,3 | -0,5 |

## 3.28 Linéarité du minuteur

La linéarité du minuteur constitue un élément fondamental du contrôle qualité des projecteurs de curiethérapie HDR. Elle garantit que le système délivre des temps d'irradiation proportionnels aux durées programmées, ce qui est indispensable pour assurer la précision dosimétrique et la reproductibilité des traitements [5].

- o **Fréquence** : Annuelle.
- o **Tolérance** : Valeur de référence .
- o **Résultat** : Dans le cadre de cette vérification, plusieurs durées cliniquement ont été programmées. À chaque test, le temps de sortie de la source a été mesuré à l'aide d'un chronomètre externe, puis comparé à la valeur programmé. La Table 3.8 résume les résultats obtenus :

TABLE 3.8 – Comparaison des temps programmés et mesurés

| Temps programmé (s) | Temps mesuré (s) | Écart relatif (%) |
|---------------------|------------------|-------------------|
| 5.29                | 5.28             | -0,10 %           |
| 7.40                | 7.39             | 0,00 %            |
| 2.01                | 2.00             | -0,71 %           |
| 0.55                | 0.56             | +0,34 %           |
| 3.05                | 3.06             | +0,28 %           |
| 3.19                | 3.20             | +0,28 %           |

Tous les écarts relatifs sont inférieurs à 1%, ce qui respecte largement les recommandations internationales. Ce test confirme donc la bonne linéarité du minuteur du projecteur

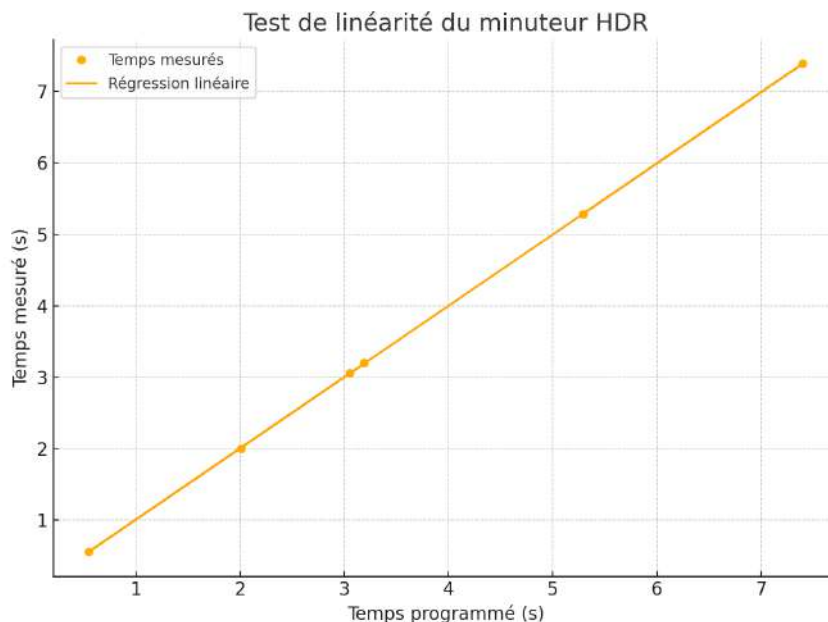


FIGURE 3.31 – Présentation graphique entre temps mesuré et programmé

sur l'ensemble de la plage temporelle testée, renforçant la confiance dans la fiabilité du système pour la délivrance précise des traitements de curiethérapie(Figure ??).

---

## 3.29 Intégrité du blindage des applicateurs blindés

La vérification de l'intégrité du blindage des applicateurs blindés a pour objectif de s'assurer que les dispositifs assurant la protection contre le rayonnement sont intacts et efficaces [5].

- o **Fréquence** : Annuelle.
- o **Tolérance** : 1mm .
- o **Résultat** : Cette vérification doit comporter :
  - Une inspection visuelle pour rechercher tout défaut visible (fissure, déformation, usure).
  - Une inspection radiographique permettant de confirmer l'intégrité interne du blindage.

Ce test n'a pas été réalisé.

## 3.30 Exactitude positionnelle des marqueurs radiographiques

Le but du test est de garantir que les marqueurs radiographiques, lorsqu'ils sont utilisés en clinique pour le positionnement de la source, sont placés de manière précise conformément au plan de traitement. Si ces marqueurs ne servent qu'à visualiser le trajet de la source à l'intérieur de l'applicateur, seule leur intégrité physique doit être vérifiée [5].

- o **Fréquence** : Annuelle.
- o **Tolérance** : 1mm .
- o **Résultat** : Dans le service, aucun marqueur radiographique n'est utilisé en routine clinique pour le positionnement de la source. Par conséquent, ce contrôle n'est pas réalisé, puisqu'il ne s'applique pas aux pratiques en vigueur.

## 3.31 Enregistrements

Le déroulement de la mise en œuvre d'un traitement en curiethérapie HDR comprend plusieurs étapes clés, qui assurent la traçabilité, la sécurité et la conformité du traitement délivré (Annexe 2) [5].

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** : Complet.

### 3.31.1 Importation du plan

Le plan de traitement, préalablement élaboré et validé dans le TPS, est importé dans le système de contrôle du projecteur. Lors de l'importation. Dans ce cas, une confirmation est demandée avant de poursuivre.

---

### 3.31.2 Affichage des données du patient

Après importation, les informations administratives et cliniques du patient s'affichent à l'écran, notamment : Le nom et l'ID du patient, L'âge et La date de naissance. Une fiche patient est également imprimée pour vérification et archivage.

### 3.31.3 Sécurisation de l'accès au traitement

Avant le lancement du traitement, un code d'accès sécurisé est requis pour autoriser l'activation du projecteur. Cette étape empêche toute utilisation non autorisée du système.

### 3.31.4 Lancement du traitement

Une fois toutes les vérifications effectuées et le code saisi, le traitement est lancé. Le système exécute le plan importé en suivant rigoureusement les paramètres programmés.

### 3.31.5 Impression et sauvegarde du rapport de traitement

À la fin de la séance, un rapport de traitement est imprimé. Celui-ci comprend toutes les informations relatives au déroulement de la séance (durées, canaux, positions, statut final). En parallèle :

- Les fichiers de traitement sont automatiquement transférés vers un poste informatique dédié,
- Ils sont stockés dans un répertoire spécifique (ex. : dossier "Rapports"), assurant la traçabilité numérique complète.

## 3.32 Reproductibilité du temps de transfert et de la dose de transfert

Ce test vise à s'assurer que le temps mesuré de sortie de la source est stable et reproductible lorsque le même plan (même position et même durée d'irradiation) est exécuté plusieurs fois dans des conditions identiques [5] [7]. Le plan de traitement a été programmé avec un temps d'irradiation constant de 2,01 s sur des positions fixe, Le test a été répété 5 fois consécutivement. Le temps de sortie de la source a été mesuré à chaque fois à l'aide d'un chronomètre manuel.

- o **Fréquence** : Annuelle.
- o **Tolérance** : Valeur de référence .
- o **Résultat** : Les écarts absolus observés sont très faibles ( $\pm 0.01$  s), traduisant une excellente reproductibilité du système de transit de la source pour un même plan répété plusieurs fois. Tous les écarts relatifs sont inférieurs à 1% (Table 3.9).

TABLE 3.9 – Temps mesurés, écarts absolus et relatifs

| Test   | Temps mesuré (s) | Écart absolu (s) | Écart relatif (%) |
|--------|------------------|------------------|-------------------|
| Test 1 | 2.02             | +0.01            | +0.5 %            |
| Test 2 | 2.00             | -0.01            | -0.5 %            |
| Test 3 | 2.01             | 0.00             | 0.0 %             |
| Test 4 | 2.02             | +0.01            | +0.5 %            |
| Test 5 | 2.01             | 0.00             | 0.0 %             |

### 3.33 Exactitude du mécanisme de transfert de la source

L'exactitude du du mécanisme de transfert de la source est une étape essentielle du contrôle qualité. Ce test permet de vérifier que la source radioactive atteint précisément les positions programmées dans les cathéters, ce qui garantit une délivrance conforme de la dose au volume cible [5].

- o **Fréquence** : Quotidienne.
- o **Tolérance** : 2mm.
- o **Résultat** : Ce test est réalisé à l'aide de la source fictive (ou factice) (Figure 3.32). Cette source est intégrée dans le système et son déplacement est déclenché via le logiciel de contrôle. Le logiciel permet alors d'identifier automatiquement la position atteinte par la source factice dans chaque canal. Le test est réalisé par l'ingénieur (Voir Annexes 5).

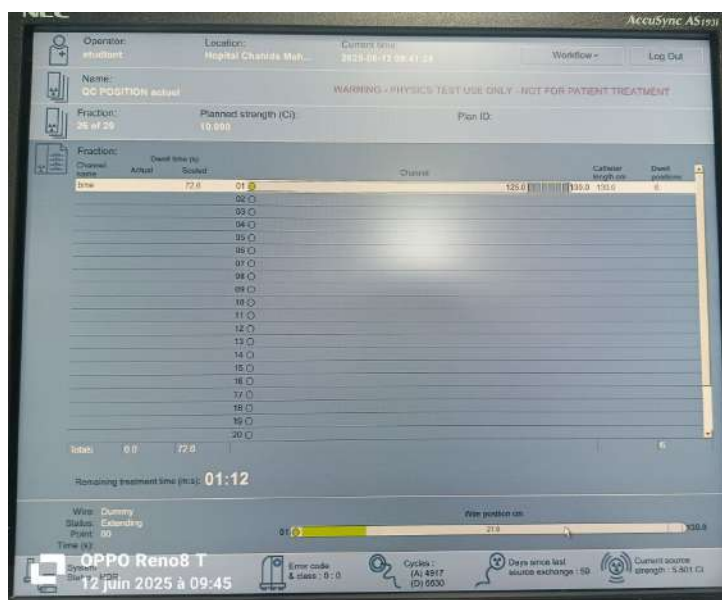


FIGURE 3.32 – Sortie de la source factice

Ce test permet notamment de :

- Confirmer la cohérence entre les longueurs physiques des cathéters et celles déclarées dans le logiciel .
- Vérifier le bon alignement des positions d'arrêt .

- 
- S'assurer de l'absence d'obstacle ou de dysfonctionnement mécanique dans les tubes de transfert.

C'est un test simple mais fondamental, réaliser par l'ingénieur :

- à l'installation initiale du système,
- à chaque changement de tube ou d'applicateur,

### 3.34 Exactitude de positionnement de la source radioactive

L'exactitude de positionnement de la source est une exigence critique en curiethérapie HDR. Elle permet de s'assurer que la source radioactive s'arrête exactement aux positions programmées dans les applicateurs, garantissant ainsi une administration précise de la dose. Ce test peut être réalisé de manière fiable par autoradiographie, à l'aide de films Gafchromic, qui offrent une excellente résolution spatiale [5].

Le test a été effectué à l'aide d'un applicateur type Fletcher tandem et ovoïdes, en insérant des films Gafchromic dans les canaux de l'applicateur. Un plan de traitement a été programmé avec différentes positions d'arrêt de la source dans les canaux 1, 2 et 3. (Figure 3.33)

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** : 1mm.
- o **Résultat** : Pour chaque position, la distance entre la position programmée (en cm) et la position réelle observée sur le film a été mesurée (en mm). L'écart absolu représente la différence entre la position prévue et la trace visible sur le film (Table 3.10 -Table 3.11-Table 3.13).

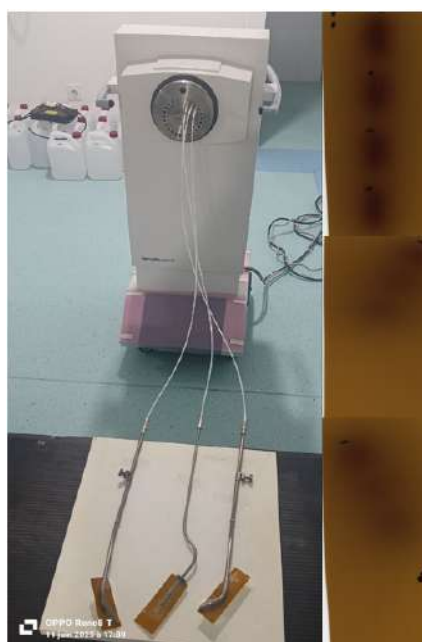


FIGURE 3.33 – Positionnement des applicateur sur les film

TABLE 3.10 – Canal 1 – Comparaison des positions programmées et mesurées

| Position | Programmée (cm) | Mesuré (cm) | Écart (mm) |
|----------|-----------------|-------------|------------|
| 1        | 0.5             | 0.42        | 0.8        |
| 2        | 1.5             | 1.42        | 0.8        |
| 3        | 2.5             | 2.43        | 0.7        |
| 4        | 3.5             | 3.45        | 0.5        |

TABLE 3.11 – Canal 2 – Comparaison des positions programmées et mesurées

| Position | Programmée (cm) | Mesuré (cm) | Écart (mm) |
|----------|-----------------|-------------|------------|
| 1        | 0.5             | 0.48        | 0.2        |
| 2        | 1.5             | 1.44        | 0.6        |
| 3        | 2.5             | 2.48        | 0.2        |

TABLE 3.12 – Canal 3 – Comparaison des positions programmées et mesurées

| Position | Programmée (cm) | Mesuré (cm) | Écart (mm) |
|----------|-----------------|-------------|------------|
| 1        | 0.5             | 0.44        | 0.6        |
| 2        | 1.5             | 1.45        | 0.5        |
| 3        | 2.5             | 2.42        | 0.8        |

Les écarts mesurés entre les positions programmées et les positions réellement atteintes sont tous inférieurs à 1 mm, ce qui indique une excellente précision de positionnement du système de transfert de source. Ces valeurs respectent largement les tolérances généralement acceptées en curiethérapie HDR.

Ce test valide également la reproductibilité et la cohérence du mouvement de la source entre les différents canaux de l'applicateur.

### 3.35 Etalonnage de la source en terme de débit de kerma de référence

Ce contrôle vise à vérifier l'exactitude de l'activité de la source d'iridium-192 utilisée en curiethérapie HDR, en déterminant expérimentalement l'intensité/puissance du débit de kerma dans l'air (Air-Kerma Strength). Il s'agit de valider les informations fournies dans le certificat de la source ainsi que les données saisies dans le système HDR).

La chambre à puits TM33005 HDR est ensuite placée au sol et connectée au projecteur GammaMed Plus iX (Varian) via le tube guide-source R39-067 1.8\*320mm. L'électromètre est relié à la chambre à l'aide d'un câble coaxial blindé. Avant toute émission de rayonnement, la température ambiante et la pression atmosphérique dans la salle sont mesurées. Le personnel quitte ensuite la salle, et le contrôle est lancé à distance à l'aide de l'interface du projecteur Afterloader GammaMed Plus iX (Figure 3.34).



FIGURE 3.34 – Dispositif de contrôle d'étalonnage de la source HDR (chambre + projecteur)

L'électromètre est initialement configuré en mode courant (nA). La source radioactive est déplacée automatiquement à l'intérieur de la chambre à puits selon un mouvement prédéfini :

- D'abord entre 128 cm et 122 cm, avec un pas de 0.5 cm, le courant est mesuré et enregistré à chaque position pendant 10 secondes, et déterminer la position optimale (point chaud), c'est-à-dire celle pour laquelle le courant est maximal.
- Ensuite, le courant est mesuré entre 126 cm et 125 cm, avec un pas de 0.1 cm, afin de déterminer avec précision la position optimale.

Une fois cette position identifiée, l'électromètre est basculé en mode charge (nC). Trois mesures successives d'une durée de 60 secondes chacune sont réalisées à la position optimale, dans le but d'évaluer la reproductibilité et la stabilité des mesures.

### 3.35.1 Facteur de correction de la température et la pression

La correction des conditions ambiantes est indispensable car la densité de l'air dans la chambre influence directement le courant mesuré. Le facteur de correction  $P_{TP}$  est calculé comme suit :

$$P_{TP} = \frac{(273,15 + T) \cdot P_0}{(273,15 + T_0) \cdot P}$$

avec :

- $T_0 = 20\text{ °C}$
- $P_0 = 1013.25\text{ hPa}$
- $T$  : température de la salle en °C,
- $P$  : pression de la salle en hPa.

---

### 3.35.2 Calcul du courant

Après les trois mesures effectuées en mode charge, on calcule le courant moyen délivré par la source :

$$A_{\text{mps}} = \frac{\text{Charge}_{\text{moy}} (\text{nC})}{\text{Temps} (\text{s})}$$

avec :

- Temps = 60 s.

### 3.35.3 Intensité du débit de kerma de référence

La force du kerma dans l'air ( $S_K$ ), exprimée en  $\text{mGy m}^2 \text{h}^{-1}$ , est déterminée à l'aide de la relation suivante :

$$S_K = \frac{A_{\text{mps}} \cdot P_{\text{Pol}} \cdot P_{TP} \cdot P_{\text{elec}} \cdot N_{SK} \cdot P_{\text{ion}}}{A_{\text{ion}}}$$

où :

- $A_{\text{mps}}$  : courant mesuré (en ampères),
- $P_{\text{Pol}} = 1$  : facteur de correction de polarité,
- $P_{TP}$  : facteur de correction des conditions ambiantes (pression/température),
- $P_{\text{elec}} = 0,9961$  : facteur de correction de l'électromètre,
- $N_{SK} = 915\,400 \text{ Gy m}^2 \text{h}^{-1} \text{A}^{-1}$  : facteur de calibration de la chambre,
- $P_{\text{ion}} = 1$  : correction de l'efficacité de collection,
- $A_{\text{ion}} = 1$  : correction de recombinaison ionique.

### 3.35.4 Décroissance radioactive de la source

La valeur mesurée est comparée à la valeur attendue (certificat corrigé de la décroissance), à l'aide de la formule :

$$S_K(t) = S_{K_0} \cdot e^{-\lambda t}$$

où :

- $S_K(t)$  : facteur d'air kerma au temps  $t$ , en  $\text{mGy m}^2 \text{h}^{-1}$ ,
- $S_{K_0}$  : facteur d'air kerma initial (indiqué dans le certificat de la source(Annexes 3)),
- $\lambda$  : constante de décroissance radioactive, définie par :

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{t_{1/2}}$$

- $t_{1/2} = 73.83$  : période radioactive de l'Iridium-192,
- $t$  : temps écoulé (en jours) entre la date de calibration de la source et la date de mesure.

---

### 3.35.5 Écart relatif par rapport au certificat

l'écart relatif entre la mesure et la valeur attendue est déterminé par la relation suivante :

$$\text{Écart (\%)} = \frac{S_{K_{\text{mesure}}} - S_{K_{\text{décroissance}}}}{S_{K_{\text{décroissance}}}} \times 100$$

### 3.35.6 Résultat du contrôle d'étalonnage de la source d'Ir-192

L'objectif de cette section est de présenter les résultats obtenus lors du contrôle d'étalonnage de la source d'iridium-192, notamment la détermination expérimentale de la force du kerma dans l'air ( $S_K$ ) à partir des mesures de courant, puis de comparer cette valeur à celle fournie par le certificat du fabricant.

- o **Fréquence** : Trimestrielle.
- o **Tolérance** :  $\pm 5\%$ .

#### 3.35.6.1 Recherche de la position optimale ("point chaud")

- Dans un premier temps, la source a été déplacée par pas de 0,5 cm entre 128 cm et 122 cm. Le tableau suivant présente les valeurs de courant mesurées à chaque position :

TABLE 3.13 – Courant mesuré en fonction de la position de la source

| Position de la source (cm) | Courant (nA) |
|----------------------------|--------------|
| 128.0                      | 38.28        |
| 127.5                      | 39.00        |
| 127.0                      | 39.52        |
| 126.5                      | 39.88        |
| 126.0                      | 40.07        |
| 125.5                      | 40.12        |
| 125.0                      | 40.04        |
| 124.5                      | 39.82        |
| 124.0                      | 39.43        |
| 123.5                      | 38.86        |
| 123.0                      | 38.11        |
| 122.5                      | 37.11        |
| 122.0                      | 35.79        |

La valeur maximale du courant est observée autour de 125,5 cm, suggérant que le point chaud se situe à 40,12 nA. Une recherche plus fine a donc été réalisée dans un second temps (Table 3.13).

- Une seconde série de mesures a été effectuée entre 126,0 cm et 125,0 cm avec un pas de 0,1 cm. Les résultats sont présentés ci-dessous :

TABLE 3.14 – Mesure du courant en fonction de la position de la source (nC)

| Position (cm) | Courant (nC) |
|---------------|--------------|
| 126.0         | 40.14        |
| 125.9         | 40.15        |
| 125.8         | 40.16        |
| 125.7         | 40.17        |
| 125.6         | 40.17        |
| 125.5         | 40.17        |
| 125.4         | 40.17        |
| 125.3         | 40.16        |
| 125.2         | 40.13        |
| 125.1         | 40.12        |
| 125.0         | 40.08        |

Le point chaud est ainsi identifié à la position 125,4 cm, qui a été utilisée pour les mesures de charge (Table 3.14).

### 3.35.6.2 Mesure de la charge à la position optimale

Ces mesures sont parfaitement reproductibles, ce qui garantit la stabilité du système de mesure (Table 3.15).

TABLE 3.15 – Mesures répétées de la charge à la position 125,4 cm

| Position (cm) | Charge mesurée (C) |
|---------------|--------------------|
| 125,4         | 24,14              |
| 125,4         | 24,14              |
| 125,4         | 24,14              |

### 3.35.6.3 Calculs associés :

#### 1. Correction température / pression ( $P_{TP}$ )

$$P_{TP} = \frac{(273,15 + 22,1) \times 1013,25}{(273,15 + 20) \times 1009,2} = 1,011$$

#### 2. Calcul du courant mesuré ( $A_{mps}$ )

$$A_{mps} = \frac{\text{Charge}_{\text{moy}} \text{ (nC)}}{\text{Temps (s)}} = \frac{24,14 \times 10^3 \times 10^{-9}}{60} = 4,023 \times 10^{-8} \text{ A}$$

---

### 3. Intensité du débit de kerma de référence $S_K$

$$S_K = \frac{A_{\text{mps}} \cdot P_{\text{Pol}} \cdot P_{\text{TP}} \cdot P_{\text{elec}} \cdot N_{SK} \cdot P_{\text{ion}}}{A_{\text{ion}}}$$

$$S_K = \frac{(4,023 \times 10^{-8}) \times 1,011 \times 1 \times 0,9961 \times 915400 \times 1}{1} = 37,08 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

### 4. Décroissance radioactive

$$S_K(t) = S_{K_0} \cdot e^{-\lambda t} \quad \text{avec} \quad \lambda = \frac{\ln(2)}{t_{1/2}} = \frac{\ln(2)}{73,83}$$

$$t = 27,7 \text{ jours} \quad ; \quad S_{K_0} = 48,76 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

$$S_K(t) = 48,76 \cdot e^{-\frac{\ln(2)}{73,83} \cdot 27,7} = 37,59 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

### 5. Écart relatif par rapport à la valeur attendue

$$\text{Écart (\%)} = \frac{S_{K_{\text{mesure}}} - S_{K_{\text{décroissance}}}}{S_{K_{\text{décroissance}}}} \times 100 = \frac{37,08 - 37,59}{37,59} \times 100 = -1,3\%$$

Cet écart est acceptable car il est inférieur à la tolérance recommandée de  $\pm 5\%$ .

### 6. Ajustement par rapport à midi

$$\text{Heure de mesure} = 10h37 = 10,6167 \text{ h} \quad \Rightarrow \quad \Delta t = -1,3833 \text{ h} = \frac{-1,3833}{24} \text{ jours}$$

$$S_{K_{\text{midi}}} = S_{K_{\text{mesure}}} \cdot e^{-\frac{\ln(2)}{73,83} \cdot \left(\frac{-1,3833}{24}\right)} = 37,10 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

### 7. Calcul de l'activité de la source

$$A_{\text{midi}} = \frac{S_{K_{\text{midi}}}}{4,070 \text{ mGy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ Ci}^{-1}} = \frac{37,10}{4,070} = 9,11 \text{ Ci}$$

---

## 8. Comparaison avec l'activité donnée par le logiciel

Le logiciel indique une activité de 9,277 Ci à 9h31. De 9h31 à 12h00, il s'est écoulé  $t = 2,483 \text{ h} = \frac{2,483}{24}$  jours.

$$A(t) = A_0 \cdot e^{-\frac{\ln(2)}{73,83} \cdot \left(\frac{2,483}{24}\right)} = 9,267 \text{ Ci}$$

L'écart relatif entre l'activité mesurée et celle calculée par le logiciel du TPS est :

$$\text{Écart (\%)} = \frac{9,11 - 9,267}{9,267} \times 100 = -1,6\%$$

Les mesures expérimentales sont **reproductibles** et **cohérentes** avec les valeurs attendues, ce qui confirme la fiabilité du système de mesure ainsi que la conformité de la source installée.

Les écarts observés sont les suivants :

- **1,3 %** pour l'intensité du débit de kerma de référence ( $S_K$ ),
- **1,6 %** pour l'activité dérivée.

Ces valeurs restent largement dans les limites acceptables définies par les **recommandations internationales** ( $\pm 5\%$ ), telles que celles énoncées dans les rapports de la SFPM, de l'AIEA et du guide canadien BRA.2015.06.02 [7][5].

### 3.36 Linéarité et exactitude du positionnement de la source

Ce contrôle pour vérifier la précision du déplacement de la source radioactive d'iridium-192 à l'intérieur du système de curiethérapie HDR. Il s'agit de s'assurer que la position réelle de la source coïncide avec les positions programmées dans le plan de traitement, avec une tolérance maximale de  $\pm 1 \text{ mm}$ . Ce test est essentiel pour garantir la fiabilité mécanique du projecteur HDR et la sécurité des traitements cliniques.

- o **Fréquence** : Hebdomadaire.
- o **Tolérance** :  $\pm 1 \text{ mm}$ .

Le test est réalisé à l'aide de la plaque de contrôle PermaDoc, placée sur la table de traitement. Un film est fixé entre les deux plaques à l'aide de ruban adhésif, puis la plaque est refermée en s'assurant que la tige métallique de repérage est correctement positionnée. Le tube guide-source Intracavitary (257mm) est connecté entre le projecteur HDR et la plaque (Figure 3.35).

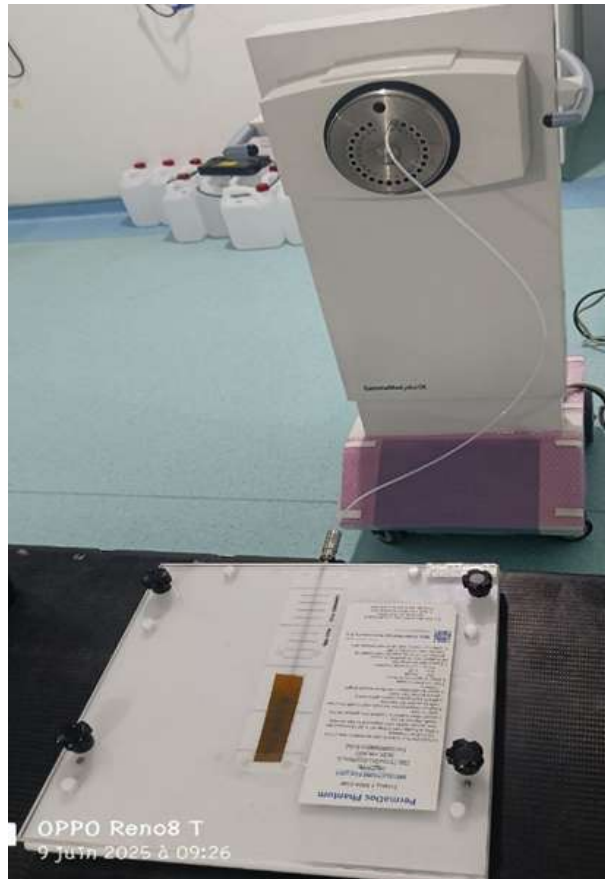


FIGURE 3.35 – Positionnement des films

Après avoir allumé la station de curiethérapie, un plan d'irradiation test est généré via le logiciel de traitement (Figure 3.36). Ce plan comprend plusieurs positions de dwell. Un test de sécurité est d'abord effectué à l'aide d'une source factice, puis le test réel est réalisé avec la source active. À chaque position de dwell, le rayonnement émis provoque une réaction sur le film, créant une trace visible de l'arrêt de la source (Figure 3.37).



FIGURE 3.36 – Station de curiethérapie



FIGURE 3.37 – Film irradié

Une fois l'irradiation terminée, le film est numérisé à l'aide d'un scanner à plat EPSON. L'image obtenue est ensuite analysée à l'aide du logiciel ImageJ. Permet d'obtenir l'intensité optique en fonction des pixels. Les données obtenues sont ensuite exportées vers Microsoft Excel pour un traitement complémentaire.

Les distances entre les pics d'intensité (correspondant aux positions de la source) sont converties de pixels en millimètres à l'aide d'une règle de trois, basée sur une échelle de référence. La fonction =MIN () est utilisée pour localiser le maximum d'intensité (point chaud) dans chaque intervalle. Ces positions mesurées sont ensuite comparées aux positions programmées dans le plan de traitement, afin de calculer les écarts.

### 3.36.1 Résultat contrôle de positionnement de la source

L'objectif de cette section est de présenter les résultats obtenus lors du contrôle de positionnement de la source d'iridium-192, notamment la détermination expérimentale de la précision de positionnement de la source est de  $\pm 1\text{mm}$ , puis de comparer cette valeur à celle du programme.

### 3.36.1.1 Extraction des points chauds par analyse des intensités minimales

Après l'irradiation du film radiochromique, celui-ci a été numérisé puis analysé à l'aide du logiciel ImageJ, afin d'obtenir la courbe de densité optique en fonction de la position. Pour chaque pic correspondant à une position de dwell de la source, la fonction =MIN () a été utilisée dans Excel pour extraire automatiquement la valeur minimale d'intensité dans chaque intervalle, représentant le point le plus irradié. (Table 3.16 ) Le tableau suivant résume les valeurs minimales d'intensité optique ainsi que les positions correspondantes mesurées sur le film.

TABLE 3.16 – Valeurs minimales d'intensité en fonction de la position du film

|                           |         |         |         |         |         |         |
|---------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| <b>Position film (cm)</b> | 0,5495  | 1,4626  | 2,4433  | 3,4410  | 4,4455  | 5,4531  |
| <b>Intensité min</b>      | 39,6921 | 38,0719 | 36,5731 | 35,9486 | 37,1696 | 38,1259 |

- Le graphe (Figure 3.38 ) présente une série de pics d'intensité, chaque pic correspond à une position.
- Les pics d'intensité semblent avoir des valeurs proches, ce qui signifie que la source délivre une dose relativement constante à chaque position.

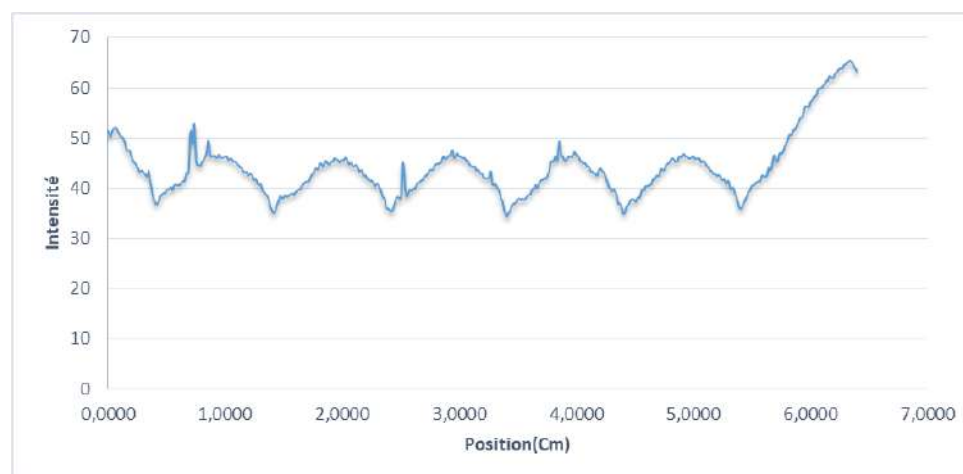


FIGURE 3.38 – Analyse des intensités sur film irradié

### 3.36.1.2 Comparaison entre les positions programmées et les positions mesurées sur film

Dans le cadre du contrôle qualité du système de curiethérapie HDR, une comparaison a été effectuée entre les positions programmées de la source dans le plan de traitement et les positions réellement mesurées sur le film radiochromique à l'aide du logiciel ImageJ. L'objectif est de vérifier la précision du positionnement mécanique de la source d'iridium-192. Le tableau suivant présente les positions théoriques de la source (programmées), les positions mesurées sur le film (en cm), ainsi que l'écart absolu en millimètres, obtenu par soustraction des deux valeurs. Ces écarts permettent d'évaluer la conformité du système au seuil de tolérance de  $\pm 1$  mm (Table 3.17) [7] [5].

TABLE 3.17 – Comparaison des positions programmées et mesurées (film) avec écart

| Test                     | 1    | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    |
|--------------------------|------|------|------|------|------|------|
| Position programmée (cm) | 0,4  | 1,4  | 2,4  | 3,4  | 4,4  | 5,4  |
| Position film (cm)       | 0,54 | 1,46 | 2,44 | 3,44 | 4,44 | 5,45 |
| Écart (mm)               | -1,4 | -0,6 | -0,4 | -0,4 | -0,4 | -0,5 |

### 3.37 Reproductibilité du positionnement de la source

L'analyse des écarts de positionnement de la source d'iridium-192 sur une période prolongée pour les deux sources successives (2024 et 2025) montre une bonne stabilité et reproductibilité du système de curiethérapie HDR. L'ensemble des positions mesurées reste globalement conforme à la tolérance de  $\pm 1$  mm.

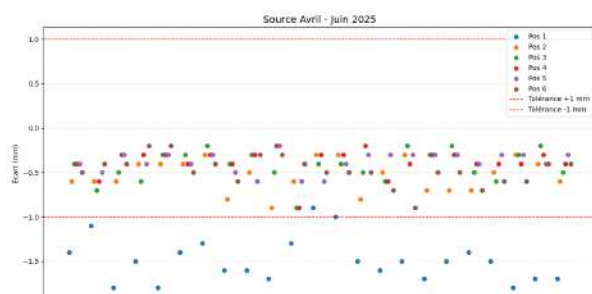


FIGURE 3.39 – Source Avril 2025

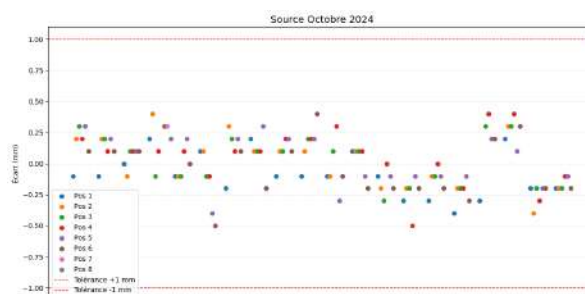


FIGURE 3.40 – Source Octobre 2024

On observe systématiquement un écart légèrement supérieur sur la première position de dwell (Figure 3.39), ce qui est un phénomène connu et lié à la dynamique initiale du déploiement de la source (Figure 3.40). Cette variation reste stable dans le temps et n'impacte pas la qualité globale du traitement. Toutes les autres positions montrent une excellente concordance avec les positions programmées, témoignant du bon fonctionnement mécanique et électronique du projecteur. Par ailleurs, ces tests de reproductibilité sont réalisés systématiquement avant chaque traitement, conformément aux exigences de sécurité et d'assurance qualité en curiethérapie HDR. Ainsi, le système d'afterloading présente une reproductibilité satisfaisante, assurant une délivrance précise et fiable de la dose dans les conditions cliniques [7].

### 3.38 Homogénéité de la source

La vérification de l'homogénéité de la source radioactive constitue un contrôle essentiel pour garantir une distribution régulière de la dose au cours du traitement. Ce test vise à s'assurer que le matériau radioactif est uniformément réparti à l'intérieur de l'enveloppe de la source.

Le contrôle a été réalisé en irradiant un film Gafchromic pendant 20 secondes en maintenant la source iridium-192 sur une seule position de dwell.

- o **Fréquence** : Trimestrielle.

- o **Tolérance** :valeur de référence .
- o **Résultat** :Le film est ensuite numérisé et analysé pour extraire la répartition de la dose le long de l'axe longitudinal de la source. À partir de l'image acquise, un profil de dose a été tracé.

Les données extraites du profil ont été converties en un tableau associant la position relative (cm) à la valeur de densité optique ou d'intensité, permettant de reconstruire la courbe de distribution du rayonnement.

L'analyse de la courbe dans la Figure 3.41 montre une bonne symétrie et une variation relativement faible autour de la valeur maximale, ce qui indique une répartition homogène de l'activité au sein de la capsule radioactive. La fluctuation observée reste dans les limites tolérées, sans pics ni creux anormaux pouvant indiquer des amas ou des vides dans le matériau radioactif.

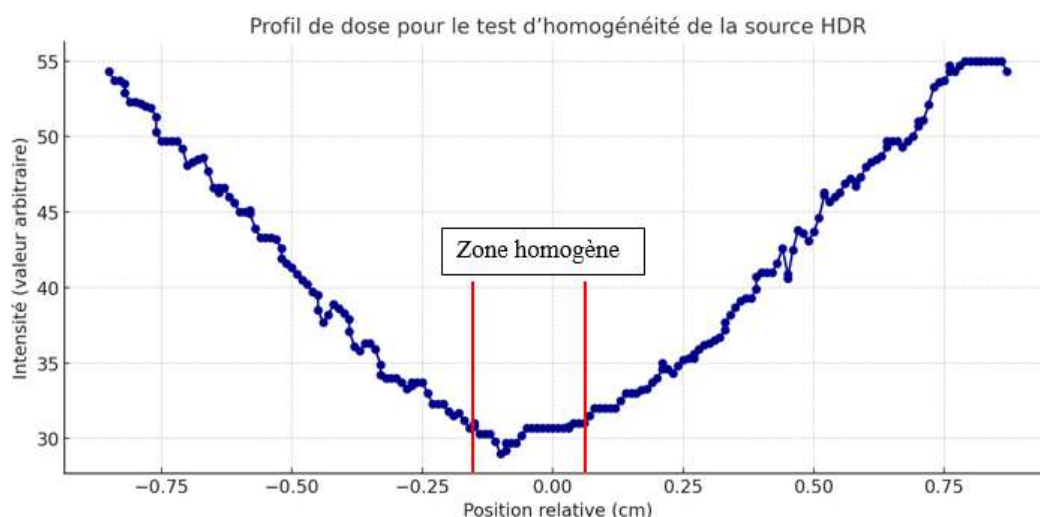


FIGURE 3.41 – Homogénéité de la source

Ce contrôle confirme que la source d'iridium-192 utilisée dans le projecteur HDR présente une homogénéité satisfaisante, compatible avec les exigences de précision dosimétrique des traitements cliniques. Cette vérification, bien que non systématique, est essentielle à chaque changement de source ou en cas de suspicion d'anomalie de fonctionnement [5].

### 3.39 Comparaison entre Acuros Bv et TG-43

L'objectif de cette analyse est de comparer les performances dosimétriques de deux algorithmes de calcul utilisés en curiethérapie HDR :

- TG-43, basé sur un modèle standard homogène en eau,
- Acuros BV, qui prend en compte les hétérogénéités anatomiques à partir des images scanner du patient, via la résolution de l'équation de Boltzmann.
- **Deux types de traitement ont été considérés :**
  - o Curiothérapie vaginale (31 patientes)

o Curiethérapie utéro-vaginale (8 patientes)

Les plans ont été optimisés avec TG-43 puis recalculés avec Acuros BV sans changement géométrique ni applicateurs modélisés. Les différences observées reflètent donc uniquement l'impact de l'algorithme.

Les paramètres dosimétriques suivants ont été extraits pour le volume cible clinique (CTV) et pour les organes à risque (OAR) :

- Pour le CTV :  $D_{90\%}$  (Gy),  $D_{95\%}$  (Gy),  $D_{98\%}$  (Gy),  $D_{2\text{cm}^3}$  (Gy),  $D_{\text{max}}$  (Gy),  $D_{\text{moy}}$  (Gy).
- Pour les OAR (vessie et rectum) :  $D_{2\text{cm}^3}$  (Gy),  $D_{\text{max}}$  (Gy),  $D_{\text{moy}}$  (Gy).

### 3.39.1 Cas vaginale

Cette partie du travail vise à comparer les résultats dosimétriques obtenus avec TG-43 et Acuros BV sur un échantillon de 31 patientes traitées en curiethérapie vaginale exclusive, en analysant les effets du modèle de calcul sur CTV et sur la protection des organes à risque.

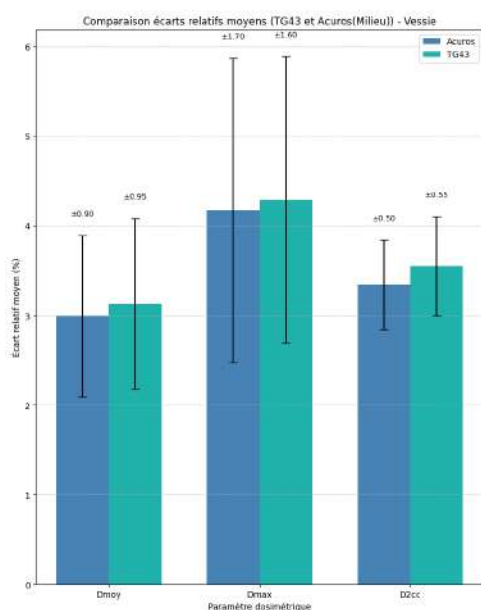


FIGURE 3.42 – Distribution de dose – Vessie

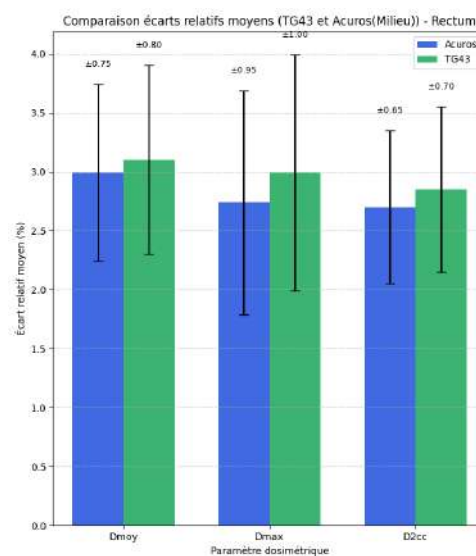


FIGURE 3.43 – Distribution de dose – Rectum

Les doses reçues par la vessie et le rectum ( $D_{2\text{cm}^3}$ ,  $D_{\text{moy}}$ ,  $D_{\text{max}}$ ) dans les Figures "3.42- 3.43" sont également légèrement plus faibles avec Acuros BV, Cela reflète une estimation plus précise des doses absorbées dans les tissus sains grâce à la modélisation des hétérogénéités par Acuros BV.

Ces résultats sont en accord avec ceux de Mishra et al. (2021) [18] et de Roussakis et al. (2024) [3], qui ont démontré que TG-43 surestime régulièrement les doses aux organes à risque dans différents contextes de curiethérapie.

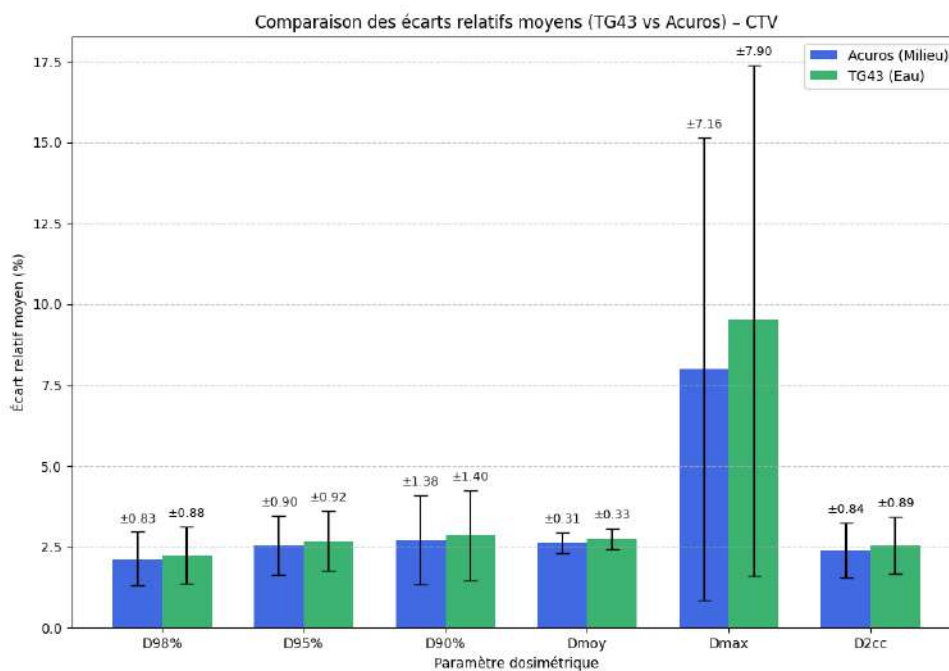


FIGURE 3.44 – Distribution de dose – CTV

Les résultats dans la Figure 3.44 montrent que les doses calculées dans le CTV (notamment D90%, D95%, D98%, Dmoy) sont légèrement plus faibles avec Acuros BV qu’avec TG-43. Cette différence s’explique par le fait que TG-43 considère un milieu homogène en eau, alors qu’Acuros BV prend en compte les hétérogénéités anatomiques, les densités réelles des tissus, ainsi que les matériaux de l’applicateur.

L’écart le plus important est observé au niveau de la Dmax, qui est plus faible avec Acuros BV. Cela s’explique par la prise en compte, par cet algorithme, des effets d’atténuation et de diffusion liés à la présence de parties métalliques dans certains applicateurs vaginaux (par exemple tiges ou systèmes de fixation internes). Ces éléments métalliques créent des perturbations locales du champ de dose, ce que TG-43 ne modélise pas, puisqu’il suppose un environnement homogène. Ce comportement est cohérent avec les résultats de l’étude de Roussakis et al. (2024), qui rapportent des écarts importants de Dmax (jusqu’à 10 %) dans les zones proches des matériaux métalliques lors de traitements HDR interstitiels avec des applicateurs complexes.

### 3.39.2 Cas Utero-vaginale

La curiethérapie utéro-vaginale, utilisée notamment dans le traitement du cancer du col de l’utérus, implique des applicateurs complexes (type tandem-ovoïdes ou tandem-anneau) positionnés à proximité immédiate des organes à risque tels que la vessie et le rectum. Dans ce contexte, l’algorithme TG-43, qui suppose un milieu homogène en eau, ne tient pas compte des effets d’atténuation dus aux applicateurs, aux tissus osseux pelviens et aux cavités aériennes. Ce travail a pour but de comparer les plans dosimétriques obtenus avec TG-43 et Acuros BV chez 8 patientes traitées par curiethérapie utéro-vaginale, sans modélisation explicite des applicateurs, afin de mesurer l’effet du modèle de calcul seul.

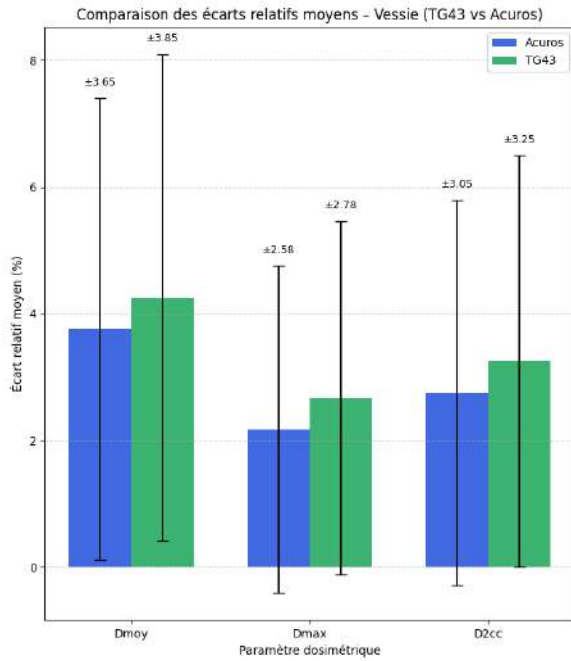


FIGURE 3.45 – Distribution de dose – Vessie

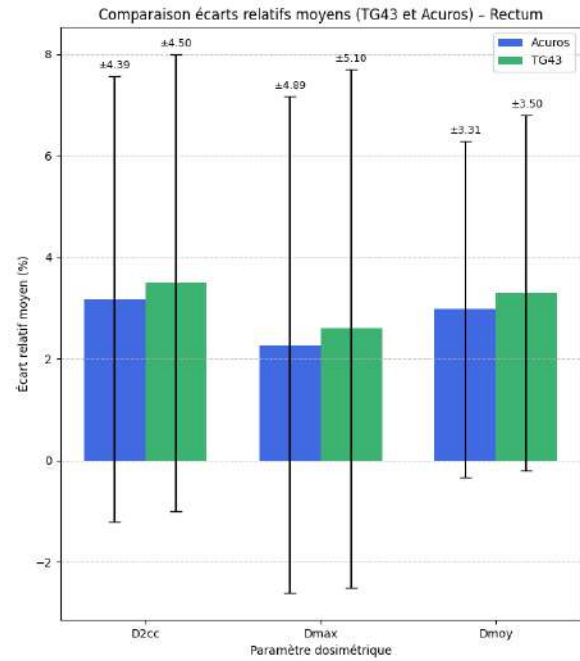


FIGURE 3.46 – Distribution de dose – Rectum

Les figures 3.47 (vessie) et 3.48 (rectum) montrent des différences entre les deux algorithmes TG-43 et Acuros BV. Pour les paramètres  $D_{2cm^3}$  et  $D_{moy}$ , on observe des réductions de dose avec Acuros BV allant jusqu'à  $-3\%$ . L'écart est plus marqué pour la vessie, en raison de sa proximité immédiate avec l'applicateur et des cavités aériennes (vagin, rectum) environnantes.

Comme dans le cas vaginal, TG-43 surestime les doses reçues par les organes à risque, car il ne modélise ni la densité variable des tissus, ni les effets de blocage et d'atténuation du faisceau par les structures métalliques ou osseuses. Ces observations sont en accord avec Mishra et al. (2021), qui ont également démontré que TG-43 tend à surestimer les doses aux organes à risque dans les plans de curiethérapie du col utérin.

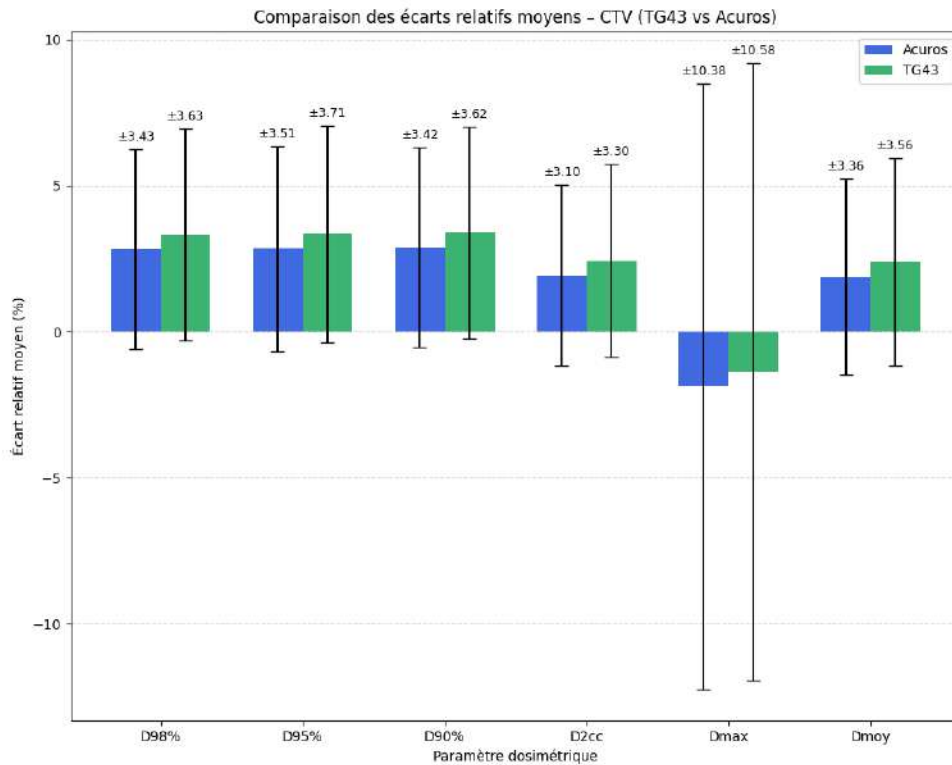


FIGURE 3.47 – Distribution de dose – CTV

La figure 3.49 illustre la distribution de dose au sein du volume cible clinique (CTV) pour un traitement de curiethérapie utéro-vaginale, comparant les résultats entre les algorithmes TG-43 et Acuros BV.

Comme illustré dans la figure 3.49, les doses D90%, D95%, D98% et Dmoy au niveau du CTV sont systématiquement plus faibles avec Acuros BV, avec des écarts moyens allant de -2,5 % à -5,5 %. Ces résultats confirment que TG-43 surestime les doses délivrées dans le volume cible, en raison de son modèle simplifié (milieu homogène en eau).

L'écart est encore plus marqué pour la Dmax, avec une différence atteignant -10,58 % en moyenne, ce qui s'explique par la présence de matériaux métalliques (titane, acier inoxydable) dans les applicateurs utéro-vaginaux. Ces matériaux, non pris en compte dans TG-43, provoquent une atténuation significative du rayonnement, que seul Acuros BV peut modéliser correctement. Ce constat est cohérent avec les résultats de Roussakis et al. (2024), qui rapportent des écarts de dose importants en présence de structures métalliques denses (jusqu'à -10 % pour la Dmax).

# Exemples cliniques illustratifs – comparaison TG-43 vs Acuros BV

— Illustration par cas clinique : curiethérapies vaginale et utéro-vaginale

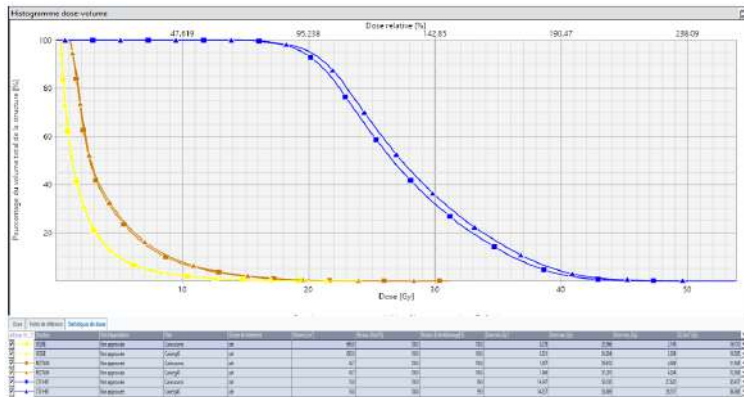


FIGURE 3.48 – DVH comparaison entre TG-43 et Acuros BV

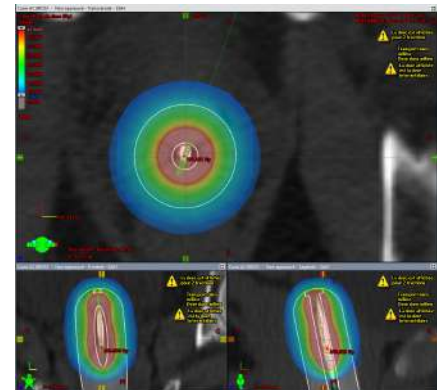


FIGURE 3.49 – Distribution de dose vaginale

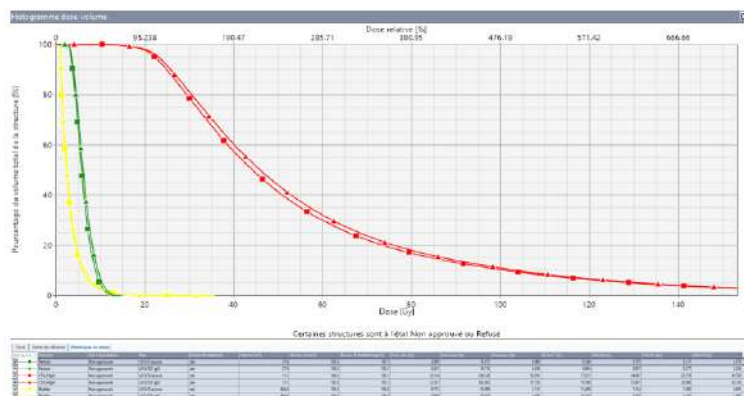


FIGURE 3.50 – DVH comparaison entre TG-43 et Acuros BV pour une application uréthro-vaginale

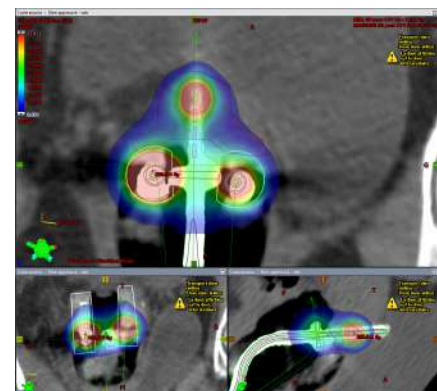


FIGURE 3.51 – Distribution de dose pour l'application uréthro-vaginale

Les figures présentées illustrent pour un cas de curiethérapie vaginale (Figures 3.48-3.49) et un cas utéro-vaginal (Figures 3.50-3.51), la comparaison dosimétrique entre les algorithmes TG-43 et Acuros BV, à travers les histogrammes dose-volume (DVH) et les distributions spatiales de dose.

---

## Conclusion générale

Ce mémoire a permis de montrer l'importance du contrôle qualité en curiethérapie HDR utilisant l'iridium-192. Grâce à une approche méthodique, nous avons présenté les différentes procédures, équipements et tests nécessaires pour garantir un traitement à la fois précis, sûr et conforme aux normes internationales.

La curiethérapie HDR permet de délivrer des doses élevées de rayonnement de manière très ciblée, ce qui limite l'exposition des tissus sains. Les contrôles effectués dans le service ont confirmé que le matériel utilisé respecte bien les normes (SFPM, COMP, ESTRO, etc.), que le positionnement de la source est précis, que les temps d'arrêt sont fiables, et que les dispositifs de sécurité fonctionnent correctement. Nous avons aussi comparé deux méthodes de calcul de dose (TG-43 et Acuros BV), ce qui a permis de mieux comprendre leurs avantages et limites, surtout en présence de milieux non homogènes.

Cette étude met aussi en avant l'importance de la formation continue du personnel, de la bonne documentation des procédures, et de l'entretien régulier du matériel. Le contrôle qualité ne se limite pas à quelques vérifications techniques : c'est une démarche continue d'amélioration et de vigilance.

En résumé, un programme de contrôle qualité bien structuré est indispensable pour garantir la sécurité des patients et la réussite des traitements en curiethérapie HDR. Ce travail contribue à améliorer les pratiques cliniques et à renforcer la sécurité dans ce domaine.

# Annexe 1 : Rapport du plan de traitement

## — Partie 1-Utero-vaginale-

The screenshot displays a medical software interface for 'Planification Curiothérapie' (Brachytherapy Scheduling) at 'EHPM, Tizi Ouzou, Algérie'. The main title is 'RAPPORT DU PLAN DE TRAITEMENT'.

**PATIENT**

Nom : TIGE 2  
Date de naissance :  
Oncologue principal :  
Médecin principal :  
ID :  
Sexe :  
ID oncologue principal :  
ID médecin principal :  
QC APL CURIE UV  
Inconnu

**PLAN**

**Général**

ID plan :  
Nom du plan :  
Localisation :  
ID dossier de traitement :  
Intention du dossier de traitement :  
Plan créé :  
Dernière modification du plan :  
Technique :  
Type d'installation de l'application :  
Applicateurs :  
Sources actives :

APP6cm  
Vagin  
apl UV  
jeudi 29 mai 2025 15:41:40 par student etu. etudiant  
vendredi 20 juin 2025 13:08:19 par student etu. etudiant  
INTERSTITIAL  
OTHER  
3  
15 (sur 15)

**Plan Import Wizard - Appointments**

| Patient ID1     | Name   | Machine       | Procedure         | Start time          | End time            | Status    |
|-----------------|--------|---------------|-------------------|---------------------|---------------------|-----------|
| QC APL CURIE UV | TIGE 2 | GammaMed Plus | HDR/PDR Treatment | 2025-06-20 14:00:00 | 2025-06-20 14:20:00 | SCHEDULED |

AFSA  
File Location -  
Change Filter  
Delete File  
Cancel  
Continue >>

System Status:  
Error code & class : E7 - 2  
Cycles : (A) (0)  
Days since last source exchange :  
Current source strength :

Please verify the following information about this patient:

Patient ID1: QC APL CURIE UV  
Last name: TIGE 2  
First name:

Cancel << Previous Done

System Status:  
Error code & class : E7 - 2  
Cycles : (A) (0)  
Days since last source exchange :  
Current source strength :

## — Partie 2-Utero-vaginale-

**Structure**

ID Groupe de structures : 00  
 Type : Canal  
 CVC, dose  
 Coordonnées de la structure  
 Volume de l'organe à traiter  
 Approuvé

**Applicateurs**

Les temps d'arrêt sont affichés pour 0.00

ID applicateur plein : 1  
 ID applicateur : 1  
 Canal : 1  
 Origine : 7.00 cm  
 Pas de déplacement : 0.00 cm  
 Longueur : 130.00 cm  
 Temps d'arrêt max. total Canal : 10.00 s  
 Longueur de l'espace mort

N° de ref. applicateur plein : 0001000190  
 Traitement : Dose de norme dans l'air  
 4070.00 Gy (norme)  
 10000.00 HQ (norme)  
 Machine de traitement : GammaMed Plus  
 ID de la source : 00A16313040000  
 Modèle de la source : GMP 1-192 HCP  
 Modèle de calcul de dose : Source Inverse

| Index | Temps d'arrêt (s) | Coordonnées (cm) (X,Y,Z) |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 1     | 2.00              | -1.00 2.00 2.00          |
| 2     | 4.00              | -1.00 4.00 2.00          |
| 3     | 6.00              | -1.00 6.00 2.00          |
| 4     | 8.00              | -1.00 8.00 2.00          |
| 5     | 10.00             | -1.00 10.00 2.00         |

ID applicateur plein : 2  
 ID applicateur : 2  
 Canal : 2  
 Origine : 0.00 cm  
 Pas de déplacement : 0.00 cm  
 Longueur : 130.00 cm  
 Temps d'arrêt max. total Canal : 0.00 s  
 Longueur de l'espace mort

N° de ref. applicateur plein : 0001000000  
 Traitement : Dose de norme dans l'air  
 4070.00 Gy (norme)  
 10000.00 HQ (norme)  
 Machine de traitement : GammaMed Plus  
 ID de la source : 00A16313040000  
 Modèle de la source : GMP 1-192 HCP  
 Modèle de calcul de dose : Source Inverse

| Index | Temps d'arrêt (s) | Coordonnées (cm) (X,Y,Z) |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 1     | 2.00              | -1.00 2.00 2.00          |
| 2     | 4.00              | -1.00 4.00 2.00          |
| 3     | 6.00              | -1.00 6.00 2.00          |
| 4     | 8.00              | -1.00 8.00 2.00          |
| 5     | 10.00             | -1.00 10.00 2.00         |

Plan de traitement : T0012 - SOC-APL-CURE (V)  
 Unité de traitement : CHU UN  
 Page 2/2

**Planification Curiethérapie**

Planification Curiethérapie 10.0.1

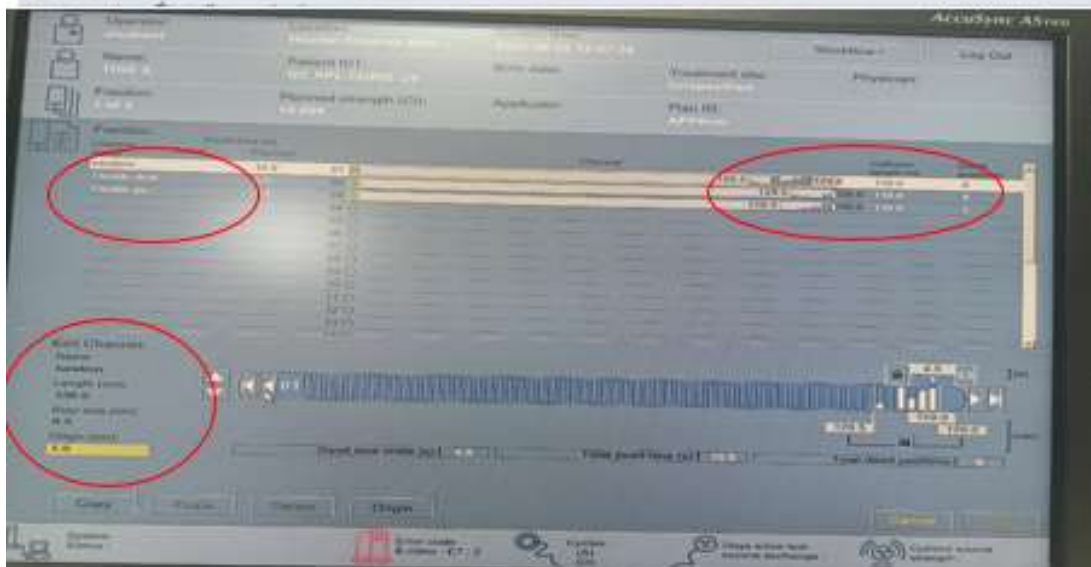
ID applicateur plein : 1  
 ID applicateur : 1  
 Canal : 1  
 Origine : 7.00 cm  
 Pas de déplacement : 0.00 cm  
 Longueur : 130.00 cm  
 Temps d'arrêt max. total Canal : 10.00 s  
 Longueur de l'espace mort

N° de ref. applicateur plein : 0001000190  
 Traitement : Dose de norme dans l'air  
 4070.00 Gy (norme)  
 10000.00 HQ (norme)  
 Machine de traitement : GammaMed Plus  
 ID de la source : 00A16313040000  
 Modèle de la source : GMP 1-192 HCP  
 Modèle de calcul de dose : Source Inverse

| Index | Temps d'arrêt (s) | Coordonnées (cm) (X,Y,Z) |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 1     | 4.00              | 0.00 0.00 1.00           |
| 2     | 6.00              | 0.00 0.00 2.00           |
| 3     | 8.00              | 0.00 0.00 3.00           |
| 4     | 10.00             | 0.00 0.00 4.00           |
| 5     | 12.00             | 0.00 0.00 5.00           |

**Points de référence**

| ID   | Coordonnées 3D | Dose par fraction | Dose totale | Point principal |
|------|----------------|-------------------|-------------|-----------------|
| BODY | X Y Z          | 5.000 Gy          | 5.000 Gy    | X               |



— Partie 3-Utero-vaginale-

**Applicateurs**  
Les temps d'arrêt sont affichés pour une seule fraction

ID applicateur plein : Tandem - 60 mm  
ID applicateur : tandem  
Canal : 1  
Origine : 1.00 cm  
Pas de déplacement : 0.50 cm  
Longueur : 130.00 cm  
Temps d'arrêt max. total Canal : 16.90 s  
Longueur de l'espace mort :

| Index | Temps d'arrêt [s] |
|-------|-------------------|
| 1     | 4.30              |
| 2     | 4.20              |
| 3     | 3.30              |
| 4     | 4.00              |
| 5     | 0.20              |
| 6     | 1.20              |

ID applicateur plein : Ovoides droit - 1  
ID applicateur : Ovoides droit  
Canal : 2  
Origine : 0.00 cm  
Pas de déplacement : 0.50 cm  
Longueur : 130.00 cm  
Temps d'arrêt max. total Canal : 5.00 s  
Longueur de l'espace mort :

| Index | Temps d'arrêt [s] |
|-------|-------------------|
| 1     | 2.30              |
| 2     | 0.20              |
| 3     | 0.90              |
| 4     | 1.60              |

le traitement : TIGE 2, (OC APL CURIE IV)  
an 1 JV  
APP5cm - Traitement approuvé



— Partie 4

Temps d'arrêt max. total Canal : 8.40 s  
 Longueur de l'espace mort :

Modèle de calcul de dose : Source linéaire

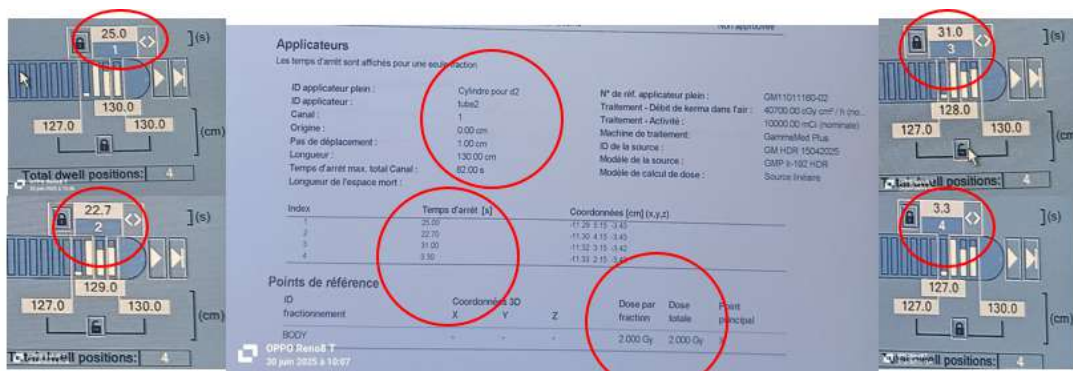
| Index | Temps d'arrêt [s] | Coordonnées [cm] (x,y,z) |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 1     | 4.10              | 0.63 8.68 1.62           |
| 2     | 2.30              | 0.66 8.41 2.04           |
| 3     | 1.10              | 0.68 8.14 2.46           |
| 4     | 0.50              | 0.71 7.86 2.87           |
| 5     | 0.40              | 0.73 7.55 3.26           |

**Points de référence**

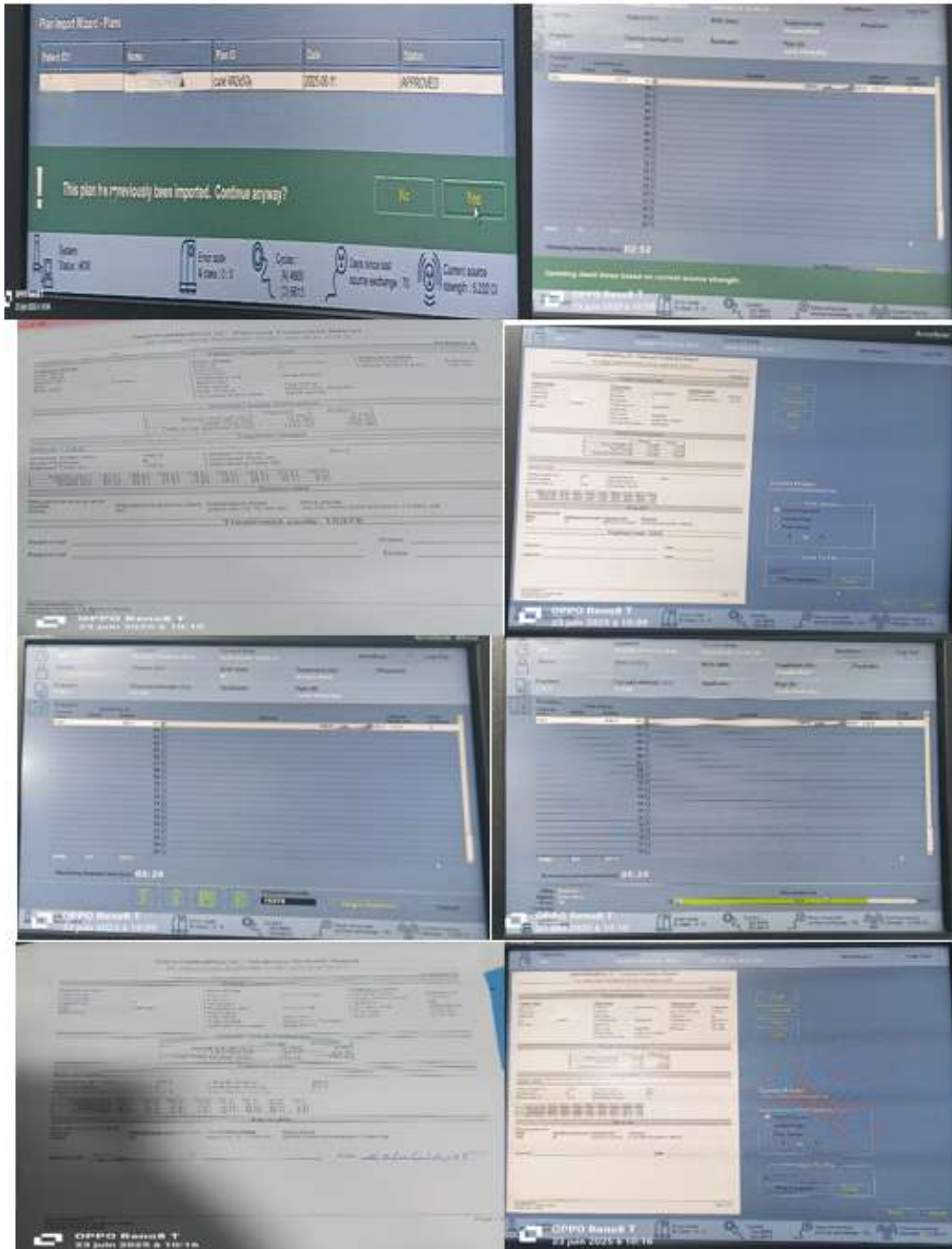
| ID fractionnement | Coordonnées 3D |   |   | Dose par fraction | Dose totale | Point principal |
|-------------------|----------------|---|---|-------------------|-------------|-----------------|
|                   | X              | Y | Z |                   |             |                 |
| BODY              | -              | - | - | 5.000 Gy          | 5.000 Gy    | X               |

OPRO Report  
 28 juin 2023 11:51

— Cas de Vaginale



## Annexe 2 : Les étapes d'enregistrement



# Annexe 3 : Certificat de la source

## Certificate For sealed Sources

G2-00155J

Issue Date: 27-03-2025 <sup>(1)</sup> Source number: NLF 01 24-003-7550  
Product Code: **REF** GM12000880 (DRN 7724)  
Varian Special Form Drg number: GM232.02-000-SFC  
Ser#: 24-05-7550-003-032625-11980-28  
Production Code: **LOT** 81713/01  
Serial no. Transport Container: 2093  
Serial no. Check Cable: n.a.  
Customer name: HOPITAL CHAHIDS MAHMOUDI  
Unit Serial Number: H641064 -GM

### SOURCE SPECIFICATIONS

Reference Air Kerma Rate: 48.76 mGy h<sup>-1</sup> +/- 5% at 1 m <sup>(2)</sup>  
Measured at: 26-03-2025 18:51 CET <sup>(1)</sup>  
Apparent Activity: 443.24 GBq (11.96 Ci) at date of measurement <sup>(3,4)</sup>  
10,0 Ci at 15-04-2025 at 12:00 CET <sup>(1)</sup>  
Source Type: IR-192 Gammamed Plus HDR 0.9mm  
Capsule dimensions: 0.90 mm diameter, 4.52 mm length  
Source pellet Dimensions: 0.60 mm diameter, 3.50 mm length  
Source pellet form: solid Iridium  
Radionuclide: Ir192  
Encapsulation: single  
Capsule Material: stainless steel, AISI 316L  
ISO Classification: ISO/80/C53211  
Special Form Certificate Number: USA/0723/S-96(REV.4)

### QUALITY CONTROL

Laser Weld Visual Check: passed  
Source Capsule Integrity (15N pull test): passed  
Leakage Test: leakfree <sup>(5)</sup>  
Surface Contamination Test: < 185 Bq (5nCi) <sup>(5)</sup>

The undersigned, authorized officer of Curium Netherlands B.V., certifies that this source complies with the requirements of ISO2919 and that all of the information given in this certificate is true and correct.

Richard de Vries  
GMP Controller

Approved by ..... 2025-04-02 

(1) Date format dd-mm-yyyy  
(2) At Confidence level of 99.7%

(3) The apparent Activity is determined by applying a conversion factor (0.110 mGy m<sup>2</sup>h<sup>-1</sup>GBq<sup>-1</sup>) to the measured gamma radiation output of the sealed source determined with a calibrated instrument. The instrument is calibrated against the standard of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany.

(4) The Apparent activity is the Iridium-192 activity, other radionuclides not detectable

(5) Test method according to: validation leakage test method Ir-192 0.9 µm liquid nitrogen/ethanol leakage ISO6978 method Liquid nitrogen bubble test (6.2.4).

(6) Surface contamination test according to ISO9978 method Wet wipe test (5.3.1)

Manufactured by Curium Netherlands B.V. \* Westerdinweg 3 \* 1755 LE Petten \* NL \* Telephone +31 224 5676  
Manufacturer's code in accordance with Council Directive 2013/59/EURATOM: NLF01  
On behalf of Varian Medical Systems

# Annexe 4 : Rapport de contrôle de positionnement

## GammaMedPlus iX : Physics Test Report

azi / Hopital Chahids MAHMOUDI / 641064 / 2025-04-20 09:58:13

QC POSITION ACTUEL

Fraction 25

### Patient / Treatment Data

#### Patient Data

Plan name ..... QC POSITION actuel

#### Plan Data

Fraction ..... 25  
 File name ..... 23s2c21l  
 Plan Author ..... rlo  
 Console Entry Date ..... 2025-04-15

#### Delivery Data

Delivery status ..... Completed  
 Decay Scale Factor ..... 1.04800  
 Operator ..... azi  
 Delivery Date ..... 2025-04-20  
 Start time ..... 09:54:13  
 End time ..... 09:55:37

### Planned / Actual Comparison

|                            | Planned | Delivered |
|----------------------------|---------|-----------|
| Source strength (Ci)       | 10.000  | 9.542     |
| Total Time (s)             | 42.00   | 43.80     |
| Total Curie seconds (Ci-s) | 420.00  | 417.94    |

### Treatment Details

#### Channel 1 [bme]

Channel length (cm) ..... 130.0  
 Dwell Positions ..... 6  
 Planned Time (s) ..... 42.0  
 Scaled Time (s) ..... 43.8  
 Delivered Time (s) ..... 43.8  
 Remaining Time (s) ..... 0.0

| Position (cm) | 130.0 | 129.0 | 128.0 | 127.0 | 126.0 | 125.0 |
|---------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Planned (s)   | 7.0   | 7.0   | 7.0   | 7.0   | 7.0   | 7.0   |
| Scaled (s)    | 7.3   | 7.3   | 7.3   | 7.3   | 7.3   | 7.3   |
| Delivered (s) | 7.3   | 7.3   | 7.3   | 7.3   | 7.3   | 7.3   |

### Source data

#### Remaining active wire

cycles ..... Remaining source days ..... Calibration Date ..... Wire serial .....  
 4997 ..... 114 ..... 2025-04-15 12:00:00 ..... 24-05-7550-003-032625-11980-28

Approval \_\_\_\_\_ Date \_\_\_\_\_

# Annexe 5 : Testes fait par l'ingénieur


|   |   |                  |                    |
|---|---|------------------|--------------------|
| <b>Varian Medical Systems</b>   | <b>TITLE: Checklist source exchange GAMMAMED plus iX series</b> |                  |                    |
| <small>This document contains confidential, proprietary information of Varian Medical Systems. It may not be copied or reproduced without prior written permission from Varian Medical Systems.</small> | <b>Document</b><br>CK-GM-PLIXSE                                 | <b>Rev.</b><br>B | <b>Page 1 of 1</b> |

**A: General information**

- 1) Serial number and type: **H 6 4 1064** GM PLUS iX  GM PLUS 3/24 iX (HDR only)
- 2) Customer / Location : **HOPITAL CHAHIDS MAHMOUDI / TIZI OUZOU ALGERIA**
- 3) Source wire serial number : **24-05-7550-003-032625-11980-28**

**B: Device check**

|  | comment                             | corr.                               |   | comment                             | corr.                               |
|--|-------------------------------------|-------------------------------------|---|-------------------------------------|-------------------------------------|
| <b>1) Exchange container with new source</b>       |                                     |                                     |   |                                     |                                     |
| 1.1) According to "Rad. Survey Checklist"          |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 3.9) Mains voltage missing                          | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 1.2) Check new source wire (inactive end)          |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 3.10) No probe channel [x]                          | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 1.3) Verify and note capsule number                | <b>003-7550</b>                     |                                     | 3.11) Probe too long channel [x]                    | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 1.4) Verify new source documents                   |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 3.12) Dummy pushed channel [x]                      | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 1.5) Verify site license                           |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 3.13) Source pushed channel [x]                     | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| <b>2) Start ServPlus software with Boot CD</b>     |                                     |                                     | 3.14) GM-counter                                    | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 2.1) Select "Source Exchange"                      |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 3.15) Interrupted Manual                            | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 2.1.1) Enter source serial number (24 digits)      |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 3.16) Interrupted Door                              | <input checked="" type="checkbox"/> | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 2.1.2) Unload and secure old source                | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | <b>4) Start ServPlus software with Boot CD</b>      |                                     |                                     |
| 2.1.3) Install maintenance dummy cable             | <input checked="" type="checkbox"/> | <input checked="" type="checkbox"/> | 4.1) Select "Source Exchange"                       |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 2.2.1) Note source wire cycles                     |                                     | <b>66</b>                           | 4.1.1) Enter source serial number (24 digits)       | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 2.2.2) Note dummy wire cycles                      | <b>274</b>                          |                                     | 4.1.2) Unload maintenance dummy cable               |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 2.2.3) Note source drive cycles                    | <b>296</b>                          |                                     | 4.1.3) Install new active source                    | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 2.2.4) Note dummy drive cycles                     | <b>274</b>                          |                                     | 4.2) Check park position of source                  |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 2.3) Select "Indexer Test"                         |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 4.3) Attach new source identification label         |                                     |                                     |
| 2.4) Select "Dummy Exchange"                       |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 4.4) Reset number of source wire cycles             | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 2.4.1) Visual check of dummy cable                 | <input checked="" type="checkbox"/> | <input checked="" type="checkbox"/> | <b>5) Start iX software (verify data &amp; PVT)</b> |                                     |                                     |
| 2.5) Select "Dummy Test"                           | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | 5.1) Verify current date and activity               | <b>04/15/25</b>                     | <b>9.929Ci</b>                      |
| 2.5.1) Check dummy, adjust if necessary            | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | 5.2) Verify remaining days & cycles                 | <b>119 day</b>                      |                                     |
| 2.6) Select "Source Test"                          |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 5.3) Perform position verification test             |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 2.6.1) Check source, adjust if necessary           | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | 5.4) Perform simulated treatment                    | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 2.7) Check park position of source                 |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 5.5) Enable full console mode                       |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 2.8) Check system time                             | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | <b>6) Console computer hardware tests</b>           |                                     |                                     |
| <b>3) Start iX software (test safety features)</b> |                                     |                                     | 6.1) IGMA PMI test, if applicable                   | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |
| 3.1) Emergency hand crank                          |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 6.2) Check condition of UPS battery                 |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 3.2) Emergency return switch                       | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | <b>7) BrachyVision planning system</b>              |                                     |                                     |
| 3.3) Emergency timing error                        |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 7.1) Enter source serial number (24 digits)         | <b>N/A</b>                          |                                     |
| 3.4) Emergency keyboard / trolley                  | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | 7.2) BrachyVision version 11 only:                  |                                     |                                     |
| 3.5) Source: LOCKED / RELEASED                     | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     | TT-BV-01475 (enter calibration date)                | <b>N/A</b>                          |                                     |
| 3.6) Source overcurrent                            |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 7.3) Check patient file transfer                    | <b>N/A</b>                          |                                     |
| 3.7) GammaMed disabled                             | <b>N/A</b>                          |                                     | <b>8) Exchange container with old source</b>        |                                     |                                     |
| 3.8) Battery voltage < 20 V                        |                                     | <input checked="" type="checkbox"/> | 8.1) According to "Rad. Survey Checklist"           | <input checked="" type="checkbox"/> |                                     |

04/13 04/15/24   
Date / Signature Service-Representative

Note: Implemented repair services are noted on the Service Report.

Keep a scanned copy or attach to the Unity Work Order (if applicable)

white original for customer  
white copy for service department  
yellow copy for service engineer

# Annexe 6 : Testes fait par l'ingénieur

|  |  |                        |                          |      |
|--|--|------------------------|--------------------------|------|
| <b>varian</b>  | <b>GammaMed Radiation Survey Checklist</b> |                        |                          |      |
| This document contains confidential, proprietary information of Varian Medical Systems. It may not be copied or reproduced without prior written permission from Varian Medical Systems. |  |                        |                          |      |
| Hospital/Clinic  | Afterloader Serial Number                  | Date                   |                          |      |
| HOPITAL CHAHIDS MAHMOUDI   | H641064                                    | 04/14/2025             |                          |      |
| Old Source S/N:  | 24-05-6764-003-100324-12200-66             | Return Container S/N:  | 1074                     |      |
| New Source S/N:  | 24-05-7550-003-032625-11980-28             | Container on Site S/N: | 2093                     |      |
| Radiation Meter  | Dose Rate Meter                            | Contamination Meter    | Independent Room Monitor |      |
| Make/Model Number:   | RADEYE B20-ER                              | RADEYE B20-ER          | Available y/n:           | YES  |
| Serial No.:  | 32683                                      | 32683                  | Make/Model:              | ALMO |
| Calibration Expiry Date:   | 27 JUNE 2025                               | 27 JUNE 2025           | Functional y/n:          | YES  |

Before tests confirm that **no contamination** is present, always wear appropriate gloves.

If the measured dose-rate or the wipe test result is exceeding the maximum value as specified:

- Lock the cable in the Shipping Container.
- Lock the Treatment Room Door.
- Contact your manager, your RSO and PLCS-Brachy Support
- Contact the customer RSO.

When measuring count rates from contamination wipes: (CPS – Counts Per Second):

- Only use the wipes recommended in FRU-List on GCS Data-Center (<https://gcs.oscs.varian.com/>), **no exceptions allowed**, as most hospital provided alcoholic fluids contain adverse ingredients.
- Measure wipes in console area to prevent counts from sources added to the contamination detection.
- For stable count rates integrate over at least 60 seconds (meter function is also called Scaler or Timer).
- For wipes and counts, measure 1cm above surface (avoid contamination).
- If elevated counts do not return to Background after removing the meter from the sample, the meter could be contaminated. Contact your RSO.

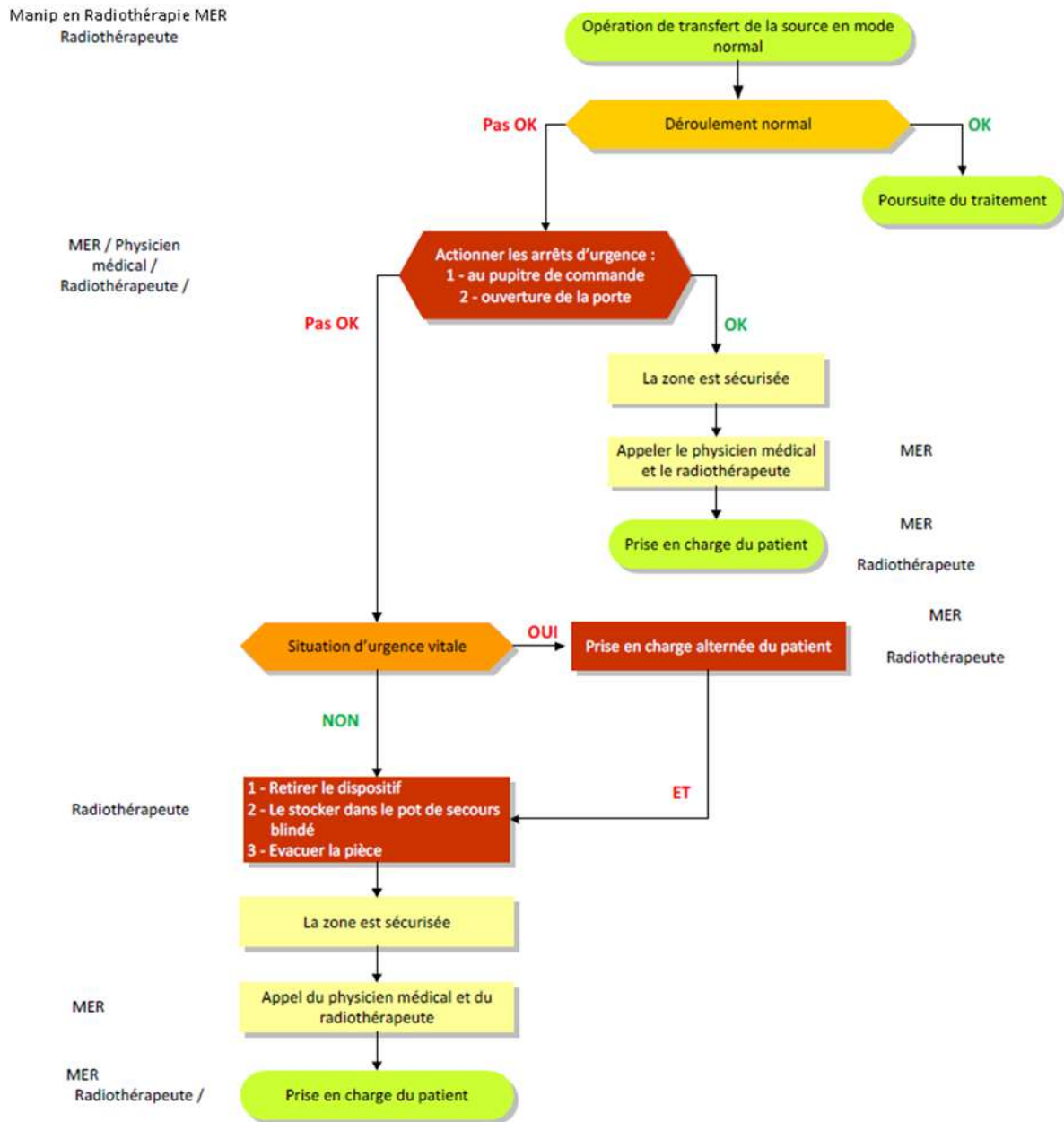
Transport Index (T.I.) = Maximum radiation dose rate (µSv/h) measured at 2 meter from package surface, divided by 10 (no unit).

| Test Description  | Value | Maximum                              | Units | Measure Point           |
|---|-------|--------------------------------------|-------|-------------------------|
| Background count - integrate 60 seconds (in console area – remote from sources – reference for contamination wipes – use integrating function of meter)                         | 0.40  | N/A                                  | CPS   | N/A                     |
| Background dose rate - wait 60 seconds for stable readings (in console area – remote from sources – reference for surveys and dose rate readings)                               | 0.07  | N/A                                  | µSv/h | N/A                     |
| Survey tools & toolbox (in console area – scan by slowly hovering meter 1cm above surface of toolbox)   | 0.07  | 2 x Background                       | CPS   | <1cm                    |
| Survey Afterloader – Old Source (survey all surfaces - measure points as listed below for New Sources, 5 cm from surface – record maximum reading only)                         | 3     | 100                                  | µSv/h | 5 cm                    |
| Survey Blue Overpack – New Source (top, sides, bottom)  | 200   | 2000                                 | µSv/h | Surface                 |
| Wipe Type A + blue Overpack – New Source (1. Overpack exterior – 2. Overpack interior + Type A exterior – 3. Type A under lid and safe connector) – record maximum reading only | 0.34  | 2 x Background                       | CPS   | <1cm                    |
| Wipe Tail of Cable – New Source (after uncoiling from inside container) Evaluate results (container/Cable) before loading cable into the Afterloader.                           | 0.34  | 2 x Background                       | CPS   | <1cm                    |
| Wipe Tail of Cable – Old Source (after unloading to container)  | 0.35  | 2 x Background                       | CPS   | <1cm                    |
| Survey Afterloader – New Source (Indexer, in front of channel 12/13, 5cm from surface)  | 21.1  | 100                                  | µSv/h | 5cm                     |
| Survey Afterloader – New Source (top, 5cm from surface)   | 2.44  | 100                                  | µSv/h | 5cm                     |
| Survey Afterloader – New Source (sides, 5cm from surface)   | 1.80  | 100                                  | µSv/h | 5cm                     |
| Survey Afterloader – New Source (back, 5cm from surface)  | 13    | 100                                  | µSv/h | 5cm                     |
| Survey Afterloader – New Source (front, 5cm from surface)   | 2     | 100                                  | µSv/h | 5cm                     |
| Wipe Type A + Overpack – Old Source (1. Type A under lid and safe connector – 2. Overpack interior + Type A exterior – 3. Overpack exterior) – record maximum reading only      | 0.35  | 2 x Background                       | CPS   | <1cm                    |
| Survey Type A Container – Old Source (top, sides, bottom)   | 25    | 500                                  | µSv/h | Surface                 |
| Type A Transport Index - Old Source (see NOTE - record maximum reading only)  | 0.1   | 1 for II-Yellow<br>10 for III-Yellow | N/A   | 1m from package surface |
| Survey all tools, toolbox and waste - (in console area - scan by slowly hovering meter 1cm above surface of toolbox and plastic bag with waste)                                 | 0.33  | 2 x Background                       | CPS   | <1cm                    |

|   |            |            |
|---|------------|------------|
| Source Activity on Day of Installation (Select Unit Ci / GBq) | 367.36     | (Ci / GBq) |
| Service Engineer: Namr  | Signature: |            |

Keep a scanned copy or attach to the Unity Work Order (if applicable)  
Printed copies must be verified for correctness against the approved document in the Document Management System.

# Annexe 7 : Schéma d'action détaillé



## Annexe 8 : Certificat de la source



U.S. Department  
of Transportation

Pipeline and  
Hazardous Materials  
Safety Administration

IAEA CERTIFICATE OF COMPETENT AUTHORITY  
SPECIAL FORM RADIOACTIVE MATERIALS

CERTIFICATE USA/0723/S-96, REVISION 4

East Building, PHH-23  
1200 New Jersey Ave. SE  
Washington, D.C. 20590

This certifies that the sources described have been demonstrated to meet the regulatory requirements for special form radioactive material as prescribed in the regulations of the International Atomic Energy Agency<sup>1</sup> and the United States of America<sup>2</sup> for the transport of radioactive material.

1. Source Identification - Varian Medical Systems Models 212 and 232.
2. Source Description - The Model 212 is a cylindrical single encapsulation made of stainless steel and either tungsten inert gas, laser, or plasma seal welded. Approximate outer dimensions of the encapsulation are 1.1 mm (0.04 in.) in diameter and either 3.36 mm (0.13 in.) or 4.96 mm (0.2 in.) in length. Minimum wall thickness is 0.17 mm (0.007 in.). A stainless steel connector and cable is welded to one end of the encapsulation. The overall length of the encapsulation, connector, and cable is 2,100 mm (82.7 in.). Construction shall be in accordance with either attached Varian Medical Systems Drawing Nos. GM212.13-020-SFC, Rev. D00 or GM212.13-010-SFC, Rev. D00. The Model 232 is a cylindrical single encapsulation made of stainless steel and either tungsten inert gas, laser, or plasma seal welded. Approximate outer dimensions of the encapsulation are 0.9 mm (0.04 in.) in diameter and either 2.97 mm (0.12 in.) or 4.52 mm (0.18 in.) in length. Minimum wall thickness is 0.08 mm (0.003 in.). A stainless steel connector and cable is welded to one end of the encapsulation. The overall length of the encapsulation, connector, and cable is 2,100 mm (82.7 in.). Construction shall be in accordance with either attached Varian Medical Systems Drawing Nos. GM232.03-000-SFC, Rev. E00 or GM232.02-000-SFC, Rev. D00.

<sup>1</sup> "Regulations for the Safe Transport of Radioactive Material, 2012 Edition, No. SSR-6" published by the International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, Austria.

<sup>2</sup> Title 49, Code of Federal Regulations, Parts 100-199, United States of America.

# Bibliographie

- [1] ARCAGY / Infocancer. La brachythérapie ou curiethérapie. <https://www.arcagy.org/infocancer/traitement-du-cancer/radiotherapie/la-brachytherapie-ou-curietherapie.html>, 2018.
- [2] Hamza Badry. *Étude de la curiethérapie de la prostate*. PhD thesis, Institut Marocain d'Ingénierie des Sciences et Techniques (IMIST), Rabat, Maroc, October 2020. Thèse soutenue le 10 octobre 2020. URL : <https://toubkal.imist.ma/xmlui77/bitstream/handle/123456789/25603/278-20-BADRY%20HAMZA.pdf?sequence=1>.
- [3] Su-yan Bi, Zhi-jian Chen, Xing-ru Sun, and Zhi-tao Dai. Dosimetric comparison of acurosbv with aapm tg43 dose calculation formalism in cervical intraductal high-dose-rate brachytherapy using three different applicators. *Precision Radiation Oncology*, 6 :234–242, 2022. Open Access. URL : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/pro6.1170>, doi:10.1002/pro6.1170.
- [4] Fatih Biltekin. Physical and dosimetric properties of the applicators used in cervix cancer brachytherapy : Icru 89 recommendations. *Turkish Journal of Oncology*, 34(Supplement1) :38–43, 2019. Received : January 16, 2019; Accepted : February 19, 2019; Online : April 10, 2019. URL : [https://onkder.org/pdf/pdf\\_TOD\\_1060.pdf](https://onkder.org/pdf/pdf_TOD_1060.pdf), doi:10.5505/tjo.2019.1938.
- [5] Canadian Partnership for Quality Radiotherapy, Canadian Association of Radiation Oncology, Canadian Organization of Medical Physicists, and Canadian Association of Medical Radiation Technologists. Technical quality control guidelines for brachytherapy remote afterloaders. Technical Quality Control Guideline BRA.2015.06.02, Canadian Partnership for Quality Radiotherapy (CPQR), Canada, June 2015. Expert Reviewer : Normand Frenière; External Validation Centres : BC Cancer Agency – Vancouver Centre; CIUSSS du Saguenay–Lac-Saint-Jean – Hôpital de Chicoutimi. URL : <https://www.cpqr.ca/wp-content/uploads/2017/01/BRA-2015-06-02.pdf>.
- [6] Lucie Cormier. *Développement de méthodes de calcul de dose basées sur le transport de particules en curiethérapie à haut débit de dose*. Thèse de doctorat, Université ToulouseIII – PaulSabatier, Toulouse, France, juin 2015. Version 1 disponible sur HAL ; consulté le 1erjuillet2025. URL : <https://theses.hal.science/tel-01197263v1/document>.
- [7] Société Française de Physique Médicale. *Recommandation SFPM No 36*. SFPM, 2019. URL : <https://www.sfpm.fr/recommandation-sfpm-36>.
- [8] Christine Haie-Meder, Richard Potter, and Alain Gerbaulet. Brachytherapy of cervix cancers : Techniques, clinical practice and quality control. *Cancer/Radiotherapie*, 7(3) :156–166, 2003. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1278321802002330>, doi:10.1016/S1278-3218(02)00233-0.
- [9] Christine Haie-Meder, Richard Pötter, Jean Dimopoulos, and et al. Curiothérapie guidée par imagerie multimodale : l'exemple du cancer du col. *Cancer/Radiothérapie*,

- 
- 25(S1) :e1–e8, 2019. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S127832181930321X>, doi:10.1016/S1278-3218(19)30321-X.
- [10] Amel Haouas. *Caractérisation dosimétrique du projecteur de source de curiethérapie à haut débit de dose GammaMed Plus iX*. PhD thesis, Université de Franche-Comté, 2017. URL : <https://theses.hal.science/tel-01603806/>.
- [11] HTDS - High Tech Detection Systems. M3003 : Système de mesure de la dose pour la curiethérapie hdr, 2024. URL : <https://www.htds.fr/wp-content/uploads/2024/03/M3003.pdf>.
- [12] International Atomic Energy Agency (IAEA). Module 7 - curietherapie, assurance qualité, radioprotection. <https://gnssn.iaea.org/main/PGEC-RAFN/Documents/Lectures/Module%207%20-%20Medical%20Exposures%20in%20Diagnostic%20Radiology,%20Radiotherapy%20and%20Nuclear%20Medicine/Mod%207-%20Curiotherapie-Assurance%20qualit-Radioprotection.pdf>, 2019.
- [13] National Cancer Institute. Brachytherapy - national cancer institute. <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types/radiation-therapy/brachytherapy>, 2023.
- [14] NuviaTech Instruments. Nurms almo - nuviatech instruments. <https://www.nuviatech-instruments.com/fr/produit/nurms-almo/>, 2025.
- [15] Nikos Papanikolaou, Jerry J. Battista, Arthur L. Boyer, Constantin Kappas, Eric Klein, T. Rock Mackie, Michael Sharpe, Jake VanDyk, and Task Group 65 Radiation Therapy Committee. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85 85, American Association of Physicists in Medicine, Madison, WI, USA, August 2004. URL : [https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_85.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_85.pdf), doi:10.37206/86.
- [16] PTW Dosimetry Products. Ptw radiation medicine qa solutions. <http://www.radiationprotection.com.sg/wp-content/uploads/catalogs/PTW%20Radiation%20Medicine%20QA%20Solutions.pdf>.
- [17] Radiation Products Design Inc. Perma-doc phantom for gammamed plus hdr. <https://www.rpdinc.com/perma-doc-phantom-gammamed-plus-hdr-4557.html>.
- [18] Yiannis Roussakis, Georgios Antorkas, Leonidas Georgiou, Iosif Strouthos, Efstratios Karagiannis, Constantinos Zamboglou, Konstantinos Ferentinos, Nikolaos Zamboglou, and Georgios Anagnostopoulos. Dosimetric comparison of acurostm bv and aapm tg-43 formalism for interstitial iridium-192 high-dose-rate brachytherapy. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 16(3) :211–218, jun 2024. PMID :PMC11609868; Received : January 16, 2024; Accepted : May 2, 2024. doi:10.5114/jcb.2024.140893.
- [19] RS Components. Fiche technique de l'onduleur apc smart-ups c 1000va, 2024. URL : <https://docs.rs-online.com/ecaa/0900766b80ee2015.pdf>.
- [20] Aryo Satriyo, Hanif Nugroho, and Widodo KUSDWIHARTO. Dosimetric evaluation of hdr brachytherapy applicators using monte carlo simulation. *Jurnal Fisika Aplikasi*, 16(2) :57–63, 2015. URL : [https://iptek.its.ac.id/index.php/jfa/article/download/16%282%2907/pdf\\_29?utm\\_source](https://iptek.its.ac.id/index.php/jfa/article/download/16%282%2907/pdf_29?utm_source).
- [21] Schneider Electric. Onduleur APC Smart-UPS C 1 000 VA, 230 V, écran LCD avec SmartConnect. <https://www.se.com/africa/fr/product/SMC1000IC/onduleur-apc-smartups-c-1-000-va-230-v-Ãlcran-lcd-avec-smartconnect/>, 2024. URL : <https://www.se.com/africa/fr/product/SMC1000IC/onduleur-apc-smartups-c-1-000-va-230-v-Ãlcran-lcd-avec-smartconnect/>.

- 
- [22] C. Shah, E. Vu, and S. Beriwal. Quality control and safety in high-dose-rate brachytherapy. *Seminars in Radiation Oncology*, 33(1) :72–81, 2023. URL : <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36301444/>, doi:10.1016/j.semradonc.2022.10.001.
- [23] Janusz Skowronek. Current status of brachytherapy in cancer treatment : short overview. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 9(6) :581–589, 2017. doi:10.5114/jcb.2017.72607.
- [24] Varian Medical Systems. Gammamedplus ix - brochure rad4137d. [https://varian.widen.net/view/pdf/qnxkt3pl9u/GammaMedplusiX\\_Brochure\\_RAD4137D\\_April2009\\_FR.pdf](https://varian.widen.net/view/pdf/qnxkt3pl9u/GammaMedplusiX_Brochure_RAD4137D_April2009_FR.pdf), 2009.
- [25] U.S. Nuclear Regulatory Commission (NRC). Consolidated guidance about materials licenses - program specific guidance about medical use licenses. <https://www.nrc.gov/docs/ML0727/ML072760661.pdf>, 2007. NRC NUREG-1556, Volume 9, Consulté le 26 juin 2025.

---

## Résumé

La curiethérapie à haut débit de dose (HDR) utilisant l'iridium-192 est particulièrement utilisée dans le traitement des cancers gynécologiques, prostatiques et ORL. Ce type de traitement exige une grande précision et un niveau de sécurité élevé, ce qui justifie la mise en place de contrôles qualité rigoureux.

Ce mémoire présente une évaluation complète du système de curiethérapie HDR de l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi Ouzou, réalisée selon les recommandations de la SFPM, du COMP et de l'ESTRO. Les tests effectués ont porté sur la précision du positionnement de la source, la reproductibilité des traitements, l'étalonnage de la source radioactive, ainsi que le bon fonctionnement des dispositifs de sécurité.

Une comparaison dosimétrique entre les algorithmes TG-43 et Acuros BV a également été menée. Elle a mis en évidence des écarts liés aux hétérogénéités tissulaires et souligné l'importance du choix de l'algorithme en fonction du contexte clinique.

Les résultats obtenus confirment la fiabilité du système étudié et l'efficacité des procédures mises en place, contribuant ainsi à l'amélioration continue des pratiques en curiethérapie HDR.

**Mots-clés :** Curiothérapie HDR, Iridium-192, Contrôle qualité, TG-43, Acuros BV, SFPM, Dosimétrie.

## Abstract

High-dose-rate (HDR) brachytherapy using iridium-192 is widely used in the treatment of gynecological, prostate, and head and neck cancers. This technique requires high precision and strict safety standards, which justifies the implementation of rigorous quality control procedures.

This thesis presents a comprehensive evaluation of the HDR brachytherapy system at Chahids Mahmoudi Hospital in Tizi Ouzou, based on the recommendations of the SFPM, COMP, and ESTRO. The tests performed focused on source positioning accuracy, treatment reproducibility, source activity calibration, and the proper functioning of safety systems.

A dosimetric comparison between the TG-43 and Acuros BV algorithms was also carried out. The results revealed discrepancies due to tissue heterogeneities, highlighting the importance of selecting an appropriate algorithm depending on the clinical context.

The results confirm the reliability of the system and the effectiveness of the implemented procedures, thus contributing to the continuous improvement of clinical practices in HDR brachytherapy.

**Keywords :** HDR brachytherapy, Iridium-192, Quality assurance, TG-43, Acuros BV, SFPM, Dosimetry.