

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE SAAD DAHLAB- BLIDA1

Faculté des Sciences

Département de Physique



Thèse de Doctorat en Sciences

Présentée pour l'obtention du grade de Docteur

En Physique

Spécialité : Physique Médicale

Sujet :

**CONTRIBUTION A LA MISE EN OUEVRE DE LA CURIETHERAPIE
HDR EN CLINIQUE**

Par

Mohammed LAHLABOU

Devant le jury composé de:

Mme F. ZERMANE	Professeur, USDB1, Blida	Présidente
Mr M. BELGAID	Professeur, USTHB, Alger	Examineur
Mme Z. LOUNIS MOKRANI	Directrice de recherche, C.R.N.A, Alger	Examinatrice
Mr C. TAYEB	Professeur, H.C.A, Alger	Examineur
Mme S. OUIR	Maitre de Conférences A, USDB1, Blida	Examinatrice
Mr R. KHELIFI	Professeur, USDB1, Blida	Encadreur

Blida, 14 NOVEMEBRE 2024

RESUME

Le cancer est l'une des principales causes de décès dans le monde. Selon l'organisation mondiale de la santé, 9,7 millions de décès en 2022, et une estimation de 18,5 millions par an d'ici 2050. Environ la moitié des nouveaux cas de cancer nécessitent un traitement par radiation. Parmi les techniques de radiothérapie les plus répandues, il y a la curiethérapie à haut débit de dose (HDR) qui a montré son succès dans le traitement par radiation pour différents types du cancer. Caractérisée par son fort gradient de dose, et avec l'évolution des appareils et les techniques d'irradiation ; qui a permis de délivrer des dose élevées aux tumeurs ; ont rendu l'application de la curiethérapie HDR plus complexe suite à l'administration des doses élevées dans un court laps de temps. La grande complexité du plan peut accroître la probabilité de l'incertitude et des accidents d'irradiation. Garantir l'administration d'une dose précise et atteindre les objectifs du traitement par curiethérapie HDR nécessite une très grande attention.

L'objectif de cette étude est devisé en trois : (1) la mise en marche de la curiethérapie HDR en clinique, (2) l'établissement d'une méthode pour l'assurance de qualité spécifique au patient (SPQA), (3) et enquêter l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie. Afin de réduire la probabilité de subir des expositions accidentelles et de garantir que chaque traitement individuel soit administré d'une manière cohérente, précise et sûre.

Les tests d'acceptation des différent équipements du système de la curiethérapie HDR était conformes aux spécifications de fabricant. La vérification de la modélisation de la source radioactive ; par mesure expérimentale et également par simulation Monte Carlo ; a donné une parfaite coïncidence avec le calcul du système de planification du traitement (TPS). L'évaluation des plans du traitement par notre méthode SPQA; qui est basée sur l'indice gamma ; a donné des taux de passage acceptables ($> 95 \%$) pour les critères de différence de dose et de distance de 3% et 3 mm respectivement. Notre enquête a mis en évidence la nécessité de prendre des considérations pour les cancers qui présentant des hétérogénéités des tissus en utilisant le formalisme de calcul de dose TG43.

Mot clés: Curiothérapie HDR, Commissioning, Assurance de qualité, Monte Carlo.

ABSTRACT

The Cancer is one of the world's leading causes of death. According to the World Health Organization, there will be 9.7 million deaths by 2022, and an estimated 18.5 million per year by 2050. Around half of all new cases of cancer require radiation treatment. Among the most widely used radiotherapy techniques is high-dose-rate (HDR) brachytherapy, which has proved a successful radiation treatment for various types of cancer. Characterized by its high dose gradient, and with the evolution of irradiation equipment and techniques; which has enabled high doses to be delivered to tumors; have made the HDR brachytherapy application more complex as a result of administering high doses in a short time. The high complexity of the plan can increase the probability of uncertainty and radiation accidents. Ensuring accurate dose delivery and achieving the objectives of HDR brachytherapy treatment requires a very high attention.

The aim of this study is threefold: (1) to implement HDR brachytherapy in the clinic, (2) to establish a method for patient-specific quality assurance (SPQA), (3) and to investigate the influence of tissue heterogeneity on dosimetry. In order to reduce the probability of accidental exposures, and to ensure that each individual treatment is administered in a consistent, accurate and safe manner.

Acceptance testing of the different equipment of the HDR brachytherapy system fulfilled with the manufacturer's specifications. Verification of the radioactive source modelling; by experimental measurement and also by Monte Carlo simulation; gave a perfect coincidence with the treatment planning system (TPS) calculation. The treatment plans evaluation by our SPQA method; which is based on the gamma index; gave acceptable passage rates ($> 95\%$) for the dose difference and distance criteria of 3% and 3 mm respectively. Our investigation has highlighted the need to take considerations for cancers that present tissue heterogeneity using the TG43 dose calculation formalism.

Key words: Brachytherapy HDR, Commissioning, Quality assurance, Monte Carlo.

ملخص

السرطان هو أحد الأسباب الرئيسية للوفاة في جميع أنحاء العالم. وفقاً لمنظمة الصحة العالمية، سيكون هناك 9.7 مليون حالة وفاة بحلول عام 2022، وما يقدر بـ 18.5 مليون حالة وفاة سنوياً بحلول عام 2050. يحتاج حوالي نصف حالات السرطان الجديدة إلى علاج إشعاعي. ومن بين تقنيات العلاج الإشعاعي الأكثر استخداماً المعالجة الإشعاعية الداخلية ذات معدل الجرعات العالية، والتي أثبتت نجاحها كعلاج إشعاعي لأنواع مختلفة من السرطان. تتميزها بتردد الجرعة الحاد بالإضافة لتطور معدات وتقنيات العلاج الإشعاعي التي مكنت من وصف جرعات عالية للأورام؛ جعل تطبيق العلاج الإشعاعي الداخلي عالي الجرعة أكثر تعقيداً نتيجة إعطاء جرعات عالية في فترة زمنية قصيرة. التعقيد الشديد لخطة العلاج قد يساهم في زيادة احتمال الأخطاء وحوادث التعرض للإشعاع. ضمان إعطاء جرعة دقيقة وتحقيق أهداف المعالجة بالإشعاع الداخلي عالي الدقة، يتطلب قدراً كبيراً من الاهتمام.

الهدف من هذه الدراسة ثلاثي الأبعاد: (1) التمكين من استعمال العلاج بالإشعاع الداخلي عالي الدقة طبياً، (2) وضع طريقة لضمان الجودة خاصة بالمريض (SPQA)، (3) دراسة تأثير عدم تجانس الأنسجة على قياس الجرعات. من أجل تقليل احتمالية التعرض العرضي للإشعاعات وضمان إعطاء كل علاج فردي بطريقة متسقة ودقيقة وأمنة.

اختبارات القبول لمختلف المعدات في نظام المعالجة بالإشعاع الداخلي عالي الدقة مطابقة لمواصفات الشركة المصنعة. أعطى التحقق من نمذجة المصدر الإشعاعي، عن طريق القياس التجريبي ومحاكاة مونت كارلو، تطابقاً تاماً مع حساب نظام تخطيط العلاج (TPS). أعطى تقييم خطط العلاج بواسطة طريقة SPQA الخاصة بنا، والتي تستند على مؤشر جاما، معدلات نجاح مقبولة ($<95\%$) لمعايير فرق الجرعة والمسافة 3% و 3% مم على التوالي. تحقيقنا أفضل إلى وجوب أخذ اعتبارات خاصة بالسرطانات التي تظهر عدم تجانس الأنسجة عند استخدام صيغة حساب الجرعة TG43.

الكلمات المفتاحية : المعالجة الإشعاعية الداخلية ذات معدل الجرعات العالية (HDR)، التشغيل، ضمان الجودة، مونت كارلو.

TABLE DES MATIERES

RESUME.....	i
ABSTRACT	ii
ملخص	iii
TABLE DES MATIERES.....	iv
LISTE DES FIGURES	vii
LISTE DES TABLEAUX	vii
LISTE DES ABREVIATIONS	x
INTRODUCTION GENERALE.....	1
ASPECTS PHYSIQUE ET CLINIQUE DE LA CURIETHERAPIE.....	1
1.1 Introduction:	5
1.2 Histoire de la curiethérapie:.....	5
1.3 Modalités de la curiethérapie:.....	7
1.3.1 Types d'implantation :	7
1.3.2 Durée d'implantation :	11
1.3.3 Types de chargement de la source :	11
1.3.4 Types de débit de dose:	12
1.4 Caractéristiques physique des sources de curiethérapie :	13
1.4.1 Schéma de décroissance radioactive :	13
1.4.2 La demi-vie (période radioactive) :	13
1.4.3 Spectre d'énergie et énergie moyenne:.....	14
1.4.4 Couche de demi-atténuation :	15
1.4.5 Activité spécifique :	15
1.5 Les sources courantes en curiethérapie:	17
1.5.1 Césium 137:.....	17
1.5.2 Iodine 125:.....	17
1.5.3 Cobalt 60:	18
1.5.4 Iridium 192:	18
1.6 Calcul de dose en curiethérapie :	20
1.6.1 Spécification de la source en curiethérapie :	20
1.6.2 Systèmes de calcul dosimétrique classique :	22
1.6.3 Systèmes de calcul dosimétrique modernes :	27

CURIETHERAPIE PAR POSTCHARGEMENT A DISTANCE D'UNE SOURCE A HAUT DEBIT DE DOSE.....	31
2.1 Introduction :	32
2.2 Composantes d'un système de curiethérapie HDR :	32
2.2.1 Système d'imagerie :	32
2.2.2 Système de planification du traitement :	33
2.2.3 Console de contrôle du traitement:	34
2.2.4 Système de poste-charge à distance :	34
2.2.5 Source radioactive HDR.....	35
2.2.6 Tubes de transfert et les applicateurs :	36
2.3 Processus de traitement par curiethérapie HDR	36
2.3.1 Implantation de l'applicateur:.....	38
2.3.2 Acquisition des données patient :	38
2.3.3 Planification et optimisation :	38
2.3.4 Délivrance du plan de traitement :	38
2.4 Mise en marche de la curiethérapie HDR :	39
2.4.1 Procédure des tests d'acceptation :	39
2.4.2 Le commissioning et la mise en service:	43
2.4.3 Assurance de qualité :	44
MATERIALS ET METHODES.....	48
3.1 Introduction :	49
3.2 Matériels :	49
3.2.1 Projecteur de source :	49
3.2.2 Tubes de transfert :	50
3.2.3 Marqueurs radio-opaques :	51
3.2.4 Applicateurs et cathéters :	52
3.2.5 La règle de contrôle de la position de la source (SPCR) :	54
3.2.6 Simulateur de la position :	55
3.2.7 Une chambre puit et l'électromètre :	56
3.2.8 Modalité d'imagerie :	57
3.2.9 Système de planification du traitement :	57
3.2.10 Fantôme :	58
3.2.11 Films GafChromique :	59
3.2.12 Scanner plat :	59
3.2.13 Accélérateur linéaire :	59

3.2.14	Chaine de mesure de la dose absolue :	60
3.2.15	Code de simulation Monte Carlo :	60
3.2.16	Logiciel de l'évaluation basé sur l'indice gamma :	62
3.3	Méthodologie :	63
3.3.1	Mise en marche :	63
3.3.2	Assurance de qualité spécifique au patient :	77
3.3.3	Enquête sur l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie :	83
RESULTATS ET DISCUSSION		85
4.1	Introduction :	86
4.2	Mise en marche :	86
4.2.1	Les procédures de tests d'acceptation :	87
4.2.2	Commissioning:	91
4.3	Assurance de qualité spécifique au patient :	101
4.3.1	Etude de faisabilité de notre méthode de SPQA :	101
4.3.2	Application de la méthode sur les cancers gynécologiques :	104
4.4	Enquête sur l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie :	106
CONCLUSION GENERALE		108
PERSPECTIVES		110
REFERENCES		111
APPENDICE 1 : Données dosimétrique de CSM11 Cesium-137		116
APPENDICE 2 : Données dosimétrique de Flexisource Cobalt-60		118
LISTE DES TRAVAUX		122

LISTE DES FIGURES

ASPECTS PHYSIQUE ET CLINIQUE DE LA CURIETHERAPIE

Figure 1.1 :	Curiethérapie interstitielle du cancer du sein.....	8
Figure 1.2 :	Curiethérapie intracavitaire avec un applicateur anneau.....	8
Figure 1.3 :	Applicateur Fletcher hybride de Nucletron.....	9
Figure 1.4 :	Curiethérapie surfacique du cancer de la peau.....	9
Figure 1.5 :	Curiethérapie intraluminaire du cancer bronchique	10
Figure 1.6 :	Curiethérapie intravasculaire.....	10
Figure 1.7 :	Curiethérapie en chargement à chaud.....	12
Figure 1.8 :	Représentation schématique de la désintégration de césium 137.....	17
Figure 1.9 :	Représentation schématique de la désintégration d'Iodine 125.....	18
Figure 1.10 :	Représentation schématique de la désintégration de cobalt 60.....	18
Figure 1.11 :	Représentation schématique de la désintégration d'Iridium 192.....	20
Figure 1.12 :	Implant planaire du système Paterson-Parker.....	23
Figure 1.13 :	Implant planaire du système de Paris.....	24
Figure 1.14 :	Définition des points A et B pour l'implantation intracavitaire selon le système de Manchester.....	26
Figure 1.15 :	Illustration de l'applicateur du Fletcher.....	27
Figure 1.16 :	Système de coordonnées polaires de référence pour les sources radioactives selon le rapport TG-43.....	28

CURIETHERAPIE PAR POSTCHARGEMENT A DISTANCE D'UNE SOURCE A HAUT DEBIT DE DOSE

Figure 2.1 :	Modalité d'imagerie 3D: A-résonance magnétique, B-tomodensitométrie....	33
Figure 2.2 :	Schéma de la liaison entre la console de contrôle et le TPS.....	35
Figure 2.3 :	Exemple de projecteur de source HDR SagiNova de Bebig.....	35
Figure 2.4 :	Exemple de source de curiethérapie HDR de Cobalt-60 (Flexisource)	36
Figure 2.5 :	Connexion du projecteur et l'applicateur avec un tube de transfert.....	36
Figure 2.6 :	Schéma de processus de traitement par curiethérapie HDR.....	37

MATERIALS ET METHODES

Figure 3.1 :	Projecteur de source Flexitron d'Elekta.....	49
Figure 3.2 :	Schéma de la conception de Flexisource 60Co HDR.....	50
Figure 3.3 :	Aperçu des tubes de transfert pour cathéters Flexitron.....	51
Figure 3.4 :	Connecteurs de tubes de transfert gynécologiques CT/MR.....	51
Figure 3.5 :	Ensemble de cathéters à rayons X gynécologique CT/MR.....	52
Figure 3.6 :	Applicateur vaginal CT/MR.....	52
Figure 3.7 :	Applicateur gynécologique Geneva.....	53
Figure 3.8 :	Applicateur Freiburg Flap.....	54
Figure 3.9 :	Tubes d'implant flexible 6F CT/MR.....	54
Figure 3.10 :	La règle de contrôle de la position de la source (SPCR).....	55
Figure 3.11 :	Simulateur de position de la source	55

Figure 3.12 :	Chambre d'ionisation puit HDR1000 Plus et l'électromètre MAX 4000 de Standard Imaging.....	56
Figure 3.13 :	Scanner simulateur SOMATOM go. Open Pro de Siemens Healthineers.....	57
Figure 3.14 :	Composition du fantôme.	58
Figure 3.15 :	Structure des films dosimétrique GafChromique EBT3 d'Ashland	59
Figure 3.16 :	Chambre Farmer et électromètre UNIDOS weblin de PTW	60
Figure 3.17 :	Représentation schématique du concept théorique de la méthode d'évaluation gamma	63
Figure 3.18 :	Les positions dans l'applicateurs Geneva (a) dans le tube intra-utérine, (b) dans le tube ovoïde	68
Figure 3.19 :	Mise en place des tubes de l'applicateur Geneva pour les mesures avec le film (a) tube intra-utérine, (b) le tube ovoïde.	68
Figure 3.20 :	Vérification des positions des marqueurs radio-opaques avec la SPCR	68
Figure 3.21 :	Irradiation de l'ensemble applicateur-marqueur avec le système XVI	69
Figure 3.22 :	Mesure de l'épaisseur de la paroi.....	70
Figure 3.23 :	(A) Accélérateur linéaire Synergy d'Elekta (B) Film EBT3 situé au centre du fantôme (C) Calcul de la dose absolue avec la chambre d'ionisation (D) Scanner à plat Epson GT200000 (E) Films EBT3 irradiés.....	72
Figure 3.24 :	Mesure de la distribution de dose planaire.....	73
Figure 3.25 :	Géométrie de la source de césium 137 CSM11 de Bebig E&Z.....	74
Figure 3.26 :	Spectre d'énergie d'isotope cobalt-60.....	75
Figure 3.27 :	Exemple d'assurance de qualité spécifique au patient.....	78
Figure 3.28 :	Exemple de génération d'un plan QA pour un plan de traitement d'un cancer de sein par curiethérapie.	79
Figure 3.29 :	Correspondance des trous de l'ovoïde droite avec les cathéters du fantôme...	81
Figure 3.30 :	Extraction de la distribution de dose planaire à évaluer.....	82

RESULTATS ET DISCUSSIONS

Figure 4.1 :	Position nominale de la chambre puit.....	88
Figure 4.2 :	Positionnement de la source dans la règle SPCR.....	89
Figure 4.3 :	Mesure d'offset avec un film GafChromique.....	93
Figure 4.4 :	Mesure d'offset avec la radiographie.....	94
Figure 4.5 :	Courbe de calibration des films GafChromique EBT3.....	97
Figure 4.6 :	Evaluation de la modélisation de Flexisource Cobalt-60 par mesure expérimental.....	98
Figure 4.7 :	Comparaison des fonctions de dose radiale et d'anisotropie.....	99
Figure 4.8 :	Simulation de la géométrie de la Flexisource.....	100
Figure 4.9 :	Evaluation de la modélisation de Flexisource Cobalt-60 par simulation.....	101
Figure 4.10 :	Correction de décalage du film EBT3 selon le profile latéral.....	102
Figure 4.11 :	Evaluation des plans de le traitement du cancer de : (A) vagin, (B) utérus, (C) sein (D) peau.	103
Figure 4.12 :	Evaluation d'un plan du traitement d'un cancer du col utérin.....	104
Figure 4.13 :	L'analyse gamma des distributions de doses d'un cancer du col utérin.....	105
Figure 4.14 :	Ré-échantillonnage du format DICOM des images CT.....	106
Figure 4.15 :	Comparaison de distribution de dose pour les deux milieux.....	107

LISTE DES TABLEAUX

ASPECTS PHYSIQUE ET CLINIQUE DE LA CURIETHERAPIE

Tableau 1.1 :	Caractéristiques physiques des Sources courantes de curiethérapie	16
----------------------	---	----

CURIETHERAPIE PAR POSTCHARGEMENT A DISTANCE D'UNE SOURCE A HAUT DEBIT DE DOSE

Tableau 2.1 :	Tests d'acceptation de l'unité du traitement.....	40
Tableau 2.2 :	Tests d'acceptation des tubes de transfert et les applicateurs.....	41
Tableau 2.3 :	Tests d'acceptation de la source radioactive.....	42
Tableau 2.4 :	Tests d'acceptation du système de planification du traitement.....	43

MATERIALS ET METHODES

Tableau 3.1 :	Caractéristiques de la chambre puit HDR 1000 plus.....	56
Tableau 3.2 :	Caractéristiques de l'électromètre MAX 4000 plus.....	57
Tableau 3.3 :	Blocs composant le fichier .egsinp	61
Tableau 3.4 :	Les tests du système de sécurité.....	64
Tableau 3.5 :	Offset des applicateurs donnée par le fabricant	70
Tableau 3.6 :	Conditions de digitalisation des films EBT3	72
Tableau 3.7 :	Exemple d'un fichier .egsinp.....	75
Tableau 3.8 :	Modèle de fichier de sortie .3ddose	77
Tableau 3.9 :	Patientes traitée par curiethérapie HDR.....	80
Tableau 3.10 :	Résumé d'un plan de traitement du cancer du vagin.....	81
Tableau 3.11 :	Exemple des paramètres d'entrée pour le code CtCreate.....	84

RESULTATS ET DISCUSSIONSMEASUREMENT

Tableau 4.1 :	Les tests du système de curiethérapie HDR avec périodicité et tolérance...	87
Tableau 4.2 :	Les tests du système de sécurité.....	87
Tableau 4.3 :	Détermination de position nominale de la chambre puit.....	88
Tableau 4.4 :	Inspection de l'intensité de la source.....	89
Tableau 4.5 :	Résultats de test de la précision de la minuterie.....	90
Tableau 4.6 :	Résultats des tests du système de planification du traitement.....	91
Tableau 4.7 :	Vérification des longueurs des tubes de transfert.....	92
Tableau 4.8 :	Mesure des positions indiquées sur les marqueurs radio-opaque.....	92
Tableau 4.9 :	Offset mesurée avec les films GafChromique.....	93
Tableau 4.10 :	Offset mesurée avec les marqueurs radio-opaque.....	94
Tableau 4.11 :	La position la plus distale mesurée avec le simulateur de la source.....	95
Tableau 4.12 :	Variation de la densité optique des films EBT3 en fonction de la dose.....	96
Tableau 4.13 :	Vérification de la courbe de calibration.....	97
Tableau 4.14 :	Comparaison de la Constante de débit de dose.....	98
Tableau 4.15 :	Comparaison de la fonction de dose radiale.....	99
Tableau 4.16 :	Résultats statistique de l'évaluation des plans de traitement.....	102
Tableau 4.17 :	Résultats d'évaluation des plans par γ en 2D.....	105

LISTE DES ABREVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
%DD	Pourcentage de différence de dose
AAPM	American association of physicists in medicine (association américaine des physiciens en médecine)
AIEA	Agence internationale de l'énergie atomique
ATP	Acceptance tests procedure (procédure des tests d'acceptation)
Bq	Becquerel
CBCT	Cone beam computed tomographie (tomodensitométrie avec faisceau conique)
CDA	Couche de demi-atténuation
Ci	Curie
CT	Computed tomographie (Tomodensitométrie)
DICOM	Digital imaging and communications in medicine (Imagerie numérique et communications en médecine)
DQA	Delivery quality assurance (assurance de qualité de délivrance)
DTA	Distance to agreement (distance à l'accord)
DVH	Dose-volume histogramme (histogramme dose-volume)
EGS	Electron Gamma Shower (afficheur electron gamma)
GeV	Giga electron volt
Gy	Gray
GYN	Gynecology
ICRP	International commission of radiological protection (Commission internationale de radioprotection)
HDR	High dose rate (Haut débit de dose)
ICRU	International commission on radiation units (Commission internationale des unités de radiation)
IMRT	Intensity modulated radiotherapy (radiothérapie par modulation d'intensité)
IRM	Imagerie par résonance magnétique
KERMA	Kinetic Energy Released per MAss unit (énergie cinétique libérée par unité de masse)
LDR	Low dose rate (bas débit de dose)
nC	Nanocoloumb
MBDCA	Model-based dose calculation algorithm (Algorithme de calcul de la dose basé sur un modèle)
MC	Monte Carlo
MeV	Méga electron volt
MDR	Medium dose rate (moyen débit de dose)
MR	Magnetic resonance
OAR	Organes à risque
OD	Optical density (densité optique)
QA	Quality assurance (assurance de la qualité)
QC	Quality control (contrôle de la qualité)
PET	Positons emission tomography (tomographie par émission de positons)
PDR	Pulsed dose rate (débit de dose pulsé)
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
PTV	Planning tumor volume (Volume tumoral de planification)
PV	Pixel value (valeur de pixel)

RAKR	Reference air kerma rate (Débit de kerma de référence dans l'air)
ROI	Region of interest (Région d'intérêt)
RX	Rayons X
Sk	Intensité de kerma
SPCR	Source position check ruler (règle de contrôle de la position de la source)
SPQA	Specific patient quality assurance (assurance de qualité spécifique au patient)
TCC	Treatment control console (console de contrôle du traitement)
TCP	Treatment control panel (panneau de contrôle du traitement)
TG	Task group (groupe de travail)
TPS	Treatment planning system (système de planification du traitement)
US	Ultrason
XVI	X-ray volumetric imaging (imagerie volumétrique par rayons X)

INTRODUCTION GENERALE

Selon l'Organisation mondiale de la santé, et le centre international de recherche sur le cancer, 20 millions de nouveaux cas de cancer ont été enregistré en 2022 et 9,7 millions de personnes sont mortes du cancer. Et la mortalité continue d'augmenter. Une estimation d'atteindre 35 millions de nouveaux cas et 18,5 millions de décès d'ici 2050. Plus de la moitié d'entre eux reçoivent un traitement de radiothérapie, exclusif ou associé à une autre modalité de traitement telle que la chirurgie ou la chimiothérapie [1, 2]. Le principe de la radiothérapie consiste à traiter les tumeurs par l'utilisation de rayonnements ionisants (photons ou électrons) de hautes énergies dont les effets biologiques conduisent à la mort des cellules cancéreuses. Le but est de délivrer la dose la plus élevée possible au volume tumoral, en limitant l'irradiation des tissus sains avoisinants pour réduire le risque de complications.

La curiethérapie est parmi les techniques de radiothérapie les plus répandues. Elle constitue la modalité d'irradiation la plus ancienne. Elle joue un rôle important dans les traitements à visée conservatrice, et elle s'est révélée être très efficace dans le traitement de différents types de cancers. Son principe est basé sur la mise en place d'une source radioactive pendant un temps déterminé à une courte distance, ou à l'intérieur de la tumeur. Elle est caractérisée par son fort gradient de dose qui lui donne la capacité de délivrer localement des grandes quantités de rayonnement à la tumeur avec une diminution rapide de la dose dans les tissus sains environnants. Les traitements par curiethérapie ont évolué de chargement à chaud du Radium vers le chargement à distance des sources à bas débit de dose (LDR). L'arrivée des projecteurs de source a apporté de nouvelles modalités de débit de dose : la curiethérapie à haut débit de dose HDR et à débit de dose pulsé PDR.

La curiethérapie HDR est une forme techniquement avancée de la curiethérapie ; où une source de rayonnement de haute intensité est délivrée avec un moteur pas à pas, avec une précision submillimétrique dans la zone tumorale. Elle offre trois avantages majeurs : la réduction de la durée du traitement, une source plus petite facilement insérée dans les tissus et la diminution des risques d'exposition. Avec les spécificités de la curiethérapie HDR, elle s'est rapidement répandue et devenu une modalité hautement souhaitable [1].

L'évolution des appareils de traitements et les techniques d'irradiation a permis de délivrer des dose élevées aux tumeurs, proche de la tolérance des organes critiques (OAR). L'administration des doses élevées dans un court laps de temps avec le fort gradient de dose

rendent l'application de la curiethérapie HDR plus complexes. La grande complexité du plan peut accroître l'incertitude du traitement. Plusieurs incidents dû à l'application de la curiethérapie ont été enregistrés, on site comme exemples d'erreurs : 32 incidents examinés dans la série de rapports de sécurité n° 17 de l'agence internationale de l'énergie atomique (AIEA) [3], plus de 500 incidents allant de la planification aux problèmes de transport signalés dans la publication n° 97 de la commission internationale de radioprotection (ICRP) [4], et ainsi une erreur d'étalonnage de la source et diverses performances inattendues de l'équipement ont été signalées [5, 6, 7]. Il existe également des incertitudes dans la source HDR elle-même; une grande majorité des sources présentent des variations de 2 à 20 % dans l'intensité des émissions autour du grand axe, qui sont supposées être uniformes compte tenu de la symétrie cylindrique [8].

La réussite du traitement repose sur la précision du calcul de dose et sur la précision de l'irradiation. Le calcul de dose s'opère lors de la planification dosimétrique. Il s'agit de déterminer les paramètres de la balistique et calculer la dose à l'aide d'un système de planification du traitement (TPS). La précision de l'irradiation dépend fortement des performances de la machine. Elle est potentiellement menacée par plusieurs sources d'erreurs, lesquelles peuvent augmenter l'incertitude de la dose délivrée au patient jusqu'à des valeurs inacceptables. Ces sources d'erreurs peuvent être classées en quatre catégories : (1) celles commises lors de la planification dosimétrique, ou (2) pendant le transfert des données du traitement entre le TPS et le projecteur de source, (3) les erreurs de fonctionnement des appareils de traitement et, (4) les erreurs liées au patient, dues par exemple au mouvement de l'applicateur à l'intérieur du patient.

La plupart des TPS commerciaux en curiethérapies HDR évaluent la dose aux patients selon le protocole de groupe de travail (Task-Group, TG43) de l'association américaine des physiciens en médecine (AAPM), qui utilise des paramètres dosimétriques obtenues avec une source radioactive dans l'eau [9]. Ces données sont généralement dérivées de la simulation de transport de rayonnement par Monte Carlo (MC) [10]. La dose au patient est calculée en interpolant ou extrapolant les paramètres dosimétriques TG-43 tabulés. Cependant, Cette approche ne tient pas compte des effets dosimétriques des inhomogénéités tissulaires, l'atténuation de paroi de l'applicateur à haute densité, et de la rétrodiffusion réduite des photons à proximité de la peau. Ce qui met en question sa précision pour certains sites de traitement en raison des effets d'inhomogénéité et le type d'applicateur utilisé.

Trois objectifs principaux sont visé par cette thèse : (1) la mise en marche d'un système de curiethérapie HDR en clinique, (2) l'établissement d'une méthode pour l'assurance de qualité spécifique au patient (SPQA), (3) et enquêter l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie en utilisant le formalisme TG43. Nous abordons dans la mise en marche de la technique d'irradiation HDR en clinique les tests d'acceptation après l'installation du système de curiethérapie HDR, et son commissioning ; y compris celui des applicateurs et du TPS en validant la modélisation de sa source radioactive. La SPQA consiste à effectuer une évaluation prétraitement des plans du traitement afin de valider l'irradiation du patient. Le développement d'une méthode SPQA passe par étudier sa faisabilité d'abord, puis procéder à son application en clinique. L'influence de l'hétérogénéité des tissus a été inspectée afin de répondre à la question de la précision de formalisme TG43 pour certains sites de traitement. Ces éléments sont essentiels pour aboutir à une application correcte, afin de réduire la probabilité de subir des expositions accidentelles et de garantir que chaque traitement individuel soit administré d'une manière cohérente, précise et sûre.

Le premier chapitre de cette thèse rappelle la découverte de la curiethérapie et l'histoire de son développement. Et notamment ses aspects physique et cliniques fondamentales telles que ses différentes modalités, les sources radioactives les plus utilisées et leurs caractéristiques physiques, et le calcul dosimétrique en curiethérapie. Nous présentons dans le deuxième chapitre la modalité de la curiethérapie par post-chargement à distance d'une source HDR par donnée une description détaillée des différents équipements nécessaires pour son application. Nous exposons aussi le processus de traitement, de la préparation de patient et l'acquisition des données jusqu'à la délivrance du plan de traitement. Nous terminons le chapitre par une présentation des recommandations à suivre pour la mise en marche d'un nouveau système et son introduction en clinique. Le troisième chapitre est consacré à présenter le matériel utilisé et décrire la méthodologie suivie pour accomplir les objectifs de la thèse. Une synthèse et discussion des résultats obtenus au cours de cette thèse est présentés dans le dernier chapitre. Nous terminons notre travail par donner une conclusion générale sur : la performance des différent équipements du système de la curiethérapie HDR, la faisabilité et l'établissement de notre méthode SPQA, et les recommandations à prendre en compte suite à notre enquête sur l'influence des hétérogénéités des tissus sur la dosimétrie en utilisant le formalisme TG43. Et notamment nous développons les perspectives qui doivent être apporté au présent travail afin d'améliorer l'assurance et la sûreté de l'administration du traitement par curiethérapie HDR.

CHAPITRE 1 : ASPECTS PHYSIQUE ET CLINIQUE DE LA CURIETHERAPIE

1.1 Introduction:

La curiethérapie est une modalité de traitement du cancer par l'irradiation (radiothérapie). En anglais, on dit brachytherapy, dérivé du mot brachy qui signifie court en grec. C'est l'utilisation clinique de petites sources radioactives encapsulées d'ordre millimétrique à une courte distance ou à l'intérieur de la tumeur pour l'irradiation des cellules malignes ou de lésions non malignes [1]. Par rapport à la radiothérapie externe, elle possède la capacité de délivrer localement des grandes quantités de rayonnement à la tumeur avec une diminution rapide de la dose dans les tissus normaux environnants.

1.2 Histoire de la curiethérapie:

La curiethérapie est une modalité de traitement aussi ancienne que l'histoire de la radiothérapie. Son origine a commencé à Paris en 1896 avec la découverte de la radioactivité par Henri Becquerel suite à la découverte des rayons X par Wilhelm Konrad Von Röntgen en 1895. En 1898, Marie Sklodowska Curie et son mari Pierre Curie étaient les premiers à découvrir le radium. Un élément radioactif présent en quantités infimes après désintégration d'uranium. Après cette découverte, Pierre Curie a recommandé d'utiliser les isotopes radioactifs pour le traitement du cancer. Le début d'utilisation de ces rayons en médecine était au début des années 1900 [11].

Après l'observation des effets biologiques du radium sur la peau, en 1901 Marie et Pierre Curie ont fourni un petit tube de radium contenant 0,398 g de sulfate de radium à Alexandre Danlos et Paul Bloch de l'hôpital Saint-Louis à Paris, qui ont traité un patient atteint de lupus (maladie de la peau) avec des sources de radium formées avec des applicateurs superficiels. En 1903, La première curiethérapie gynécologique a été décrite par Margareth A. Cleaves à New York pour une patiente atteinte d'un cancer inopérable du col de l'utérus. Le traitement a été réalisé avec 700 mg de bromure de radium placés dans un tube de verre. En 1905, Robert Abbe a réalisé le premier implant de radium à la suite de l'excision d'une tumeur à New York. Après avoir enlevé la tumeur, il a placé dans le lit tumoral des capsules de radium implantées dans des tubes de celluloïd. En Octobre 1909, Le premier traitement prostatique par le radium a été rapporté à Paris lors d'une réunion de l'Association Française d'Urologie. Henri Minet a traité les cancers de la prostate, de la vessie et de l'uretère par un tube d'argent contenant 10 mg de radium, appliqué par une sonde urétrale ou une cystotomie sus-pubienne [11,12].

Les essais cliniques et les expériences se sont multipliés rapidement suite à la découverte de Radium. Le curie a été défini comme l'unité d'activité d'un taux de désintégration nucléaire

de 1 g de radium. Et même Après les années 1950, les calculs de dose dans les applications de curiethérapie étaient basés sur l'équivalent mg-radium (mgRaEq). En 1910, le traitement au radium du carcinome du col de l'utérus a été entrepris par Gösta Forssell lors de la création de la maison du radium à Stockholm. À la même époque, Dans l'hôpital mémorial de New York et l'Institut du Radium de Paris (fondé par Marie Curie en 1909) des systèmes de dosimétrie ont été développés pour les calculs de distributions de doses en deux dimensions (2D) et de doses ponctuelles avant l'ère de l'informatique. Les méthodes de curiethérapie intra-cavitaire ont été décrites par les écoles de Stockholm et de Paris en 1914 et 1919, respectivement. Dans les années 1920, Edith H. Quimby a calculé la dose d'exposition produisant un érythème en termes de "mg Ra h" au laboratoire de New York. Avec l'augmentation de l'intérêt et les contributions à la radiologie, les systèmes de dosage historiques ont été établis dans les années 1930. Le système Quimby et le système de calcul Paterson-Parker de Ralston Paterson et Herbert Parker à Manchester ont été développés pour la curiethérapie. Deux points arbitraires, A et B ont été introduits pour intégrer les doses de rayons X administrées de l'extérieur aux doses de rayons gamma administrées à l'intérieur. Ces règles du traitement ont ensuite été publiées par Meredith sous le nom de système de Manchester [11, 12].

Après La découverte de la radioactivité artificielle par Ernest Rutherford en 1919, la fille de Pierre et Marie Curie, Irène Joliot-Curie, et son mari, Frédéric Joliot ont découvert que les atomes peuvent être transformés en de nouveaux atomes ayant des propriétés chimiques différentes. En 1934, ils découvrent les radionucléides artificiels et ouvrent la possibilité d'une nouvelle ère de curiethérapie utilisant des radionucléides artificiels. Après la Seconde Guerre mondiale, des nouveaux radio-isotopes tels que le cobalt-60 (^{60}Co), l'or-198 (^{198}Au), le tantale-182 (^{182}Ta) et le césium-137 (^{137}Cs) ont remplacés le Radium pour administrer la curiethérapie intra-cavitaire. En 1958, l'iridium-192 (^{192}Ir) a été utilisé pour la première fois en clinique par Ulrich Henschke et qui va remplacer ces sources [11, 12].

En 1953, L'applicateur de Fletcher, qui est l'applicateur vaginal le plus utilisé aux États-Unis, a été identifié dans la technique MD Anderson présentée par Gilbert Fletcher. En 1957, les tumeurs de l'œil ont été traitées par le Strontium-90 (^{90}Sr) avec les applicateurs oculaires qui sont actuellement utilisés en clinique. En 1960, Henschke a décrit une technique de chargement à distance (afterloading) pour les tumeurs gynécologiques, qui réduit l'exposition du personnel. Il a inséré des conteneurs vides dans la salle d'opération et, plus tard, dans la salle du traitement, des sources radioactives par des tubes de transfert. La première curiethérapie permanente de la prostate a été enregistrée dans les années 1960

pratiquée par les docteurs Scardino et Carlton à Houston, seule ou associée à une radiothérapie externe, en utilisant l'implantation interstitielle d' ^{198}Au ou l'iode-125 (^{125}I). La curiethérapie à haut débit de dose (HDR) a été lancée en 1969 où l'appareil télécommandé Cathetron ^{60}Co -60 a été installé dans le service de radiothérapie (Çapa) de la faculté de médecine d'Istanbul. Depuis les années 1980, l'utilisation de sources de photons de faible énergie telles que l' ^{125}I , le ^{103}Pd et le ^{131}Cs avec la technique de l'implant permanent a été largement utilisée dans le traitement du cancer de la prostate. Et à partir de milieu des années 1980, l'implantation de l' ^{125}I guidée par échographie transrectale est devenue la principale technique d' l'implant permanent [11, 12].

1.3 Modalités de la curiethérapie:

La curiethérapie est classée en plusieurs modalités. Cette classification est réalisée selon différents critères, tel que la durée de l'implantation, l'approche pour l'insertion des sources dans le patient, la technique de chargement des sources et le débit de la dose de rayonnement délivrée à la cible. Ces classifications sont importantes non seulement en terme clinique, mais aussi pour la sélection des sources radioactives pour un traitement de curiethérapie donné.

1.3.1 Types d'implantation :

Selon l'approche utilisée pour insérer les sources dans le patient, la curiethérapie est classée en curiethérapie interstitielle, intra-cavitaire, intraluminaux ou surfacique.

a. Curiethérapie interstitielle:

Dans cette technique de traitement, les sources sont insérées chirurgicalement dans les volumes cibles à l'aide d'aiguilles et de cathéters de petit diamètre, afin de minimiser les traumatismes pour les tissus normaux. Les sources utilisées pour ce traitement ont des petites dimensions pour pouvoir être insérer dans les aiguilles et les cathéters. Elle est utilisée pour traiter des tumeurs telles que le cancer de la prostate, du sein et des sarcomes (voir Figure 1.1).

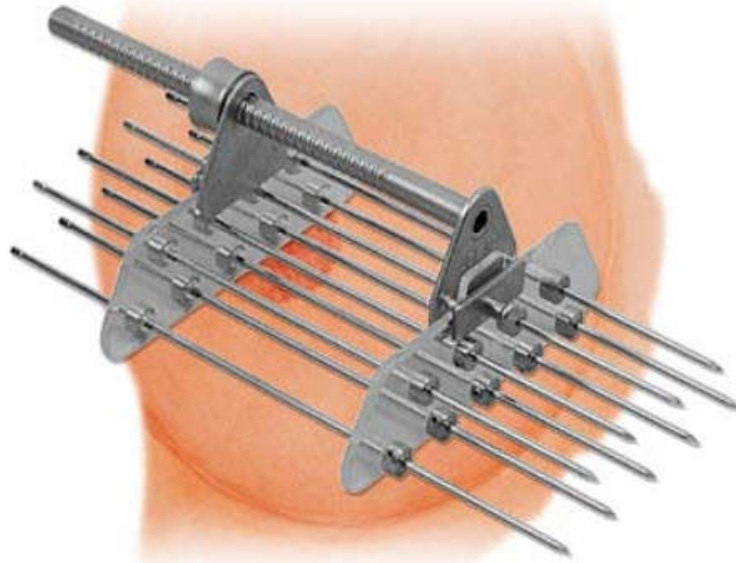


Figure 1.1 : Curiethérapie interstitielle du cancer du sein [13].

b. Curiethérapie Intra-cavitaire:

Dans les traitements de curiethérapie intra-cavitaire, les sources sont chargées dans des cavités corporelles à l'aide des applicateurs placés à proximité du tissu cible. Les applicateurs sont conçus spécifiquement pour s'insérer à la cavité (site de traitement). Par exemple, Les applicateurs tandem et ovoïde pour le traitement du cancer du col de l'utérus, l'applicateur cylindrique pour le traitement du cancer du vagin et l'applicateur nasopharyngé pour le traitement du cancer du nasopharynx. Les applicateurs restent dans le patient pendant le traitement et sont retirés à la fin du traitement, de sorte que les traitements de curiethérapie intra-cavitaire sont généralement des traitements temporaires (voir Figure 1.2).

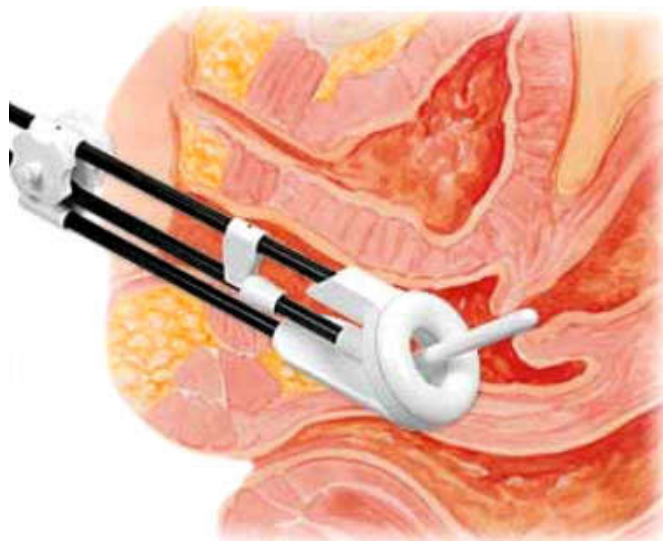


Figure 1.2 : Curiethérapie intracavitaire avec un applicateur anneau [13].

c. Curiethérapie hybride (Intra-cavitaire et Interstitielle):

Dans cette technique, des applicateurs hybrides ; intra-cavitaire avec des aiguilles interstitielles ; sont placés dans des cavités adjacentes de la tumeur. Tandem et ovoïdes avec aiguilles interstitielles à travers les ovoïdes, tandem et anneau avec aiguilles interstitielles à travers l'anneau ou un placement hybride à main levée d'aiguilles supplémentaires avec un applicateur intra-cavitaire standard sont des exemples des applicateurs hybride pour le traitement du cancer du col de l'utérus (voir Figure 1.3).

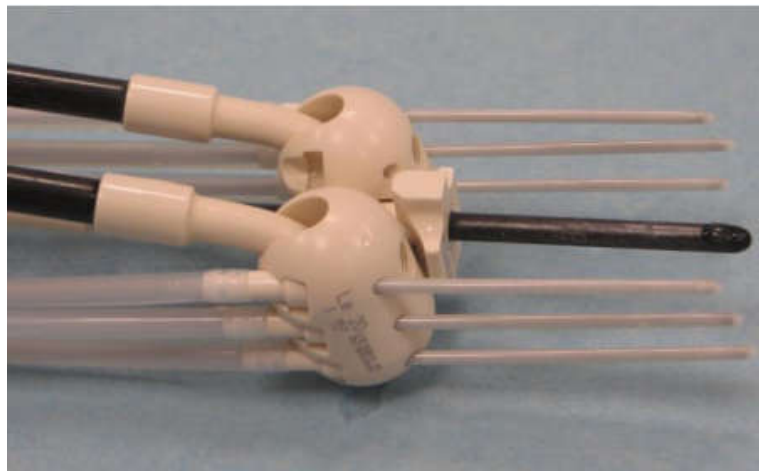


Figure 1.3 : Applicateur Fletcher hybride de Nucletron.

d. Curiethérapie Surface/contact:

Elle est souvent utilisée pour le traitement des lésions de cancer de la peau où les sources de rayonnement sont insérées dans des applicateurs placés sur la surface de la peau. Les applicateurs peuvent être des plaques ou des applicateurs moulés sur mesure avec la région à traiter (voir Figure 1.4).

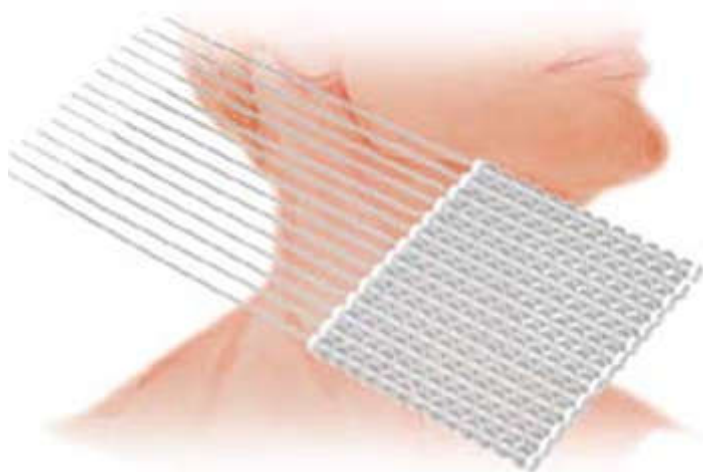


Figure 1.4 : Curiethérapie surfacique du cancer de la peau [13].

e. Curiethérapie Intraluminale:

Dans ce traitement, les sources sont chargées dans une lumière pour traiter sa surface et les tissus adjacents à l'aide des applicateurs spécifiques tel que, les tubes œsophagiens, trachéaux, bronchiques et applicateur pour les voies biliaires (voir Figure 1.5).



Figure 1.5 : Curiethérapie intraluminale du cancer bronchique [13].

f. Curiethérapie Intravasculaire:

Les sources radioactives dans cette technique de traitement sont amenées par voie intravasculaire à l'intérieur ou à proximité de la lésion (voir Figure 1.6). Cette technique est utilisée pour la dilatation des vaisseaux sanguins principalement les vaisseaux cardiaques. Comme le rayonnement est un agent éprouvé pour empêcher la croissance des cellules, il s'est avéré efficace pour prévenir la re-sténose (un vaisseau sanguin obstrué). La plupart des systèmes commerciaux utilisent des radionucléides émetteurs de bêta (β) tel que : strontium-90 et yttrium-90 pour leurs portée limitée dans les tissus et risques d'exposition réduits dans la salle d'opération.

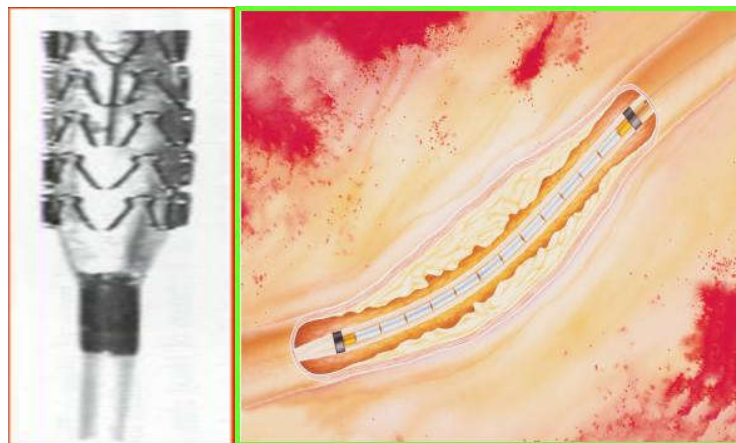


Figure 1.6 : Curiethérapie intravasculaire [13].

1.3.2 Durée d'implantation :

Selon la durée d'implantation des sources radioactives dans le patient lors de traitement par curiethérapie, elle est classée en curiethérapie par implant temporaire ou implant permanent.

a. Implant temporaire:

Les sources radioactives sont implantées dans le patient pour une durée prédéterminée et ensuite retirées lorsque la dose prescrite au volume cible a été atteinte. La durée de traitement varie de quelques minutes, lorsque la technique de traitement à haut débit de dose est utilisée, à quelques jours, pour les traitements à faible débit de dose d'où la nécessité d'hospitalisation des patients pendant leur traitement. La demi-vie de la source radioactive utilisée pour les implants temporaires est très importante par rapport à la durée du traitement.

b. Implant permanent:

Les implants permanents de curiethérapie sont ceux où les sources radioactives sont insérées dans le patient et y restent en permanence. La dose prescrite est délivrée pendant la durée de vie des sources qui vont subir une complète désintégration radioactive. Afin de limiter l'exposition aux rayonnements des personnes qui ont des contacts fréquents ou étroits avec le patient, les sources utilisées pour ce type d'implants doivent avoir une faible énergie et une demi-vie courte. Le traitement le plus fréquent pour cette technique est le traitement de la prostate par les grains d'Iode-125.

1.3.3 Types de chargement de la source :

En fonction du moment de l'insertion de la source par rapport à la procédure chirurgicale d'insertion des applicateurs et/ou des aiguilles, la curiethérapie peut être divisée en chargement à chaud et en post-chargement manuel ou à distance.

a. Chargement à chaud :

Dans lequel les sources sont insérées dans la salle d'opération immédiatement après l'insertion des applicateurs. Le chargement à chaud est rarement utilisé à l'heure actuelle en raison de l'exposition élevée aux rayonnements du personnel du bloc opératoire, de la salle de réveil et du transport. Les implants permanents sont généralement chargés à chaud, de même que les applicateurs de plaques oculaires préfabriquées contenant des graines de ^{125}I ou de ^{103}Pd pour le traitement du mélanome oculaire.



Figure 1.7 : Curiethérapie en chargement à chaud [14].

b. Post-chargement manuel ou à distance :

Dans lequel les applicateurs sont insérés dans le patient dans la salle d'opération et les sources radioactives sont chargées dans les applicateurs après son retour à la salle de traitement. Le post-chargement des sources peut être réalisé manuellement ; à l'intérieur de la salle de traitement, ou à distance à l'aide d'un projecteur de source contrôlé par ordinateur permettant ainsi de minimiser l'exposition aux rayonnements du personnel hospitalier.

1.3.4 Types de débit de dose:

Selon le rapport 38 de la Commission internationale des unités et mesures de rayonnement (ICRU) [15], les traitements de curiethérapie peuvent être classés en fonction du débit de dose auquel ils sont administrés :

- a. Bas débit de dose (LDR) : Pour le débit d'irradiation inférieur à 2 Gy/h,
- b. Moyen débit de dose (MDR): Le débit d'irradiation supérieur à 2 Gy/h et inférieur à 12 Gy/h,
- c. Haut débit de dose (HDR): Le débit d'irradiation supérieur 12 Gy/h
- d. Débit de dose pulsé (PDR):

Les traitements sont réalisés avec le même matériel et les mêmes applicateurs que la modalité HDR. La différence réside dans la délivrance de la dose prescrite en un grand nombre de petites fractions à intervalles courts. Les sources ne sont toutefois insérées dans le patient que pendant quelques minutes au cours de chaque heure de traitement, ce qui permet

d'obtenir un débit de dose instantané plus élevé, tout en délivrant la même dose au cours de chaque heure qu'un traitement LDR traditionnel.

1.4 Caractéristiques physique des sources de curiethérapie :

Le choix d'une source radioactive approprié pour un traitement de curiethérapie spécifique dépend de plusieurs caractéristiques physiques et dosimétriques. Une source radioactive de curiethérapie est caractérisée par sa vitesse de désintégration (demi-vie), par son activité spécifique, et par les énergies et les types de particules de rayonnement émises lors de sa désintégration (spectre énergétique).

1.4.1 Schéma de décroissance radioactive :

Le schéma de désintégration radioactive d'un radionucléide détermine le type de rayonnement émis : photons, particules bêta ou neutrons. Cela influence la forme possible et la conception générale de la source requise pour la curiethérapie. Figure 1.8 illustre le schéma de désintégration du césium 137.

1.4.2 La demi-vie (période radioactive) :

Elle représente le temps nécessaire pour qu'une source radioactive perde sa moitié d'activité ou de quantité par rapport à sa valeur initiale. La décroissance d'une source radioactive est exponentielle. Soit A_0 l'activité d'une source au temps 0. L'activité de la source $A(t)$ à l'instant t est alors donnée par l'équation 1 :

$$A(t) = A_0 \times e^{-\lambda t} \quad (1.1)$$

Où λ est la constante de désintégration qui décrit la vitesse de la décroissance de la source.

Au bout d'une durée $T_{1/2}$ (demi-vie), l'activité de la source sera égale à $A_0/2$. En remplaçant dans l'équation (1) :

$$A(T_{1/2}) = A_0 / 2 = A_0 \times e^{-\lambda T} \quad (1.2)$$

$$T_{1/2} = \ln(2) / \lambda \quad (1.2a)$$

La demi-vie détermine la durée de la conservation de la source. Les sources à demi-vie longue (^{137}Cs , ^{60}Co et ^{192}Ir) peuvent être stockées et réutilisées pour une longue période avant d'être remplacées. Celles à demi-vie courte (^{125}I et ^{103}Pd), sont généralement utilisées une seule fois pour traiter un seul patient. Elles doivent être reçues avec une connaissance précise de l'activité par rapport à la date prévue pour l'implantation pour qu'elle soit conforme à la prescription. La demi-vie d'une source et son énergie moyenne déterminent le type

d'implantation. Les sources à demi-vie courte peuvent être insérées de manière permanente dans un patient. Elles peuvent réduire les risques d'exposition au rayonnement pour les personnes présentes à courte distance du patient.

1.4.3 Spectre d'énergie et énergie moyenne:

En général, les radionucléides émettant des photons des spectres d'émission complexes. Il s'agit des énergies et les types de particules de rayonnement émises par la source. L'énergie moyenne de l'émission détermine la pénétrabilité des particules émises par la source. Elle est définie comme suit :

$$E_{\text{moy}} = \sum_i E_i * f_i / \sum_i f_i \quad (1.3)$$

Où f_i est la fréquence d'émission de la raie d'énergie E_i et la somme est prise sur tous les raies énergies du spectre du radionucléide.

Les sources de photons à haute énergie permettent d'administrer une dose de rayonnement aux tissus situés à une grande distance des sources, comme les ganglions dans le traitement du cancer du col de l'utérus.

Les traitements de curiethérapie permanente utilisent souvent des sources émettrices de photons de faible énergie, tels que ^{125}I et ^{103}Pd . Les photons sont principalement atténués par les tissus du patient, ce qui se traduit par des taux d'exposition aux rayonnements très faibles autour du patient.

Lorsque des sources de haute énergie, comme le ^{198}Au , sont utilisées pour des implants permanents, le patient doit être confiné à l'hôpital jusqu'à ce que l'intensité de la source diminue jusqu'à une valeur appropriée, telle que l'exposition aux rayonnements des sources à l'extérieur du patient respecte les limites de ces réglementations. Pour ces raisons, ^{222}Rn et ^{198}Au sont les seules sources utiles pour la curiethérapie permanente car leurs courtes demi-vies d'environ 3 jours permettent une désintégration adéquate de la source pendant l'hospitalisation du patient.

Les sources ^{125}I et ^{103}Pd , en revanche, peuvent être facilement protégées par une fine feuille de plomb, ce qui les rend pour le traitement de tumeurs peu profondes ou superficielles, telles que les tumeurs de la peau.

1.4.4 Couche de demi-atténuation :

La couche de demi-atténuation (CDA) est une notion radioprotection. Il s'agit de l'épaisseur nécessaire pour réduire de moitié la dose de radiation en traversant un matériau donné. La CDA dépend de la nature de matériau, de type du rayonnement ionisant et de son énergie. L'atténuation de l'activité d'une source suit une loi exponentielle. L'activité d'une source $A(x)$ à l'épaisseur x du matériau est alors donnée par l'équation 2 :

$$A(x) = A_0 \times e^{-\mu x} \quad (1.4)$$

Où μ le coefficient linéique d'atténuation du matériau.

En traversant la CDA, l'activité de la source sera égale à $A_0/2$. En remplaçant dans l'équation (1.3) :

$$A(\text{CDA}) = A_0 / 2 = A_0 \times e^{-\mu \cdot \text{CDA}} \quad (1.5)$$

$$\text{CDA} = \ln(2) / \mu \quad (1.5a)$$

1.4.5 Activité spécifique :

L'activité spécifique est le rapport de l'activité contenue dans une unité de masse de la source. Elle représente la puissance d'une source de curiethérapie pour des applications pratiques. Ceci est important pour la curiethérapie HDR interstitiel qui nécessitent des sources avec des petites dimensions ainsi des intensités élevées. D'où la popularité de la source d'irridium-192 (^{192}Ir) dans la curiethérapie moderne qui est due à sa forte activité spécifique.

Le tableau 1.1 résume les sources radioactives couramment utilisées en curiethérapie, ainsi leurs caractéristiques physiques :

Tableau 1.1: Caractéristiques physiques des Sources courantes de curiethérapie [16].

Nom	Symbole	Energie (MeV)	Type de désintégration	Demi-vie	CDE plomb (mm)	Activité spécifique (GBq/mg)	Constante d'exposition ($\mu\text{Gy.m}^2/\text{h.MBq}$)
Radium	^{226}Ra	0.83	α, β, γ	1626 a	16	0.0366	-
Radon	^{222}Rn	0.83	A	3.83 j	16	5730	
Cesium	^{137}Cs	0.662	β (100%)	30.07 a	6.5	3.20	0.0771
Iridium	^{192}Ir	0.355	β (95%), EC (5%)	73.81 j	6	340.90	0.1091
Cobalt	^{60}Co	1.25	B	5.27 a	12	41.91	0.3059
Iodine	^{125}I	0.028	α, β	59.49 j	0.025	650.12	0.0348
Palladium	^{103}Pd	0.02	EC	17 j	0.013	2763.13	0.0361
Gold	^{198}Au	0.412	B	2.7 j	3	9055.12	0.0545
Strontium	^{90}Sr ^{90}Y	2.24 β_{max}	B	28.9 a	-	5,16	
Americium	^{241}Am	0.06	A	432 a	0.12	0.127	
Ytterbium	^{169}Yb	0.093	EC	32 j	1.8	893.29	0.0431
Californium	^{252}Cf	2.4 neutron	B	2.65 a	-		
Cesium	^{131}Cs	0.03	EC	9.69 j	0.64		
Samarium	^{145}Sm	0.043	EC	340 j	0.885		

a: an; j:jour, EC: Capture électronique

1.5 Les sources courantes en curiethérapie:

1.5.1 Césium 137:

Le $^{137}_{55}\text{Cs}$ a été découvert à la fin des années 1930. Il est considéré le remplaçant de $^{226}_{88}\text{Ra}$. Ses principaux avantages par rapport au $^{226}_{88}\text{Ra}$ sont la réduction de la quantité de blindage nécessaire, l'absence d'un produit fils gazeux et sa longue demi vie de 30 ans qui permettre une longue période d'utilisation clinique avant leur remplacement. Il est l'un des produits de la fission nucléaire de l'uranium-235. Il est largement utilisé dans la curiethérapie LDR et il est disponible sous plusieurs formes : aiguilles, tubes et pastilles. Figure 1.8 résume son schéma de désintégration :

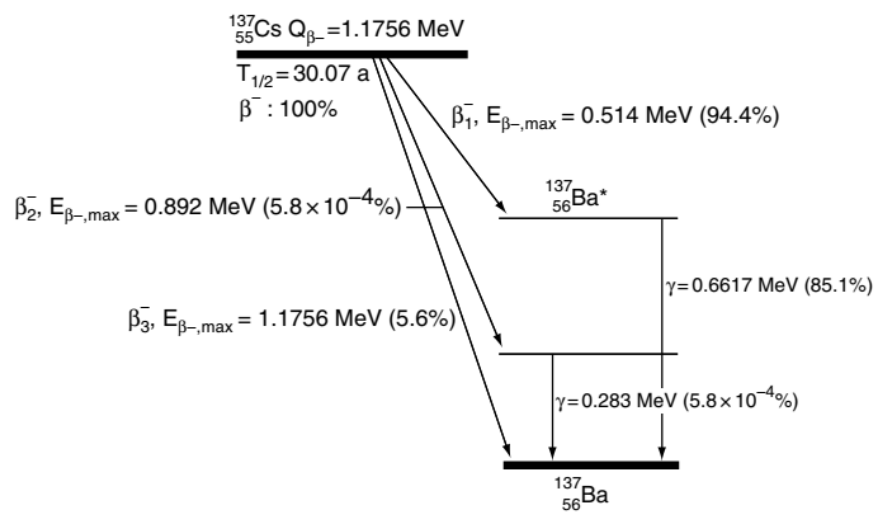


Figure 1.8 : Représentation schématique de la désintégration de césium 137 [16].

1.5.2 Iodine 125:

Sa découverte remonte à 1946. Elle est distinguée par sa demi-vie relativement longue de 59,49 jours, sa faible énergie moyenne et son activité spécifique élevée qui permet de produire des sources avec petites dimensions et une activité suffisante. La principale application actuelle de $^{125}_{53}\text{I}$ est les implants interstitiels permanents pour le traitement du cancer de la prostate.

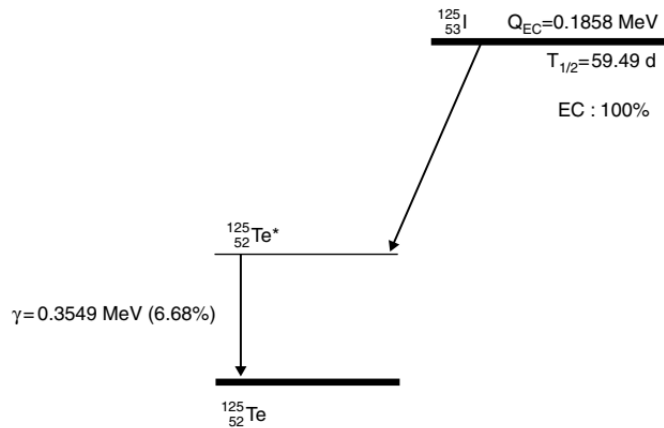


Figure 1.9 : Représentation schématique de la désintégration d'Iodine 125 [16].

1.5.3 Cobalt 60:

Les sources de ^{60}Co sont produites à partir des neutrons thermiques capturés par le ^{59}Co . Elles sont initialement conçues sous la forme d'aiguilles pour remplacer les aiguilles du ^{226}Ra dans la curiethérapie gynécologique. En raison de sa forte activité spécifique, le ^{60}Co convient à la fabrication de petites sources avec une haute activité. Sa longue demi-vie de 5,27 ans présente un important avantage en termes de coûts par rapport à la source d'iridium-192. Sa haute énergie moyenne nécessite l'augmentation des exigences concernant le blindage et les risques d'expositions. Elle est principalement appliquée dans les traitements par curiethérapie HDR post-charge à implant temporaires endocavitaires et interstitielles.

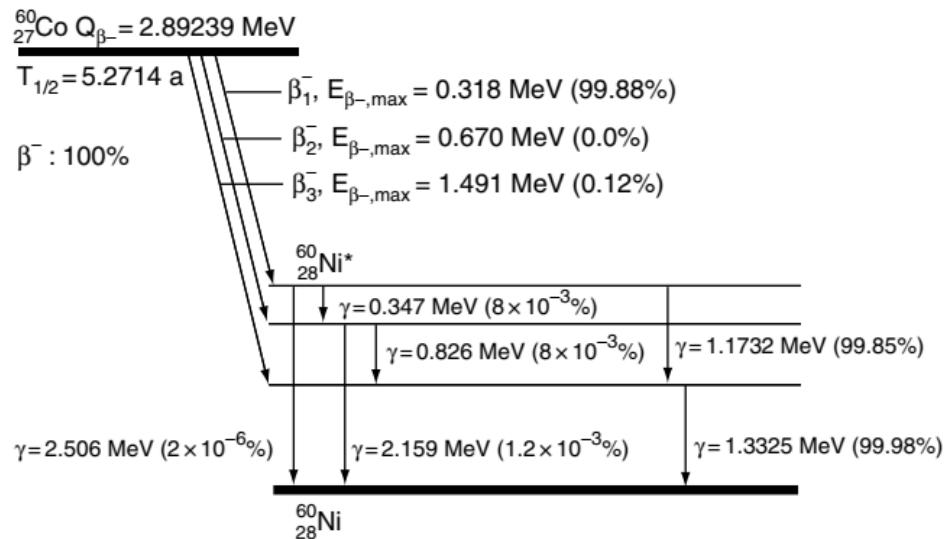


Figure 1.10 : Représentation schématique de la désintégration de cobalt 60 [16].

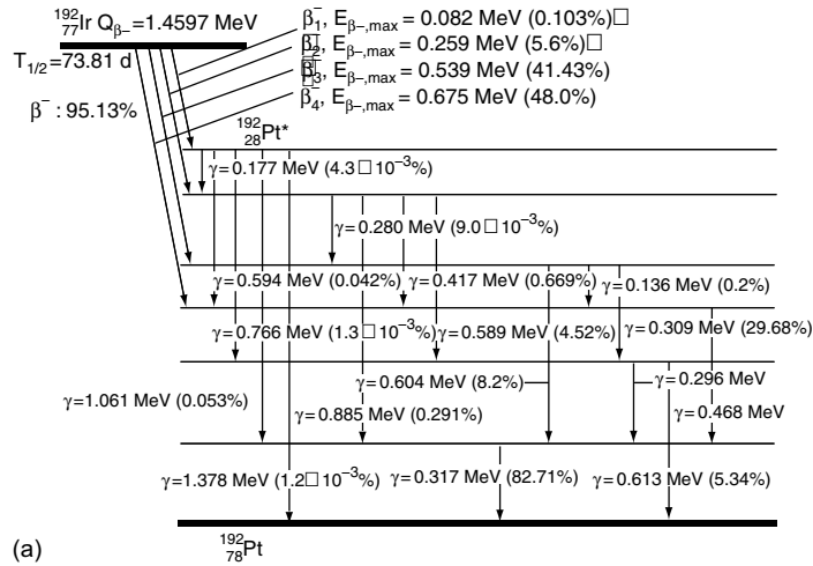
1.5.4 Iridium 192:

La source de ^{192}Ir est introduite en 1960. C'est le produit du bombardement du ^{191}Ir avec des neutrons thermiques selon l'équation (6). La section efficace de capture de neutrons élevée de l' ^{191}Ir produit des sources d' ^{192}Ir d'une activité élevée (9,22 kCi/g). ^{192}Ir se désintègre

principalement via deux schémas via β^- et via capture d'électron qui occupent 95 % et 5% du temps respectivement. Figure 1.11 résume les deux schémas de désintégration de la source de ^{192}Ir .



Elle est doublement encapsulée avec de l'acier inoxydable pour absorber l'émission de rayonnement bêta. Elle est disponible sous différentes formes : sous forme de fils, de graines doublement encapsulés et sous forme de rubans de nylon. C'est la source la plus utilisée pour les implants interstitiels temporaires vu sa demi-vie de 74 jours et sa faible énergie. Enfin, les sources de ^{192}Ir à haute intensité sont utilisées dans les appareils de post-charge à distance pour les traitements de curiethérapies HDR interstitielles et endocavitaire.



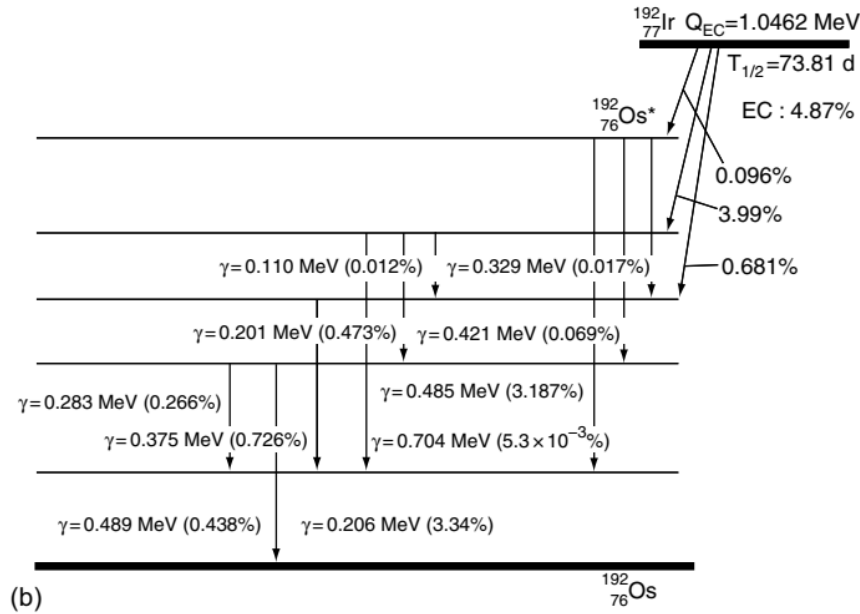


Figure 1.11 : Représentation schématique de la désintégration d'Iridium 192 [16].

1.6 Calcul de dose en curiethérapie :

Le calcul dosimétrique en curiethérapie a évolué avec l'évolution des appareils et les techniques d'irradiation. On peut distinguer qu'il est passé dans son développement par trois étapes fondamentales. La période des premiers traitements avec l'utilisation du radium le calcul était basé sur la spécification de la source radioactive. Puis avec l'apparition des différentes écoles classiques pour les traitements des cancers gynécologiques en endocavitaire et en interstitielle, il est passé vers ce qu'on appelle un calcul dosimétrique classique. Et actuellement avec le développement des outils informatiques et les systèmes d'imagerie, on trouve le calcul dosimétrique moderne avec l'utilisation des TPS basé sur des algorithmes de calcul dosimétrique.

1.6.1 Spécification de la source en curiethérapie :

Dans l'histoire de la curiethérapie, la source radioactive ; utilisée pour irradier les tumeurs ; a été spécifiée par deux modes : par quantité et par émission.

a. Spécification par quantité :

Depuis la création de la curiethérapie, seuls le Radium et le Radon étaient utilisés en curiethérapie. Il était absolument essentiel de spécifier l'intensité des sources de Radium disponibles sous forme de tubes et d'aiguilles. L'unité la plus ancienne pour les protocoles de spécification des sources de curiethérapie était basée sur la masse de radium, qui a servi à définir l'unité de Curie (Ci) pour l'activité:

$$1\text{g radium} = 1\text{ Ci} \quad (1.7)$$

Ensuite la spécification était exprimée en milligrammes-radium équivalent pour les substituts du radium. Afin de permettre une comparaison directe avec le radium. Il s'agit de la masse en mg de radium filtrée par 0,5 mm de platine qui conduit au même taux d'exposition que celui résultant de la source considérée à la même distance de 1 m dans l'air.

Après l'introduction des radionucléides artificiels, la puissance des sources a été définie en fonction de leur activité. Il s'agit de nombre de désintégration de la source par unité du temps. Elle est exprimée en désintégration par seconde (dps), Becquerel (Bq) et en Curie (Ci) avec :

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ dps} \quad \text{Et} \quad 1 \text{ Ci} = 3.7 * 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq} \quad (1.8)$$

L'activité a été remplacée par la notion de l'activité apparente, pour prendre en compte les effets de l'auto-absorption, de l'atténuation, de la filtration et de la production de Bremsstrahlung dans la source et son encapsulation. Elle est définie comme l'activité d'une source ponctuelle nue du même nucléide qui produit le même taux d'exposition à 1 m que la source à spécifier. Elle est déterminée en divisant le taux d'exposition mesuré à 1 m avec la constante du taux d'exposition de la source.

b. Spécification par émission :

La source a été spécifiée par le taux d'expositions suite aux recommandations de radioprotection. L'intensité de tout émetteur γ soit spécifiée en termes de taux d'exposition dans l'air à une longue distance (la référence est 1m). Il est exprimé en Roentgens par heure (R.h^{-1}) à 1 mètre. Le taux d'exposition d'une source dans l'air X_p , à un point P, à une distance d est donné par l'équation :

$$X_p = A * \Gamma_x / d^2 \quad (1.9)$$

Avec : A : l'activité de la source en Ci ;

Γ_x : Constante de taux d'exposition de la source en $\text{R.m}^2.\text{Ci}^{-1}.\text{h}^{-1}$

Ensuite la spécification est devenue en termes de débit de kerma de référence dans l'air (RAKR). Le KERMA est défini uniquement pour les rayonnements indirectement ionisants. C'est le rapport de la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées (électrons) mises en mouvement par les photons dans un élément de volume de masse (dm).

Le débit de kerma est le rapport de la variation de kerma (dK) dans l'intervalle de temps (dt). Le RAKR s'agit de taux de kerma dans l'air à une distance de référence de 1 mètre, après correction pour l'atténuation de l'air et de la diffusion. Le RAKR $\left(K_{\text{air}}(d_{\text{ref}})\right)_{\text{air}}$ est exprimée en unité de la dose par unité du temps. En pratique l'unité ($\mu\text{Gy/h}$) est utilisée pour LDR et l'unité (mGy/h) pour HDR.

Actuellement la spécification de la source utilisée par les TPS est l'intensité de kerma dans l'air. En anglais on dit Kerma Strength (S_k). C'est la dose dans l'air libre le long de l'axe transversal d'une source encapsulée, mesurée à une grande distance de la source, de telle sorte que la source puisse être considérée comme ponctuelle. L'intensité du kerma dans l'air est donnée par l'équation (10) :

$$S_k = \left(K_{\text{air}}(d_{\text{ref}})\right)_{\text{air}} * d_{\text{ref}}^2 \quad (1.10)$$

Et elle est exprimée en $\text{cGy.cm}^2.\text{h}^{-1}$ et représentée par une courte notation U avec :

$$1 \text{ U} = 1 \text{ cGy.cm}^2.\text{h}^{-1} = 1 \mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1} \quad (1.11)$$

Le RAKR et S_k sont actuellement les termes recommandés pour la spécification des sources en curiethérapie, toutes les autres unités n'étant plus utilisées.

1.6.2 Systèmes de calcul dosimétrique classique :

Avant le développement des systèmes de planification du traitement (TPS), plusieurs systèmes dosimétriques d'implants classiques ont été développés pour calculer la dose à un volume cible donné pour les différents types d'applicateurs traditionnels qui existent. Il s'agit d'un ensemble de règles permettant d'administrer une dose définie à une région désignée. Chaque système est spécifique à un radio-isotope et à sa distribution spatiale dans l'applicateur. En spécifiant les éléments suivants : le type de radio-isotope, sa disposition géométrique du radio-isotope, la dose prescrite et la durée. Pour permettre un calcul simple et reproductible, un système fournit généralement un ensemble de tableaux pour la plupart des scénarios cliniques peuvent être rencontrés. Ces systèmes classiques ont été remplacés par des systèmes informatisés de planification du traitement, mais restent utiles en tant qu'outils d'assurance qualité (QA) indépendante des plans de traitement.

a. Les implantations interstitielles :

- Système de Manchester (Paterson-Parker) :

Développé par Paterson et Parker en 1934. Basé sur des règles sur la disposition des cathéters dans un seul plan avec un espacement de 1 cm, une dose uniforme ($\pm 10\%$ de la dose prescrite) peut être délivrée au plan cible à 0,5 cm de distance et parallèlement au plan sources. Figure 1.12 illustre l'implantation planaire des cathéters où les sources sont distribuées de manière non uniforme selon des règles spécifiques, basées sur la taille du volume cible. Cette répartition non uniforme est obtenue soit en variant l'espacement des sources avec intensités uniformes, soit par l'implantation des sources avec différentes intensités en utilisant les tableaux de dose de Patterson-Parker qui donnent l'intensité cumulative nécessaire pour chaque source.

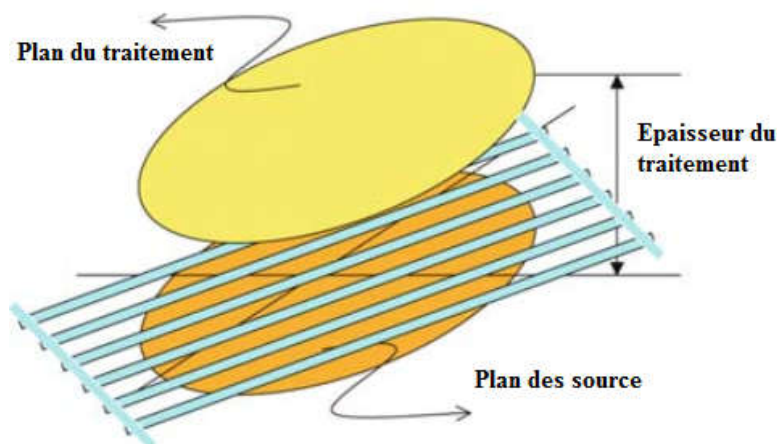


Figure 1.12 : Implant planaire du système Paterson-Parker [17].

- Système de Quimby :

Développé par Quimby en 1932. Ce système est basé sur une distribution uniforme de l'intensité de la source. Cette distribution uniforme est fournie par un système de tables et de règles pour administrer une dose donnée. La valeur de la dose obtenue représente la dose minimale dans le volume cible. Ce qui résulte une dose plus élevée au centre du volume qu'à sa périphérie. Généralement, l'intensité totale de la source Quimby sera beaucoup plus importante que celle requise par le système Patterson-Parker pour délivrer une dose donnée.

- Système de Paris :

Il a été mis au point par Pierquin, Dutreix et Chassagne pour les implants en fil d' ^{192}Ir dans les années 1960 et 1970. Le système de Paris est utilisé principalement pour les implants à un ou deux plans à l'aide d'aiguilles disposées parallèles et équidistantes, de forme triangulaire ou

rectangulaire (voir Figure 1.13). L'intensité de la source est uniforme et identique pour toutes les sources de l'implant. La prescription de dose est faite au plan central, qui est perpendiculaire à la direction de l'implant des sources et coupe approximativement en deux toutes les aiguilles parallèles implantées. L'isodose de référence correspond à 85 % de la dose moyenne des doses minimales à l'intérieur du plan central, ou les points de dose dits "basaux". Le système de Paris ne permet que de traiter des cibles dont l'épaisseur ne dépasse 2,2 cm d'épaisseur à cause de limitations des plans-implants à deux plans maximum.

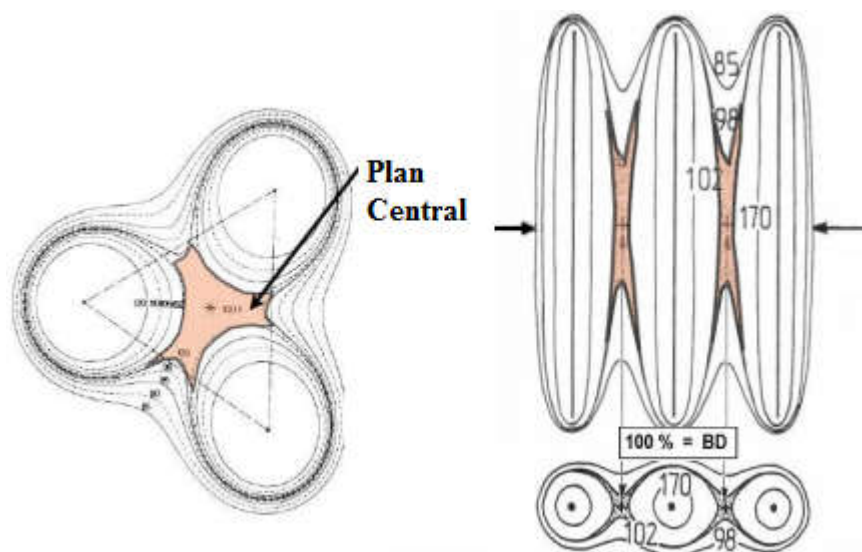


Figure 1.13 : Implant planaire du système de Paris [18].

b. Les implantations intracavitaires :

- Système de Stockholm :

Il s'agit d'une radiothérapie fractionnée utilisant des sources de ^{226}Ra sur une période d'un mois avec deux ou trois applications. L'applicateur se compose d'un tube intra-utérin flexible et d'une partie vaginale sous forme d'une boîte plate ou une plaque. Comme le tube et la plaque n'ont pas été reliés, ils n'assurent pas une géométrie fixe. Des sources de radium avec différentes quantités ont été manuellement pré-chargées. Un traitement typique consistait en trois applications, d'une durée de 20 à 30 heures chacune, pour délivrer un traitement d'environ 7000 mg.h de radium.

- Système de Paris :

Avec le système de Paris, une seule fraction de curiethérapie au radium a été prescrite pour le traitement du cancer du col de l'utérus avec l'utilisation d'une quantité presque égale de radium dans l'utérus et le vagin. Pour pré-charger manuellement les sources de radium, le système utilise un applicateur composé d'un tandem en caoutchouc et d'une paire de cylindre

en liège placés dans la cavité utérine et vaginale respectivement. Les cylindres n'étaient pas reliés entre eux et la distance qui les séparait n'était pas fixe. Une application typique durait environ 120 heures (5 jours) pour délivrer 7000 à 8000 mgh de traitement.

- Système de Manchester :

Le système de Manchester a été publié en 1938 par Tod et Meredith et mis à jour en 1953. Il comprenait des règles strictes ; concernant la géométrie d'application, la quantité de radium et la durée du traitement ; sur le traitement intra-cavitaire du cancer du col de l'utérus. Il définit le traitement en termes de dose à un point représentatif du volume cible pour la spécification de la dose, qui est encore largement utilisé dans la pratique clinique aujourd'hui. L'applicateur historique de Manchester est composé d'une partie intra-utérine ; un tube flexible disponible en différentes longueurs ; et une partie intra-vaginale ; une paire d'ovoïdes séparés par une entretoise assurant une distance fixe entre eux. Tandis que, les deux parties n'étaient pas fixées l'une à l'autre, ce qui ne garantit pas une géométrie fixe entre elles. Les différentes dimensions des applicateurs utérins et vaginaux ont été conçues pour charger des quantités variables de radium, qui ont été pré-chargées manuellement. La spécification de la dose par le système de Manchester est performée à quatre points :

- ❖ *Point A* : il a été défini à l'origine comme étant à 2 cm latéralement au centre du canal utérin et à 2 cm au-dessus de la membrane muqueuse du fornix latéral, dans le plan du l'utérus. Après, le point A a été redéfini comme étant 2 cm au-dessus de l'orifice cervical externe (ou l'extrémité cervicale du tandem) et 2 cm latéralement au canal cervical (voir Figure 1.14).
- ❖ *Point B* : situé à 5 cm latéralement au milieu du pelvis.
- ❖ *Point vésical* : la partie de la vessie la plus proche des sources.
- ❖ *Point rectal* : défini à 0,5 cm en arrière de la muqueuse vaginale postérieure à l'extrémité inférieure de la source intra-utérine.

Conçu de telle sorte que le débit de dose au point A sera de l'ordre de 0,5 Gy/h pour toutes les contributions, avec limitation de la contribution vaginale à 40 % de la dose totale, la dose rectale doit être inférieure ou égale à 80 % de la dose au point A. Au traitement par curiethérapie uniquement, une dose de 80 Gy a été prescrite au point A en deux applications d'une durée totale de 144 heures.

Après des études, la toxicité de la zone pyramidale où les vaisseaux utérins croisent l'uretère a été montré. C'était le facteur limitant la dose dans le traitement du col de l'utérus La

validité de ce point a été illustrée par une étude portant sur plus de 500 cas, qui a montré une relation claire entre la tolérance des tissus normaux et la dose reçue dans cette zone.

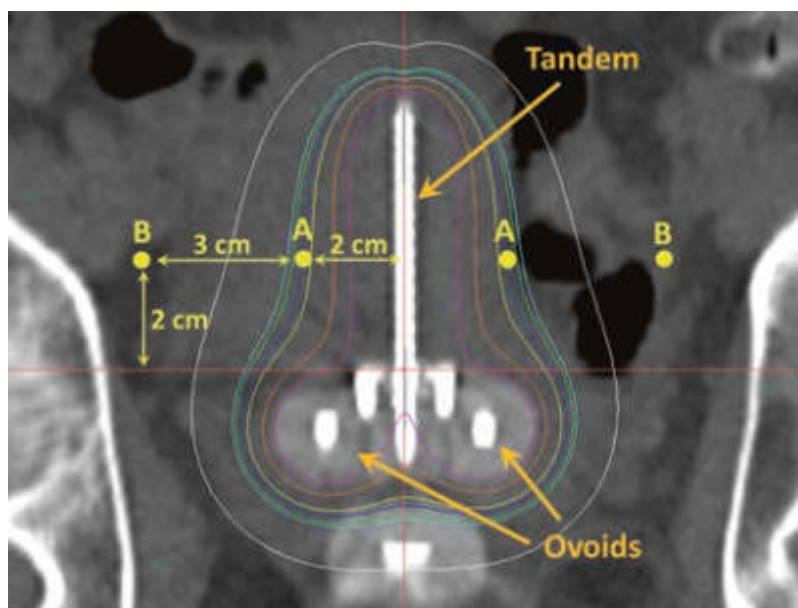


Figure 1.14 : Définition des points A et B pour l'implantation intracavitaire selon le système de Manchester [19].

- Système de Fletcher :

Le système a été mis au point par Fletcher dans les années 50 pour donner une fixation contrairement aux anciens systèmes où les tubes intra-utérins étaient séparés des colpostats vaginaux. À l'origine, l'applicateur Fletcher était utilisé pour post-charge manuelle des sources de radium. Par la suite, le système a été modifié pour le post-chargement manuel et à distance des sources de césium. L'applicateur Fletcher est composé d'un tandem intra-utérin métallique rigide de différentes courbures et doté d'une bride pour l'ajustement de la longueur. Ainsi des colpostats cylindrique positionnés contre le col de l'utérus, perpendiculairement à son axe (Voir Figure 1.15).

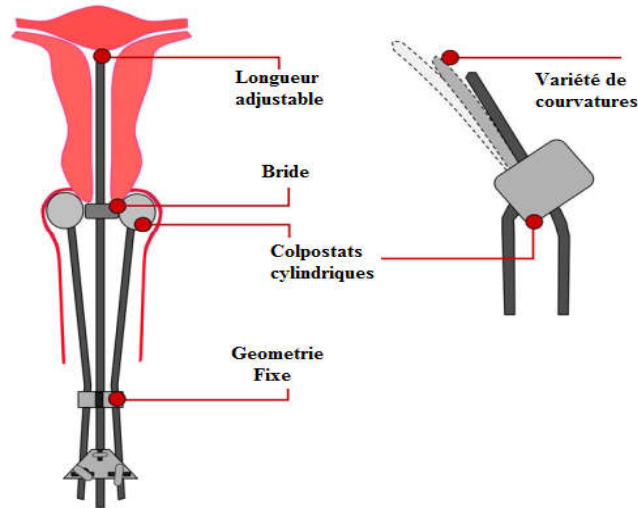


Figure 1.15: Applicateur du Fletcher [14].

1.6.3 Systèmes de calcul dosimétrique modernes :

a. Formalisme de rapport TG43 :

Le rapport de l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group 43 (TG43) définit les recommandations pour le calcul de la distribution de dose autour d'une source radioactive de forme cylindrique symétrique. Le formalisme TG 43 utilise des paramètres dosimétriques qui dépendent de la conception spécifique de la source et qui sont directement mesurés ou calculés pour chaque source. L'équation (12) définit le débit de dose absorbé en un point autour de la source (voir Figure 1.16), où l'origine de système de coordonnées polaire est le centre de corps radioactive de la source.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1.12)$$

S_K : l'intensité de débit de kerma dans l'air ($\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{cm}^2$ ou U) ;

Λ : constante de débit de dose dans l'eau ($\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$) ;

$G_L(r, \theta)$: fonction géométrique ;

L : approximation linéaire de la source ;

r : la distance entre l'origine et le point d'intérêt.

θ : l'angle entre la direction du vecteur rayon r et l'axe longitudinal de la source ;

r_0, θ_0 : Position de référence ($r_0=1\text{cm}, \theta_0=90^\circ$) ;

$g_L(r)$: fonction de dose radiale ;

$F(r, \theta)$: fonction d'anisotropie.

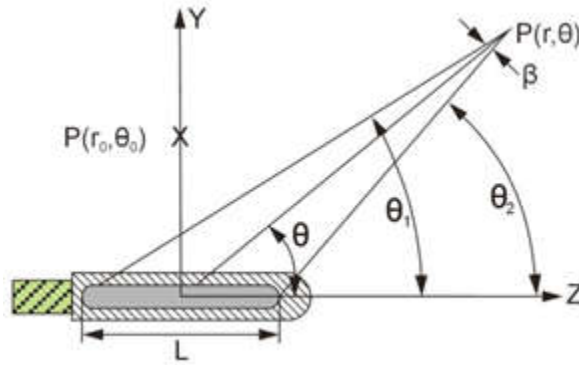


Figure 1.16: Système de coordonnées polaires de référence pour les sources radioactives selon le rapport TG-43 [20].

- Intensité de débit de kerma dans l'air :

Elle est calculée à partir du RAKR de la source par l'équation (10) au point de référence.

- Constante de débit de dose dans l'eau:

C'est le rapport entre le débit de dose au point de référence dans l'eau et le S_k . Elle tient compte de l'effet de la géométrie de source, de la distribution spatiale de la radioactivité à l'intérieur de la source, de l'atténuation du rayonnement par la gaine enveloppant la source et par la source elle-même, et de la diffusion dans l'eau.

$$\Lambda = \dot{D}(r_0, \theta_0) / S_k \quad (1.13)$$

- Fonction géométrique :

L'objectif de la fonction géométrique est d'améliorer la précision avec laquelle les débits de dose peuvent être estimés par interpolation. Physiquement, elle néglige la diffusion et l'atténuation dans la source et sa gaine et dans le milieu environnant, et tient compte de la distribution spatiale de l'activité dans la source

$$G(r, \theta) = \begin{cases} 1/r^2, & \text{source ponctuelle} \\ \begin{cases} \beta/L \cdot r \cdot \sin\theta \\ (r^2 - L^2/4)^{-1}, \text{ si } \theta = 0^\circ \end{cases} & \text{source linéaire} \end{cases} \quad (1.14)$$

L : la longueur active de la source ;

β : l'angle sous lequel est vu du point d'intérêt.

- Fonction de dose radiale :

Elle tient compte des effets de l'atténuation et de la diffusion dans l'eau des rayonnements sur l'axe transverse de la source. Elle est influencée par la filtration des photons par la nature de la source et son encapsulation. Elle est donnée par l'équation :

$$g(r) = \dot{D}(r, \theta_0) * G(r_0, \theta_0) / \dot{D}(r_0, \theta_0) * G(r, \theta_0) \quad (1.15)$$

- Fonction d'anisotropie :

Elle donne la variation angulaire de débit de dose autour de la source à chaque distance en incluant les effets de l'absorption et de la diffusion dans l'eau. Elle est donnée par l'équation :

$$F(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta) * G(r, \theta_0) / \dot{D}(r, \theta_0) * G(r, \theta) \quad (1.16)$$

- Limites de formalisme TG43 :

Le Formalisme de calcul de dose de rapport de l'AAPM TG43 présente des limites qui peuvent être influencé sur l'exactitude de calcul. Il hypothèse que le milieu est uniforme avec une densité égal à celle de l'eau (0.998g/cm^3) et que le milieu est infini. Le fait de ne pas pris en compte les hétérogénéités des différents tissus résulte une mauvaise prise en compte du diffusé et une différence de dose importantes près de la peau, du poumon et proche d'applicateurs métalliques. Ainsi le formalisme néglige la dose liée au transit de la source (PDR, HDR), l'effet inter-sources et l'atténuation dans l'applicateur.

- b. Algorithme de Calcul de dose basé sur un modèle de l'AAPM TG186 :

Les simulations de Monte Carlo dans les géométries de curiethérapie montrent des différences de dose significatives dans les milieux autres que l'eau (tissus, applicateurs et interfaces air-tissus) qui ont été observées dans les régions de basse énergie ($<50\text{ KeV}$) avec l'approche de l'AAPM TG-43. Le rapport de l'AAPM TG186 présente l'approche MBDCa. Il s'agit d'une nouvelle génération d'algorithmes de calcul de dose où Les études évaluant l'effet de la taille limitée du calcul, l'atténuation entre les sources, les hétérogénéités tissulaires et l'atténuation des applicateurs. Le MBDCa utilise soit la simulation du transport du rayonnement dans le milieu réel, soit l'intégration multidimensionnelle de la diffusion pour la dépendance de la dose de diffusion dans la géométrie 3D.

- c. Résolveurs de la grille basée sur les équations de Boltzmann :

Les résolveurs de la grille basée sur les équations de Boltzmann sont des méthodes déterministes de résolution des équations de transport linéaire de Boltzmann continues ; qui dirigent le transport du rayonnement ; en discrétisant les variables de l'espace de phase (espace, angle et énergie). Ils ont été commercialement intégrés dans le TPS Acuros de Varian Medical Systems.

d. Simulation Monte Carlo :

La dosimétrie basée sur la méthode de Monte Carlo (MC) est un moyen de simulation statistique stochastique de tous les processus associés à l'émission et au transport des rayonnements en utilisant des nombres aléatoires et des fonctions de distribution de probabilité appropriées afin de résoudre les équations de transport linéaire de Boltzmann. Malgré les développements informatiques ; qui ont permis de réduire considérablement le temps de calcul ; et l'utilisation des fichiers d'espace de phase pré-calculés pour accélérer le calcul, La simulation MC est encore trop long pour les systèmes commerciaux de planification de traitement pour la planification de la curiethérapie. Parmi les codes MC utilisés en curiethérapie : PTRAN, EGSnrc, MCNP, GEANT...etc.

e. Algorithme de Collapsed-Cone Superposition/Convolution :

Le Modèle collapsed-cone est une méthode analytique basée sur le principe de superposition de noyaux de points en séparant les rayonnements primaires et secondaires (diffusés). L'algorithme collapsed-cone utilise une discrétisation angulaire des noyaux le long d'une grille de transport du rayonnement. La dose primaire est calculée à l'aide d'un tracé direct des rayons des photons primaires en utilisant l'approximation du kerma et la dose secondaire ; due à la première diffusion et aux diffusions multiples ; est calculée séparément avec différents noyaux pour les hétérogénéités. L'algorithme a été mis en œuvre dans le TPS Oncentra® Brachy TPS d'Elekta (Veenendaal, Pays-Bas).

CHAPITRE 2 : CURIETHERAPIE PAR POSTCHARGEMENT A DISTANCE D'UNE SOURCE A HAUT DEBIT DE DOSE

2.1 Introduction :

La curiethérapie par post-chargement à distance d'une source à haut débit de dose (HDR) a été mise au point dans les années 1970. Après son introduction dans les cliniques, le système s'est rapidement répandu et est devenu une modalité hautement souhaitable dans le traitement du cancer. L'administration consiste en une source radioactive HDR qui s'arrête pendant de courtes périodes à différentes positions de manière automatisée. Elle permet d'administrer localement une forte dose de rayonnement à la tumeur, avec une diminution rapide de la dose dans les tissus normaux environnants et d'obtenir des distributions de dose qui correspondent étroitement au volume cible par la possibilité de modifier les temps de séjour. La technique de post-charge implique l'implantation d'applicateurs, de guides, de cathéters ou de tubes non radioactifs chargés ultérieurement par des sources radioactives. Ces systèmes permettent une application de haute qualité et une radioprotection efficace. Les sources radioactives HDR sont produites avec une activité spécifique élevée. Cela permet d'obtenir une source avec de petites dimensions (d'un diamètre d'environ 1 mm). Et par conséquent des applicateurs avec de petites dimensions (aiguilles) qui seront par la suite facilement insérée dans les tissus pour atteindre la tumeur (curiethérapie interstitielle). L'activité spécifique élevée permet également de réduire la durée du traitement, ce qui se traduit par : pas de nécessité d'hospitalisation (traitements ambulatoires), plus de confort pour le patient et moins de risques de thromboembolie, réduction du risque de mouvement de l'applicateur pendant le traitement, et un plus grand nombre de patients dans les services à forte activité.

2.2 Composantes d'un système de curiethérapie HDR :

2.2.1 Système d'imagerie :

Avec les anciennes techniques ; où l'imagerie 2D est utilisée ; la cible de l'implant ou d'autres structures anatomiques ne sont généralement pas identifiables sur les radiographies. Il n'y a donc aucun moyen de corréler les sources et la distribution de dose avec le volume cible prévu ou les structures critiques. C'est pourquoi il est nécessaire d'inclure des modalités d'imagerie en coupe 3D, telles que la tomodensitométrie (CT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM), dans le processus d'acquisition de données patient. L'acquisition est effectuée notamment avec l'insertion de l'applicateur dans le patient. L'imagerie 3D offre l'avantage de faciliter la délimitation du volume cible et des OARs, ainsi la reconstruction de l'applicateur.

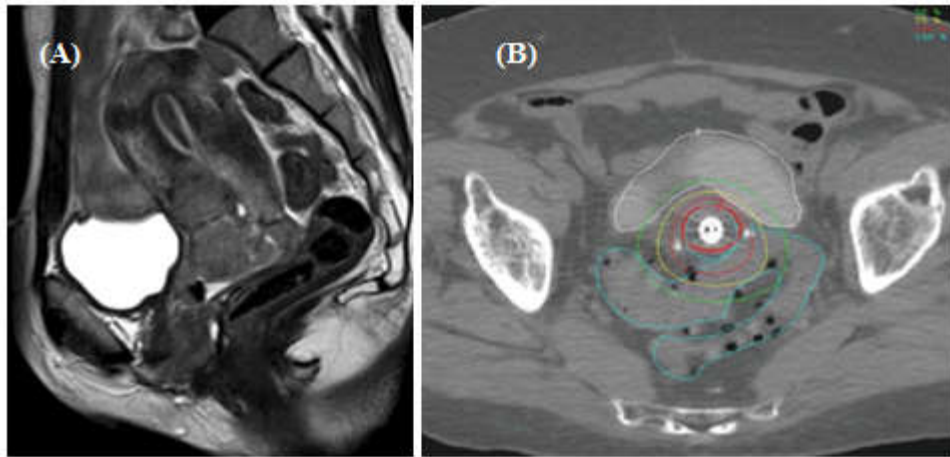


Figure 2.1 : Modalité d'imagerie 3D : (A) résonance magnétique (B) tomodensitométrie.

2.2.2 Système de planification du traitement :

Pour obtenir des informations sur la distribution de la dose autour d'un implant, il est nécessaire d'effectuer des calculs informatiques dans plusieurs plans ou dans un volume (3D) et de disposer de moyens de visualisation. Le TPS est au cœur du processus de planification de la curiethérapie. Il s'agit d'une station de calcul possédant des dispositifs d'entrée et de sortie avec un logiciel dédié. Sa fonction principale est de permettre la saisie des informations anatomiques pour un patient donné, de faciliter la sélection de la balistique de rayonnement appropriée pour traiter un volume cible donné et de produire une représentation de la distribution de dose qui sera délivrée au patient. En outre, le TPS fournit des données qui sont ensuite utilisées pour la préparation et l'administration du traitement. La fonctionnalité et la qualité de tout TPS dépendent du type d'algorithmes utilisés dans les différentes étapes du processus de planification. Généralement, un algorithme est la séquence d'instructions qui opère sur un ensemble de données d'entrée, transformant ces informations en un ensemble de résultats de sortie qui intéressent l'utilisateur en générant la dose en tout point du patient en tenant compte des caractéristiques du patient et de la source [21]. Une connaissance des algorithmes inclus dans le TPS peut aider à comprendre ses capacités et ses limites et ensuite diagnostiquer les problèmes du TPS et contribuer à l'élaboration d'un processus de QA.

Les algorithmes de calcul de la dose en curiethérapie sont beaucoup plus simples que ceux de la radiothérapie externe. Le formalisme utilisé dans la plupart des TPS consiste à partir du taux de kerma dans l'air à une distance de référence donnée. Un certain nombre de corrections sont ensuite appliquées à cette quantité pour inclure des considérations liées à la géométrie et la forme de la source radioactive et à l'influence des tissus. Pour arriver à réaliser ses fonctions, un TPS de curiethérapie HDR comporte plusieurs modules tel que : un module

de définition de la source radioactive (où ses données géométriques et physiques sont introduites), un dispositif d'entrée pour les images de simulation, un algorithme de reconstruction 3D de la géométrie (reconstruire les cathéters à partir des images importées), un algorithme de calcul et d'optimisation de la dose (permettre l'activation des positions d'arrêt de la source dans les cathéters en fonction de volume cible et le temps d'arrêt de chaque position pour optimiser l'homogénéité et la forme de la distribution de dose prescrite au volume cible tout en épargnant les tissus sains), un module d'évaluation de plan basé sur les histogrammes dose-volume (DVH), et un module d'exportation vers un autre système de calcul de dose (pour évaluation, comparaison et approbation) ou vers le projecteur de source (pour traitement). Le DVH montre quelle part du volume de chaque structure reçoit quelle dose pour permettre de rapidement voir comment la dose est répartie sur une structure particulière et facilite ainsi l'analyse de la planification.

2.2.3 Console de contrôle du traitement:

La console de contrôle est un ordinateur équipé d'un logiciel dédié. Elle est située à l'extérieur de la salle de traitement. Son rôle est de commander le projecteur de source. Le logiciel guide l'utilisateur étape par étape dans la procédure relative à la préparation et à l'administration du traitement. La progression de l'administration du traitement s'affiche de manière dynamique avec le canal et la position d'arrêt active en cours d'administration. La console est composée aussi d'un panneau de commande directement connecté au projecteur pour permettre de démarrer et d'interrompre les sessions de traitement. L'importation des plans de traitement est établit via une liaison directe entre la console de contrôle et le TPS (voir Figure 2.2).

2.2.4 Système de poste-charge à distance :

Le dispositif de post-chargement à distance représente l'unité de traitement. Il s'agit d'un projecteur de source qui transfère les sources du projecteur au patient et vice versa (voir Figure 2.3). Il est composé de plusieurs sous-unités et mécanismes pour assurer son bon fonctionnement telle que : un conteneur blindé pour contenir la source lorsqu'elle n'est pas utilisée, un système de transfert et de positionnement de la source basé sur un moteur pas à pas avec un détecteur de mouvement qui suit et affiche sa position le long de son transfert, multiple canal et un sélecteur de canal, et un système de sécurité avec un détecteur de rayonnement. Il possède aussi des batteries de secours pour retirer la source en cas de panne de courant et un système d'urgence. Ces machines assurent un positionnement précis de la source pour améliorer la tolérance du patient et parfaitement adaptée l'irradiation, une

structure de contrôle du temps et un retrait automatique de la source. Elles assurent ainsi une radioprotection complète du personnel et des visiteurs éventuels.

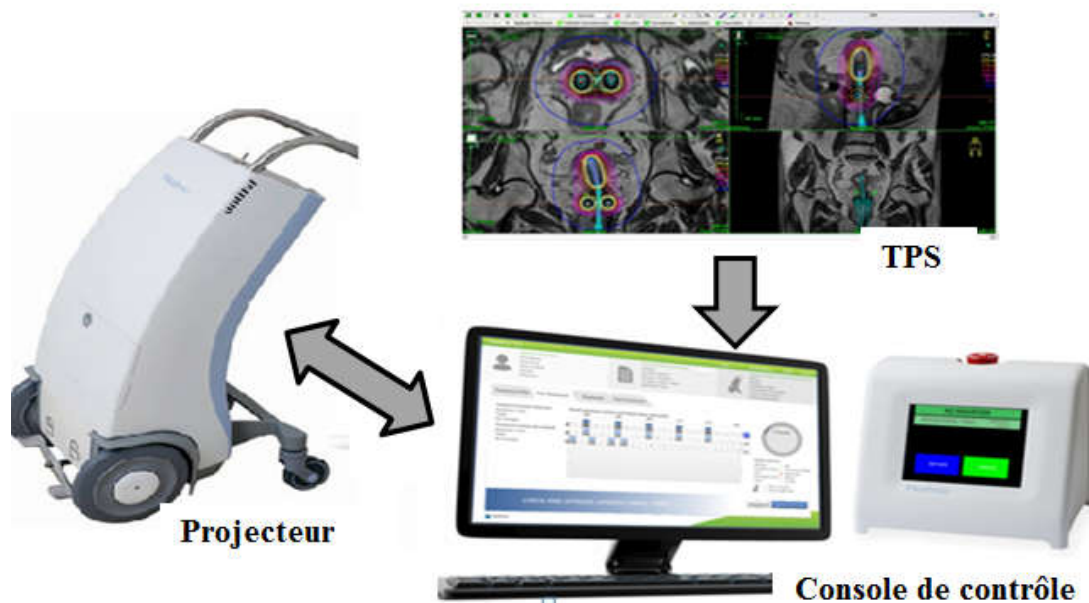


Figure 2.2 : Schéma de la liaison entre la console de contrôle et le TPS



Figure 2.3 : Exemple de projecteur de source HDR SagiNova de Bebig.

2.2.5 Source radioactive HDR :

Un radio-isotope à haute activité spécifique caractérisé par un débit de dose élevé et des petites dimensions. Ces caractéristiques sont requises pour les traitements intracavitaires et interstitiels. La plupart des projecteurs HDR actuellement utilisent une seule source d' ^{192}Ir ou de ^{60}Co , dont l'activité est d'environ 370 GBq. La source encapsulée a une longueur d'environ 5 mm et un diamètre d'ordre de 1mm. Sa partie active a une longueur d'environ 3,5 mm et un

diamètre actif de 0,5mm. La source est soudée à un câble de guidage (voir Figure 2.4), pour la transférée aux positions d'arrêt programmées à l'aide d'un système motorisé.



Figure 2.4 : Exemple de source de curiethérapie HDR de Cobalt-60 (Flexisource) [22].

2.2.6 Tubes de transfert et les applicateurs :

Les applicateurs sont indispensables pour l'administration de la dose prescrite sur le site de traitement par curiethérapie. Une large gamme d'applicateurs est disponible ; pour les différentes régions du corps et les différentes modalités d'implantation (intracavitaire, interstitiel...etc) ; pour faciliter le processus de traitement. Les tubes de transfert fournissent une connexion à sûreté intégrée entre l'applicateur et le dispositif de post-chargement (voir Figure 5) afin de s'assurer un passage ouvert pour la source pour qu'elle soit acheminée vers les positions de traitement prévues. La connexion comporte des verrouillages mécaniques empêchant les connexions incorrectes. Une fois connectés, l'applicateur, les tubes de transfert et le dispositif de postcharge deviennent un système fermé, ce qui empêche le délogement de la source dans le corps du patient ou sa sortie dans l'air avant d'atteindre la région cible.



Figure 2.5 : Connection du projecteur et l'applicateur avec un tube de transfert [22].

2.3 Processus de traitement par curiethérapie HDR :

Le traitement par curiethérapie à haut débit de dose (HDR) est un processus complexe qui implique plusieurs étapes (voir Figure 2.6). Pour assurer la précision et l'efficacité du traitement. Voici les étapes détaillées du traitement par curiethérapie HDR :

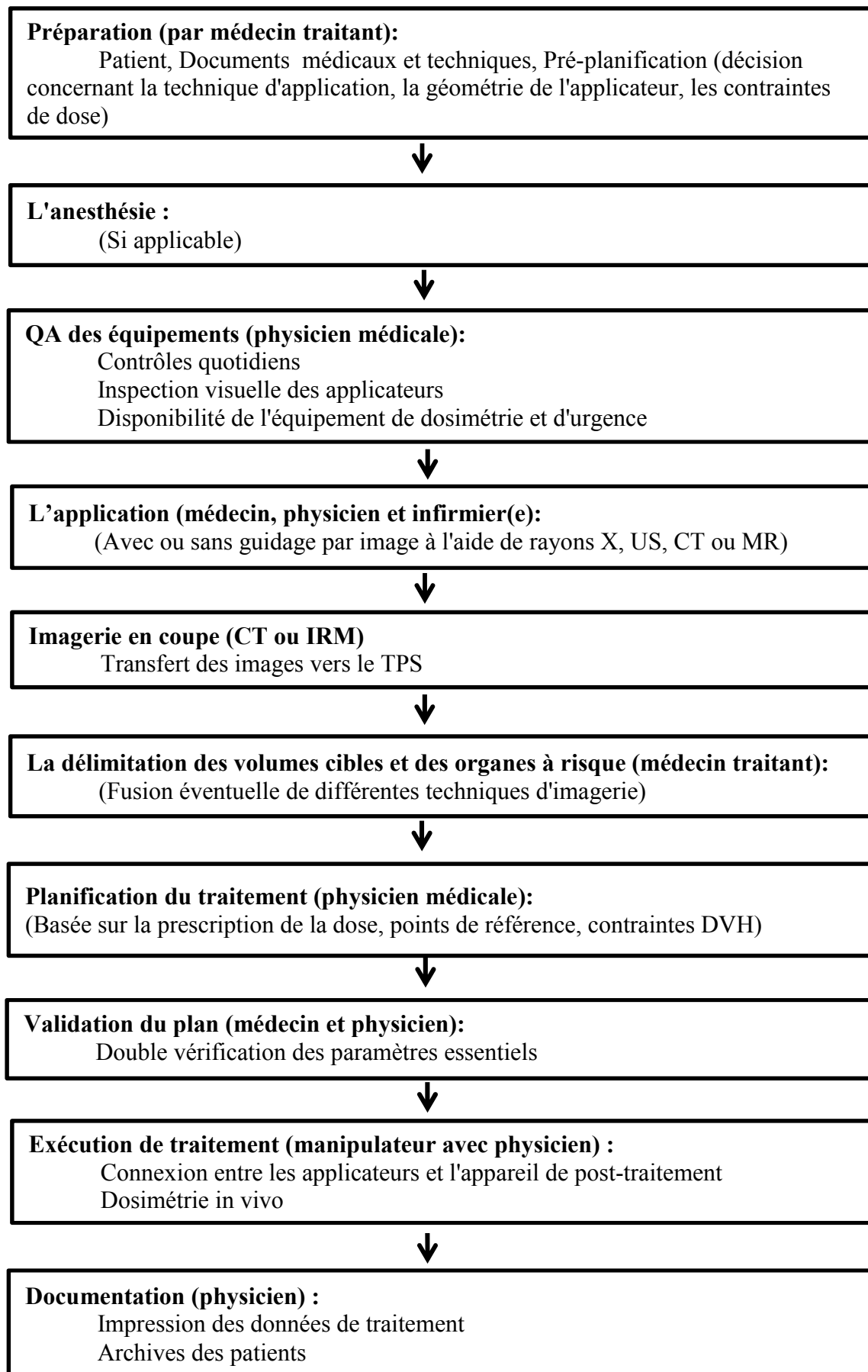


Figure 2.6 : Schéma de la chaîne de traitement par curiethérapie HDR [23].

2.3.1 Implantation de l'applicateur:

Après l'évaluation de dossier de patient sur son état médical général pour déterminer l'approche optimale de la curiethérapie HDR, l'applicateur approprié est inséré dans le corps du patient. L'insertion est réalisée dans la salle d'intervention. Des protocoles de préparation de l'insertion standardisés, systématiques et bien planifiés sont recommandés afin de réduire la durée de l'intervention et éviter le stress et les complications. Des précautions stériles sont nécessaires pour la plupart des applications de curiethérapie, dont l'ensemble de l'équipe est impliqué.

2.3.2 Acquisition des données patient :

Les images de patient avec l'applicateur inséré sont obtenues par le biais d'un système d'imagerie. Pour faciliter l'identification de l'applicateur dans les images acquises, des fils radio-opaque sont insérés dans l'applicateur pour l'imagerie par scans CT, ou des tubes marqueurs remplis de gel pour l'imagerie par résonnance magnétique (IRM). Les images sont importées vers la station de contourage pour permettre au médecin traitant de délinéer les régions d'intérêt (volume cible, OARs) sur les images.

2.3.3 Planification et optimisation :

Le physicien médical et le radiothérapeute planifient la distribution de dose optimale où la prescription de dose, le fractionnement, et d'autres paramètres de traitement sont définis. La planification optimale consiste à délivrer la dose prescrite au volume cible en épargnant les tissus sains adjacents. Pour y arriver, une reconstruction des cathéters à partir des images de patient importées en se basant sur les marqueurs radio-opaque. La distribution de dose est calculée par l'activation des positions d'arrêt de la source dans les cathéters et le temps d'exposition en fonction du volume cible. La distribution de dose est normalisée soit par rapport aux points de référence ou par rapport à l'applicateur pour définir l'isodose de référence qui répond aux critères de couverture du volume cible et contrainte de dose des organes à risque. Ensuite, le plan de traitement est soumis à une vérification approfondie pour garantir qu'il répond aux critères cliniques en évaluant les DVH des volumes d'intérêt. Lorsque les paramètres du plan de traitement sont vérifiés et acceptés, il est approuvé et rapportées, puis exporté vers le projecteur de source pour traitement.

2.3.4 Délivrance du plan de traitement :

Le plan de traitement est importé et chargée dans la console de contrôle. Dans la salle du traitement, l'applicateur dans le corps du patient est connecté à un ou plusieurs canaux de

traitement du projecteur de source par des tubes de transfert. La source radioactive est déplacée à travers les cathéters ou l'applicateur pour administrer la dose au patient pour tous les canaux programmés selon le plan de traitement préalablement chargé. Le traitement dans un canal commence par la position d'arrêt proximale programmée. Lorsque le temps d'arrêt dans la position proximale s'est écoulé, la source se déplace jusqu'à la position d'arrêt programmée suivante. Le traitement dans un canal est terminé lorsque le temps d'arrêt dans la position d'arrêt programmée distale s'est écoulé. Cette procédure est répétée pour tous les canaux programmés. Après la fin du traitement, les cathéters ou applicateurs sont retirés en toute sécurité et un rapport sur toutes les étapes du traitement, les doses délivrées et les observations cliniques sont consignés dans le dossier médical du patient.

2.4 Mise en marche de la curiethérapie HDR :

Après l'installation d'une technologie de radiothérapie, sa mise en œuvre dans la pratique clinique passe généralement par les étapes suivantes : réalisation de la procédure des tests d'acceptation, le commissioning et l'établissement d'un programme d'assurance de qualité périodique.

2.4.1 Procédure des tests d'acceptation :

La procédure des tests d'acceptation (ATP) est un processus conçu pour vérifier que le nouveau équipement installé se comporte conformément aux spécifications définies par le fabricant et à ce qui a été commandé. Après la livraison et l'installation de système de curiethérapie, il convient de procéder à des tests d'acceptation approfondis pour chaque composant du système avant qu'il ne soit utilisé cliniquement. Les tests concernent le matériel de base et la fonctionnalité du logiciel du système afin de 'assurer que l'équipement est installé correctement et fonctionne de manière satisfaisante. Les ATP à utiliser doivent être convenues à la fois par l'utilisateur et le fournisseur et doivent être clairement consignées. Un document de procédure doit être rédigé et décrire en détail les différents tests qui doivent être tous réussis et toute lacune doit être clairement indiquée dans le document. Ainsi que les résultats doivent être aussi soigneusement documentés et conservés aussi longtemps que le TPS est utilisé. Ils peuvent servir de référence pour les futures mises à jour du système et pour le programme de QA qui doit être basé sur les performances fonctionnelles de l'équipement au moment de l'essai d'acceptation [21]. L'ATP du dispositif de post-chargement à distance peut être divisée en :

a. Tests des dispositifs de l'unité du traitement:

L'unité du traitement comprend: la console et le panneau du contrôle du traitement, les boutons d'arrêt d'urgence et le système de rétraction de la source en cas de blocage, la batterie, la minuterie, les données de la source introduite dans la console, l'indexeur et son système de choix des canaux, et les expositions dans les deux zones publique et surveillée. Le tableau 2.1 résume les tests à effectuer sur l'unité du traitement.

Tableau 2.1 : Tests d'acceptation de l'unité du traitement.

Equipement / paramètre	Description
La console	Confirmer le bon fonctionnement de toutes les fonctions de la console (interrupteurs à clé, alimentation principale, alimentation par batterie, activation/désactivation de la source, ouverture/fermeture de la porte, etc).
La rétraction de la source	Vérifier qu'elle se rétracte : à la fin des temps prééglés, en cas d'interruption, en cas de perte d'alimentation électrique, lorsque un bouton d'urgence est utilisé et si les tubes de guidage de la source ou les applicateurs sont mal connectés (ordre incorrect, rétrécis ou bloqués). Et confirmer aussi que la console affiche les messages d'erreur appropriés en produisant ou en simulant une défaillance ou une erreur, et que les données programmées tel que la durée restante du traitement sont conservées en cas de rétraction de la source ou d'autres interruptions imprévues.
La batterie	La tension de la batterie sous charge est adéquate et les fonctions d'exploitation conservées sous l'alimentation de la batterie fonctionnent effectivement.
Les minuteries	Vérifier la précision des minuteries par rapport à une horloge indépendante.
La source radioactive	Vérifier la précision de l'activité de la source désintégrée calculée par ordinateur.
L'indexeur multicanal	Fonctionne correctement et déplace la source dans l'ordre approprié dans les canaux adéquats.
Les rayonnements	Vérifier le bon fonctionnement des détecteurs de rayonnements et les taux de rayonnement de fuite autour de l'appareil.

b. Tests des installations :

Il s'agit de vérifier le bon fonctionnement des dispositifs installés avec le projecteur de source tel que le système de surveillance, système d'intercommunication, moniteur de radiation Independent situé à l'intérieur de la salle du traitement, les boutons d'urgence, les voyants lumineux d'avertissement de rayonnement et le système de verrouillage de la porte (la source rétracte lorsque la porte est ouverte, l'appareil ne redémarre pas automatiquement lorsque la porte est fermée et la source ne peut pas être sortie lorsque la porte est ouverte). Ainsi la vérification des taux d'exposition aux rayonnements autour de l'installation qui doivent être conformes aux normes de radioprotection.

c. Tests des tubes de transfert et des applicateurs :

La précision de déplacement de la source radioactive pendant l'administration du traitement, exige que la précision des dimensions des applicateurs, des tubes de transfert et les marqueurs correspondant à chaque cathéter. Le tableau 2.2 résume les tests à effectuer sur l'ensemble applicateur-tube de transfert qui vont être utilisés en clinique.

Tableau 2.2 : Tests d'acceptation des tubes de transfert et les applicateurs.

Equipement / paramètre	Description
Tests des tubes de transfert	Vérification de la longueur du tube de guidage de la source qui est un paramètre important, les rétrécissements et l'absence des obstacles au transport des sources. Ainsi les combinaisons de tubes de transport et d'applicateurs afin de s'assurer qu'il n'existe pas de connecteurs défectueux.
Tests des applicateurs	Inspection visuelle et/ou radiographiques de la géométrie des applicateurs.
Tests de positionnement de la source radioactive	Confirmer que la source se positionne correctement dans les positions programmées ; généralement avec une précision de 1 mm, dans les applicateurs. Les tests peut être effectué visuellement (dispositifs d'essai avec caméra) ou par l'utilisation des films (radiographique ou radiochromique).
Tests d'atténuation du rayonnement des applicateurs	Mesurer l'atténuation des applicateurs pour la décision de procéder ou non à des corrections d'atténuation dans la planification du traitement.

d. Tests de la source radioactive :

Le tableau 2.3 résume les tests et les vérifications qui devant être réaliser sur la source radioactive livrée. Elle doit être livrée dans un conteneur, dont on doit vérifier son numéro de série, et un certificat d'étalonnage de la source, dont on doit vérifier aussi son numéro de série, sa date de calibration, son RAKR et toutes les données qu'ils vont être introduites dans le TPS et dans la console du traitement.

Tableau 2.3 : Tests d'acceptation de la source radioactive.

Equipement / paramètre	Description
Confirmation de la source livrée	Un examen minutieux du certificat de la source concernant sa forme physique, l'encapsulation de la source et le numéro de modèle, pour confirmer que la source livrée est conforme à ce qui est mentionné par la licence.
Test de contamination	Des filtres humidifiés avec de l'eau ou de l'alcool sont utilisés pour essuyer la surface de la source, ou procéder à un contrôle indirect des fuites en testant l'intérieur des applicateurs ou des tubes de transfert ; directement en contact avec la source. L'activité peut être mesurée à l'aide de compteurs à scintillation capables de détecter 37 Bq (1,0nCi). La source est considérée comme contaminée pour une activité supérieure à 185 Bq (5,0 nCi).
Étalonnage absolu	Il est très important de mettre au point une méthode d'étalonnage cohérente et reproductible.

e. Tests du système de planification du traitement (TPS):

Les tests d'acceptation du TPS de curiethérapie HDR sont essentiels afin de garantir qu'il était installé et configuré correctement et il est prêt à être utilisé de manière sécurisée et efficace. Toute les fonctionnalités de TPS doit être testé telles que : l'importation des images, la délinéation des structures anatomique, la planification dosimétrique, l'évaluation des plans et l'exportation des plans vers l'unité du traitement. Le tableau 2.4 résume les tests d'acceptation du TPS qui doivent être effectué après son installation.

Tableau 2.4 : Tests d'acceptation du système de planification du traitement.

Equipement / paramètre	Description
Installation et configuration du TPS	S'assurer que le TPS est correctement installé sur le système informatique. Examiner les configurations système requises par le fabricant et s'assurer que le système répond à ces exigences. Configurer les paramètres spécifiques du TPS en fonction des caractéristiques de l'équipement de curiethérapie HDR.
Fonctionnalités du TPS	Y compris la reconstruction des applicateurs, la génération de plans de traitement.
Transfert des données du patient	Tester l'importation des données du patient, y compris les images d'imagerie et les contours des structures anatomiques. Et s'assurer que l'exportation des paramètres du plan de traitement, tels que le débit de dose, la durée du traitement, et la prescription de dose, sont correctement transférés à l'équipement.

2.4.2 Le commissioning et la mise en service:

Le commissioning est l'une des parties les plus importantes de l'ensemble du programme de QA. Il permet de tester les paramètres de fonctionnement de base du dispositif de post-chargement et évaluer ses limites et de vérifier la capacité des algorithmes de calcul de dose à reproduire les calculs de dose mesurés. Et par la suite garantir l'administration correcte du traitement et la sécurité du patient. Il concerne le commissioning de la source radioactive, les tubes de transfert, le TPS et les applicateurs ou les cathéters utilisés en clinique. Les résultats du commissioning sont essentiels pour fournir une documentation sur les capacités et les performances du système et servir par la suite comme référence pour les tests de contrôle de qualité (QC). Ce processus comprend une inspection mécanique et physique des cathéters, applicateurs et tubes de transfert ainsi les positions et les temps d'arrêt de la source dans l'applicateur en effectuant un étalonnage des détecteurs de position et les offsets (distance entre l'extrémité de l'applicateur et la première position). Il consiste aussi de vérifier le transfert des données et la compatibilité des paramètres des plans de traitement entre le TPS et l'équipement de traitement.

La partie importante de ce processus est de commissionner le TPS. Il s'agit de valider les fonctionnalités du TPS telles que l'importation et l'exportation des données, la reconstruction correcte des applicateurs et des cathéters à partir des images acquises et la précision de l'algorithme de calcul de dose en comparant ses résultats avec des calculs

effectués de manière indépendante avec un autre algorithme ou par mesure en utilisant un détecteur adéquat. L'étalonnage des instruments de mesure de dose et la vérification de débit de kerma de la source radioactive sont essentiels et doivent être effectués avant de commencer l'évaluation. Et pour des raisons de radioprotection, il est important de faire des tests de fonctionnement des systèmes de sécurité et d'arrêt d'urgence et un contrôle des niveaux de radiation environnementaux conformément aux normes de sécurité.

Les tests de mise en service d'un TPS de curiethérapie peuvent être divisés en huit catégories : (i) précision de l'importation d'images, (ii) précision de la reconstruction, (iii) vérification des données de configuration de la source, (iv) précision du calcul de la dose, (v) validation de l'optimisation du traitement, (vi) reproductibilité du DVH, (vii) vérification de l'exportation du traitement et (viii) cohérence de l'impression.

2.4.3 Assurance de qualité :

L'assurance qualité englobe un ensemble de processus, de normes et de protocoles visant à garantir la qualité, la sécurité et l'efficacité des traitements administrés aux patients. Son objectif principal est d'assurer que toutes les étapes du processus de traitement, depuis la planification jusqu'à l'administration, sont réalisées avec précision et conformément aux normes de qualité établies. C'est un élément essentiel de la prise en charge des patients en veillant à ce que les traitements soient administrés selon les normes avec la mise en place des processus de contrôle et de suivi rigoureux. L'extrême importance de la mise en place de programmes de QA réguliers pour surveiller la stabilité et la performance des équipements de la curiethérapie HDR réside par le fait que les traitements sont réalisés avec des doses élevées administrées dans un court laps de temps, avec peu de possibilités de correction. Le fort gradient de dose qui caractérise cette modalité exige que les doses administrées doivent être délivrées avec une grande précision pour maximiser l'efficacité du traitement tout en minimisant les risques pour les tissus sains environnants.

La QA dans la curiethérapie HDR à post-chargement à distance comprend plusieurs aspects, notamment la vérification régulière de la calibration et de la performance des appareils de traitement et les équipements, y compris les sources de radiation, les appareils de planification des traitements, et les systèmes de délivrance de la dose. Étalonnage périodique des instruments de mesure utilisés pour contrôler les doses de rayonnement délivrées aux patients. Des contrôles périodiques de l'intégrité du matériel, des logiciels et du transfert de données doivent être effectués. Le programme de QA doit être souple pour s'adapter aux

changements pour couvrir les mises à jour de logiciels, les changements de périphériques, les méthodes de transfert de données et les modifications apportées aux données. La gestion du système et la sécurité sont également des aspects très importants de QA.

a. Assurance de qualité des équipements :

Les procédures de contrôle des équipements de la curiethérapie par postechargement à distance d'une source HDR sont divisées entre le contrôle de système de sécurité et les paramètres physique.

- Assurance de qualité de l'unité de traitement :

Il s'agit d'une série de tests à effectuer périodiquement pour vérifier le bon fonctionnement de l'unité de traitement. Des tests quotidiens des tests qui ne durent pas longtemps ; environ quelque minutes ; et peuvent être effectués par un manipulateur. Avant de commencer le traitement du premier patient de la journée, des éléments doivent être contrôlés quotidiennement telle que le système d'urgence, verrouillage des portes de la salle de traitement, positionnement de la source, voyants lumineux....etc. Des tests mensuels pour l'intégrité des applicateurs et les tubes de transfert, ainsi le déplacement de la source à l'endroit souhaité dans l'applicateur doit être confirmé. Des tests trimestriels dans lequel des contrôles relatifs à la procédure d'échange sont effectués. Pour les sources ayant une demi-vie différente et, par conséquent, un intervalle d'échange différent, il convient de procéder à des tests d'assurance qualité approfondis au moins trois fois par an. L'intensité de la source doit être étalonnée, la précision de positionnement d'une nouvelle source doit être testée, éventuellement en testant la capacité de l'unité à conduire la source à une position souhaitée dans l'applicateur avec une précision de $\pm 1\text{mm}$.

- Assurance de qualité du TPS :

L'objectif consiste essentiellement à vérifier la qualité de la reconstruction et la précision du calcul de la dose. La qualité de la reconstruction peut être testée en effectuant la reconstruction d'applicateurs à géométrie fixe ou en utilisant un fantôme afin de déterminer la précision des coordonnées des marqueurs de rayons X. La précision des calculs des points de dose peut être testée en les comparants à des calculs manuels ou à des calculs informatiques indépendants. La précision des dispositifs d'entrée et de sortie, le transfert du plan vers la console de commande et la cohérence de la sortie imprimée doivent également être testés. Les tests du TPS doivent être réalisés après toute modification du logiciel.

b. Assurance de qualité spécifique au patient (SPQA) :

La plupart des procédures de QA existantes sont réalisées sous forme de tests de base de paramètres dosimétriques spécifiques et comprennent la mesure de l'activité de la source, la vérification de la position de la source et le contrôle de la précision et de la linéarité du chronomètre [24]. Ces procédures peuvent échouer avec l'évaluation de la précision, C'est pourquoi l'assurance qualité basée sur la vérification dosimétrique a été abordée récemment [25, 26, 27].

Comme toutes les modalités complexes de la radiothérapie, la curiethérapie HDR nécessite un contrôle de qualité avant traitement spécifique au patient. Les mesures servent plusieurs objectifs importants, notamment la validation des calculs dosimétriques, la confirmation de l'exactitude du transfert des données et la garantie de l'efficacité de la machine afin d'évaluer une administration correcte du traitement.

L'assurance qualité spécifique au patient s'agit d'utiliser de dosimètres pour évaluer le plan de traitement. SPQA consiste à projeter des plans de traitements sur les images d'un fantôme, et comparé la distribution de dose calculée par le TPS avec celle mesurée avec un détecteur placé dans le fantôme. Il est remarquable que les équipements ; fantômes et logiciels ; de SPQA en radiothérapie sont peu avancé pour la curiethérapie par rapport à la radiothérapie externe. Ça n'a pas empêché que certains travaux ont été réalisés pour effectuer des SPQA en curiethérapie.

Qi et al ont vérifié le plan de traitement à l'aide d'un fantôme d'eau spécifique et d'un transistor à effet de champ à métal-oxyde-semi-conducteur [25]. Palmer et al ont proposé de vérifier la distribution de la dose en utilisant la dosimétrie par film radiochromique en curiethérapie clinique et ont constaté que le film EBT3 GafChromique peut effectuer une vérification précise de la dose en raison de son excellente résolution spatiale, de son équivalence tissulaire et de ses propriétés d'auto-développement [26]. Pour surmonter la limitation de mesurer la dose dans un fantôme d'eau spécifique, diverses méthodes ont été proposées pour remplacer le fantôme d'eau par des fantômes solides en adoptant des matériaux équivalents à l'eau. Meigooni et al. [27] ont obtenu le facteur de conversion pour les milieux entre l'eau et divers matériaux, tels que l'eau solide, le polystyrène et l'acrylique, en utilisant des simulations MC. Aldelaijan et al ont utilisé le FC pour effectuer QA dosimétrique avec un fantôme Solid remplaçant le fantôme d'eau [28].

Actuellement, l'évaluation prétraitement des planifications est effectuée par comparaison entre la distribution de dose calculée par TPS, et la distribution de dose soit mesurée ou calculée par un algorithme indépendant (généralement simulation Monte Carlo). La comparaison est basée sur la méthode de l'indice gamma ; qui est la méthode de choix dans la plupart des logiciels de vérification commerciaux ; en fixant des critères sur la différence de dose et la distance à l'accord (distance to agreement, DTA). Cependant, la gamme de niveaux de dose présents dans la curiethérapie est beaucoup plus large par rapport à la radiothérapie externe, d'où il s'ensuit qu'un calcul de gamma normalisé localement (plutôt que globalement) est recommandé [26].

CHAPITRE 3 : MATERIALS ET METHODES

3.1 Introduction :

Les travaux de cette thèse ont été réalisés au sein de service de radiothérapie de l'hôpital central de l'armée, Kouba, Alger. Après l'installation du nouveau système de curiethérapie de postcharge à distance HDR Flexitron cobalt-60. L'introduction clinique du système Flexitron nécessite d'effectuer des procédures de test d'acceptation, un commissioning des applicateurs, commissioning de système de planification du traitement et l'établissement d'un programme d'assurance de qualité régulier. Ce chapitre est consacré à présenter le matériel utilisé et les méthodes suivies pour la mise en service du système Flexitron et pour décrire notre méthode développée pour réaliser une assurance qualité avant traitement spécifique au patient.

3.2 Matériels :

Les traitements par curiethérapie HDR au sein de service sont réalisés avec le système de curiethérapie de postcharge à distance HDR Flexitron Cobalt-60. Ce système est développé par Nucletron B.V (Veenendaal, Pays-Bas). Il est composé de différentes parties, notamment un projecteur de source Flexitron, un système de planification du traitement Oncentra Brachy, des tubes de transfert, des applicateurs et des cathéters.

3.2.1 Projecteur de source :

Le Projecteur de post-chargement à distance Flexitron Co-60 HDR (voir Figure 3.1) a été utilisé pour charger et contrôler le déplacement de la source radioactive Flexisource Co-60. Le déplacement de la source est contrôlé à l'aide d'un moteur pas à pas, avec une précision submillimétrique, sous guidage informatique de la console de contrôle du traitement (TCC) version 3.3.



Figure 3.1: Projecteur de source Flexitron d'Elekta [22].

La conception et les dimensions de la source sont représentées schématiquement sur la Figure 3.2. La source est composée d'un noyau actif central cylindrique en ^{60}Co d'une longueur de 3,5mm et d'un diamètre de 0,5mmv entouré d'une enveloppe d'air de 0,05 mm d'épaisseur. La capsule est une couche cylindrique en acier inoxydable AISI316L (67% Fe, 11% Ni, 18% Cr, 2% Si, 2% Mn) d'une longueur de 5 mm et de 0,9 mm de diamètre extérieur et d'une densité de 8 g/cm^3 . La source se termine par un hémisphère tronqué. La source est soudée à un câble de 2,0 mm de long et de 0,72 mm de diamètre en acier inoxydable AISI 316L avec une densité effective de $4,81 \text{ g/cm}^3$.

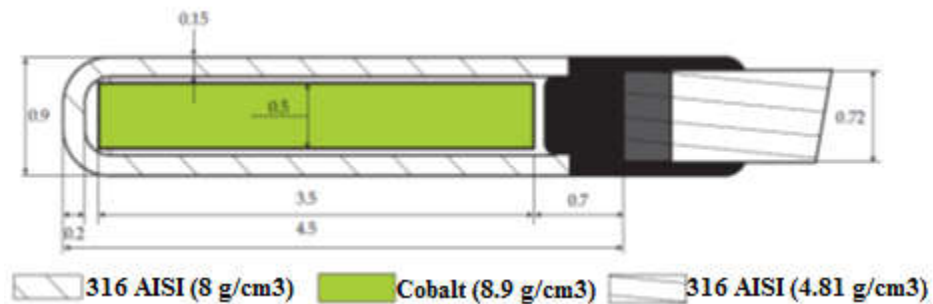


Figure 3.2: Schéma de la conception de Flexisource ^{60}Co HDR [10].

3.2.2 Tubes de transfert :

Les tubes de transfert assurent la connexion entre l'applicateur et le projecteur de source ; en maintenant une trajectoire libre pour la source et fermée par rapport à l'extérieur. Un tube de transfert possède deux connecteurs : un avec le projecteur et l'autre avec l'applicateur (voir Figure 3.3). Ce dernier change (en forme et en dimensions) en fonction de l'applicateur ou cathéter utilisé. Pour des raisons de sécurité, ils sont équipés d'un bloc source qui permet le verrouillage de l'ensemble projecteur-tube-applicateur. Le bloc source est fermé lorsqu'aucun applicateur ou cathéter n'est connecté au tube, et il s'ouvre lorsqu'il est correctement connecté. Le deuxième connecteur est construit de manière à ce que lorsqu'il est inséré dans le canal de projecteur soit reconnu par le projecteur. Son absence ou sa mauvaise connexion est également détectée. Dans notre étude, deux types de tubes de transfert ont été utilisés : les tubes flexibles 6F et les tubes gynécologiques CT/MR (REF 110650). Pour des objectifs de planification du traitement, chaque type des tubes de transfert est caractérisé par une longueur de référence, qui vaut 1000 mm pour les flexibles 6F et 1019,5mm pour l'ensemble de tubes de transfert CT/MR GYN. Les tubes de transfert gynécologiques sont mécaniquement clavetés et numérotés. Ils se verrouillent uniquement sur les canaux de sélection et les applicateurs gynécologiques correspondants (voir Figure 3.4). Canal 1 pour le

cathéter ovoïde droit, canal 3 pour le cathéter ovoïde gauche et le canal 5 pour le cathéter intra-utérin.

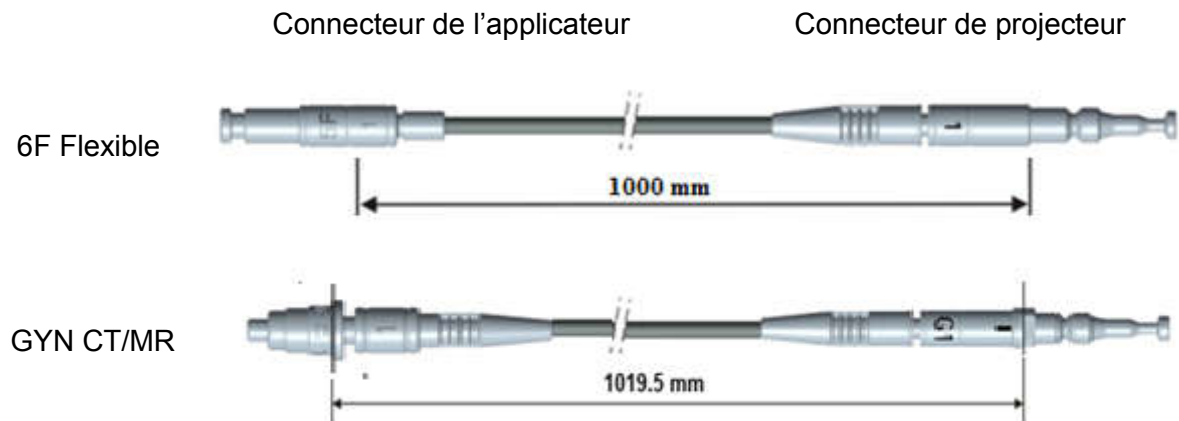


Figure 3.3: Aperçu des tubes de transfert pour cathéters Flexitron [22].

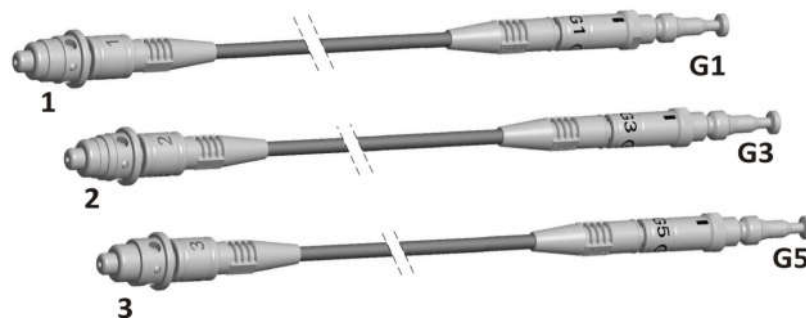


Figure 3.4: Connecteurs de tubes de transfert gynécologiques CT/MR [22].

3.2.3 Marqueurs radio-opaques :

Les marqueurs de rayons X ou les cathéters à RX sont des accessoires nécessaires pour vérifier le positionnement de la source dans les applicateurs. Ils contiennent des marqueurs visibles sur les images radiographiques ou tomodensitométriques. Après l'insertion de l'applicateur, les cathéters sont placés dans l'applicateur pour faciliter la visualisations de ce dernier et ainsi sa reconstruction pour la planification du traitement. Les marqueurs à différentes positions définissent les positions d'arrêt possibles de la source dans l'applicateur. La figure 3.5 montre les cathéters à RX gynécologiques avec leurs différents marqueurs qui marquent les éventuelles positions d'arrêt de la source radioactive. L'ensemble est composé de quatre cathéters : cathéter ovoïde droit (O1), cathéter ovoïde gauche (O2), cathéter intra-utérine (IU3) et cathéter pour l'applicateur anneau (ring, R1).

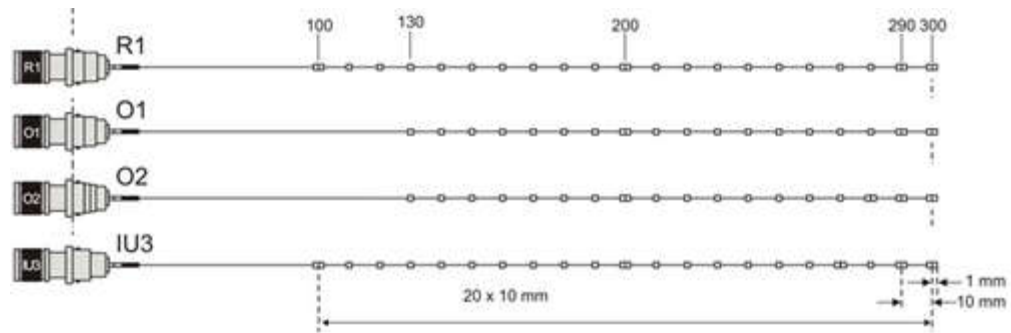


Figure 3.5: Ensemble de cathéters à rayons X gynécologique CT/MR [22].

3.2.4 Applicateurs et cathéters :

a. Applicateurs Vaginal CT/MR :

L'applicateur vaginal CT/MR (Figure 3.6) a été conçu pour le traitement des cancers du vagin, du col de l'utérus, de l'endomètre et du rectum dans le cadre des procédures de curiethérapie gynécologique. Il est compatible avec le tube de transfert gynécologique CT/MR (Figure 3.4). Cet applicateur est disponible en différents diamètres de cylindre afin de réduire la dose de surface. En variant le nombre de segments du cylindre, la longueur du cylindre peut être adaptée aux besoins cliniques. Les matériaux non métalliques de l'applicateur permettent de l'utiliser en combinaison avec les modalités d'imagerie CT et MR. Quatre différents diamètres de cylindre et quatre configurations de tubes intra-utérin ; qui varient selon la longueur et l'angle ; sont disponibles. Il s'agit des tubes : vaginal 0 mm, vaginal 40 mm 15°, vaginal 60 mm 30° et vaginal 80 mm 45°, et les diamètres 20, 25, 30 et 35 mm pour les cylindres.



Figure 3.6: Applicateur vaginal CT/MR [22].

b. Applicateurs Geneva :

L'applicateur Geneva (Figure 3.7) est un applicateur gynécologique destiné à la curiethérapie intracavitaire pour le traitement du cancer du col de l'utérus et de l'endomètre. Des aiguilles optionnelles peuvent être placées pour la curiethérapie interstitielle. Compatible avec la MR et offrant la possibilité d'une curiethérapie interstitielle guidée dans toutes les configurations. Il se compose d'un tube intra-utérin ou tube interstitiel, de tubes ovoïdes et d'ovoïdes interstitiels pour placer des aiguilles optionnelles. Une combinaison des composants et des dispositifs compatibles est possible pour atteindre une large gamme de zones cibles. Le tube intra-utérin est caractérisé par son angulation et sa longueur. Les deux angulations 15° et 30° sont disponibles, et pour chaque angulation existe quatre longueurs : 40, 50 et 60 mm.



Figure 3.7: Applicateur gynécologique Geneva [22].

c. Applicateurs Freiburg Flap :

L'applicateur de Freiburg (Figure 3.8) est un moule de surface souple en forme de filet pour les traitements de la peau ou les traitements de surface intra-opératoires. Il peut être courbé pour s'adapter à la surface cible et façonné pour correspondre à la bonne taille. Il convient aux grandes lésions superficielles difficiles à couvrir, comme celles du crâne ou du visage. Il est constitué de plusieurs sphères attachées les unes aux autres qui maintiennent et guident jusqu'à 36 cathéters de traitement. Le clapet de Freiburg garantit également une distance constante de 5 mm entre le cathéter de traitement et la surface. Les canaux de traitement sont espacés de 10 mm les uns des autres et ont une longueur de 240 mm.

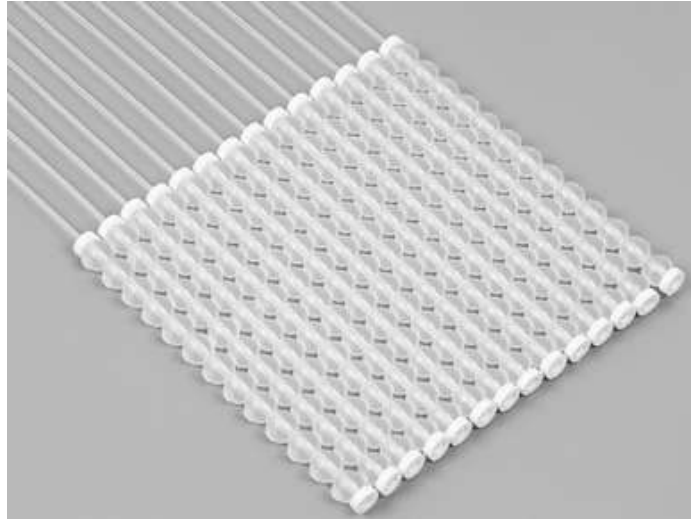


Figure 3.8: Applicateur Freiburg Flap [22].

d. Tube d'implant flexible 6F CT/MR:

Ils sont développés pour les traitements qui nécessitent un chemin de source malléable. Ils sont équipés d'aiguilles pour faire passer le tube d'implant à travers un canal dans le tissu. Ils sont disponibles en différentes configurations : aiguille simple avec extrémité en bouton, aiguille simple avec extrémité aveugle, ou aiguille double.

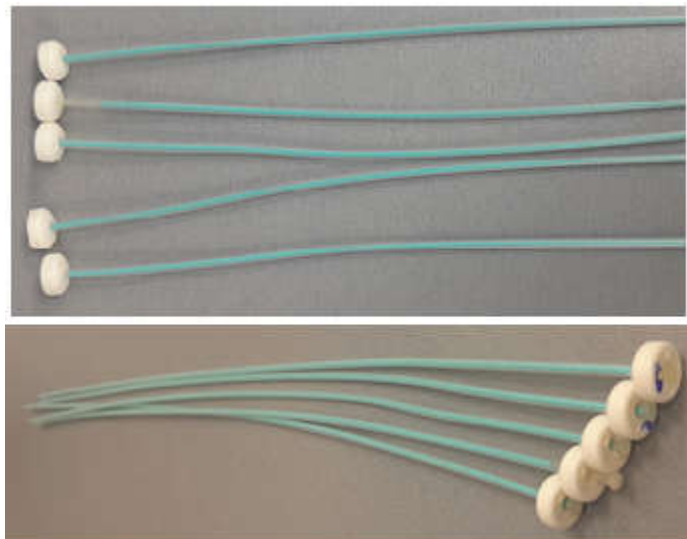


Figure 3.9: Tubes d'implant flexible 6F CT/MR.

3.2.5 La règle de contrôle de la position de la source (SPCR) :

C'est un accessoire du système Flexitron sert à vérifier la précision du positionnement de la source (voir Figure 3.10). Elle peut être utilisée avant le traitement pour effectuer l'alignement de câble de la source. Elle permet de contrôler les positions situées entre 40 et

400 mm. Divers adaptateurs peuvent être utilisés pour raccorder tous les tubes de transfert et de marqueurs radio-opaque à la RCPS. La règle est placée juste sous une caméra dans la salle du traitement. La RCPS présente une marque à la position 200 mm pour chaque canal afin d'indiquer la position de la capsule lorsque elle est programmée à une position de 200 mm. La position de la source correspond au centre de la source active, qui se trouve à 2 mm derrière l'extrémité de la capsule.

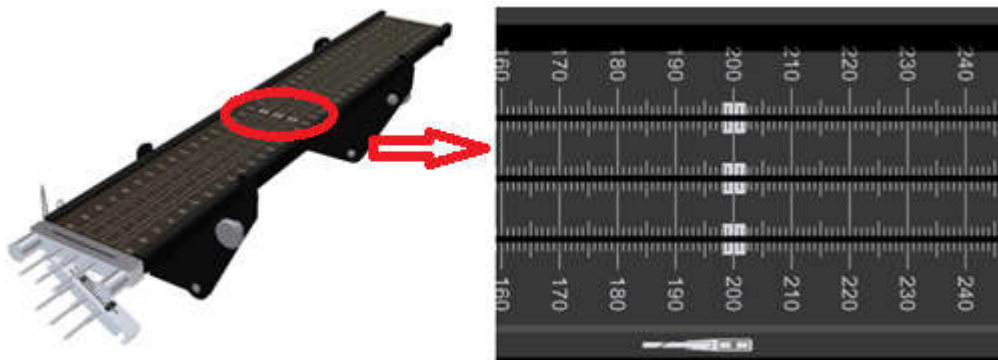


Figure 3.10 : La règle de contrôle de la position de la source (SPCR) [22].

3.2.6 Simulateur de la position :

C'est un outil accessoire fournit avec le système Flexitron. Il s'agit d'une règle de mesure qui comporte une échelle à laquelle un câble factice est attaché (voir Figure 3.11). Avant son utilisation, une vérification de sa précision est réalisée à l'aide de SPCR, où une position est programmée avec le curseur du simulateur et la position est lue sur l'échelle de SPCR. L'applicateur est connecté avec le simulateur via un câble de transfert (voir figure 3.18), le bouton de commande est déplacé soigneusement à l'intérieur de l'applicateur jusqu'à atteindre son extrémité interne. La position la plus distale de la source à l'intérieur de l'applicateur est indiquée par l'indicateur de position sur l'échelle.

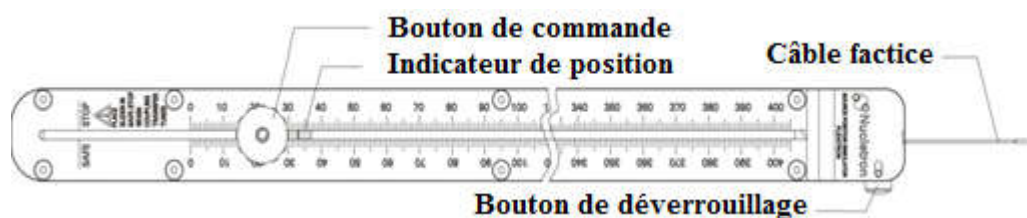


Figure 3.11 : Simulateur de position de la source [22].

3.2.7 Une chambre puit et l'électromètre :

La chambre d'ionisation ; type puit ; HDR 1000 Plus avec un support pour la source Flexisource ^{60}Co connectée à l'électromètre MAX 4000 Plus de Standard Imaging (Middleton, USA) ont été utilisés pour mesurer et vérifier la décroissance de l'intensité du kerma dans l'air de la source Flexisource ^{60}Co (Voir Figure 3.12). Le facteur d'étalonnage de la chambre puit vaut $4,911.10^5 \text{ Gy.m}^2.\text{h}^{-1}.\text{A}^{-1}$. Les tableaux 3.1 et 3.2 résument les caractéristiques de la chambre et l'électromètre respectivement.



Figure 3.12 : Chambre d'ionisation puit HDR1000 Plus et l'électromètre MAX 4000 de Standard Imaging [29].

Tableau 3.1 : Caractéristiques de la chambre puit HDR 1000 plus [29].

Hauteur	Externe: 15.6 cm; Interne : 12.1 cm;
Diamètre	Externe : 10,2 cm ; Interne: 3.5 cm
Poids	2.7 Kg
Volume active	245 cm^3
Gamme	0.01 mCi à 20 Ci
Voltage	$\pm 300 \text{ Volt}$
Fuite	$<50 \text{ fA}$
Stabilité	0.2 % (plus de 2 ans)
Réponse	$\pm 0.5\%$ plus de 25 mm au centre de l'axe

Tableau 3.2 : Caractéristiques de l'électromètre MAX 4000 plus [29].

Gamme	Bas	Haut
Dimensions	22.6 x 24.8 x 7.87 cm	
Poids	2.2 Kg	
Charge mode display range	0.01pC-999.999nC	0.01nC-999.999nC
resolution	0.01 pC	0.01nC
Non linéarité	+/- 0.25%	
Courant de fuite	<0.001 pA	<0.001 nA
Paramètres de fonctionnement	Température : 15 à 25 °C Humidité : 20 à 80% Pression : 650 à 770 mmHg	

3.2.8 Modalité d'imagerie :

La modalité d'imagerie CT a été utilisée dans notre étude. Un scanner SOMATOM go. Open Pro (voir Figure 3.13), développé par Siemens Healthineers (Erlangen, Allemagne) a été utilisé pour l'acquisition des images CT. Il est caractérisé par un large détecteur, au contraste des tissus mous et à la tomodensitométrie 4D intelligente avec adaptation de la respiration. Il possède les propriétés suivantes : Portée de balayage de 2 m, charge maximale de la table de 307 kg, diamètre du tunnel de 85 cm avec un champ de vision réel de 60 cm, vitesse de balayage jusqu'à 20 cm/s et 128 images reconstruites par rotation.

**Figure 3.13:** Scanner simulateur SOMATOM go. Open Pro de Siemens Healthineers.

3.2.9 Système de planification du traitement :

La planification du traitement et le calcul de dose sont réalisés avec le TPS Oncentra Brachy version 4.6.2. Le logiciel Oncentra possède plusieurs outils utiles pour faciliter de nombreuses fonctionnalités, telles que le contournage et la reconstruction des applicateurs. Il crée un flux de travail qui permet d'accélérer la planification, l'analyse du plan et

l'optimisation. Le flux de travail créé remplit les fonctions suivantes : importation des images, définition des contours, recalage d'images, reconstruction de cathéters, activation des positions d'arrêt de la source, normalisation de la dose, optimisation de dose, prescription de la dose, évaluation des plans et l'exportation du plan.

Plusieurs modules sont intégrés dans Oncentra Brachy. Le module de connectivité contrôle toutes formes d'importation/exportation de données. La communication entre Oncentra Brachy et l'extérieur (scanner, IRM, PET, autre TPS et machine) est basée sur le format DICOM. Le module anatomique représente un logiciel de délinéation qui permet de définir des structures et les régions d'intérêt, ainsi des recalages d'images. Le module de planification est le module le plus important qui prend en charge la création du plan de traitement, notamment la définition de sources, la reconstruction de cathéters, l'activation des positions d'arrêt de la source, la normalisation de la dose, l'optimisation de dose, la prescription de dose et l'évaluation du plan. L'algorithme de calcul de dose est intégré dans le module de planification est basé sur le formalisme de l'AAPM TG43.

3.2.10 Fantôme :

Il s'agit d'un fantôme solide, équivalent tissu composé de six plaques RW3 de PTW (Freiburg, Allemagne) avec l'applicateur Freiburg en dessus (voir Figure 3.14). La plaque RW3 est en Polyméthacrylate de méthyle (PMMA) avec une densité de $1,045 \text{ g/cm}^3$, une taille de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ et une épaisseur de 1 cm. Des tubes d'implant flexible sont insérés dans l'applicateur.

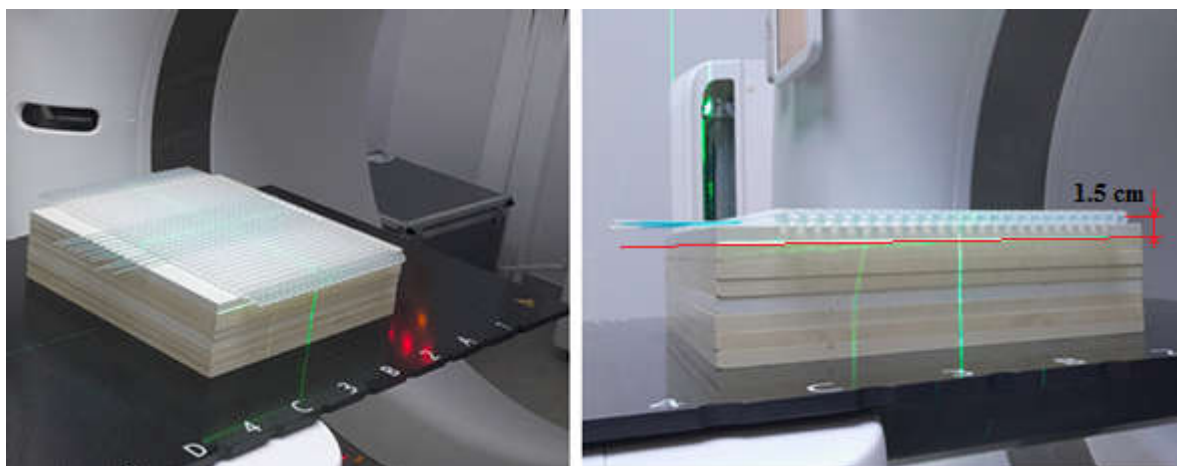


Figure 3.14 : Composition du fantôme.

3.2.11 Films Gafchromique :

Les films GafChromique EBT3 développés par Ashland (Bridgewater, NJ, USA) ont été utilisés dans notre étude pour la vérification de l'offset des applicateurs, et pour mesurer la distribution de dose. Le film EBT3 est conçu pour mesurer les doses absorbées de rayonnements ionisants avec une haute résolution spatiale. Il est particulièrement adapté aux photons de haute énergie. La gamme dynamique de ce film est conçue pour obtenir les meilleures performances dans la gamme de doses allant de 0,2 à 10 Gy, ce qui le rend adapté à de nombreuses applications en IMRT, VMAT et curiethérapie. Les EBT3 ont une dimension de 25,4 x 20,3 cm². La Figure 3.15 illustre la structure du film EBT3, dont il est composé d'une couche active, d'une épaisseur nominale de 28 µm, prise en sandwich entre deux substrats de polyester mat de 125 µm. La couche active contient le composant actif, un colorant marqueur, des stabilisateurs et d'autres composants qui confèrent au film sa réponse quasi indépendante de l'énergie. Le EBT3 a une densité presque équivalente au tissu, se développe en temps réel sans traitement post-exposition et leur réponse est stable à des températures allant jusqu'à 60° [30].

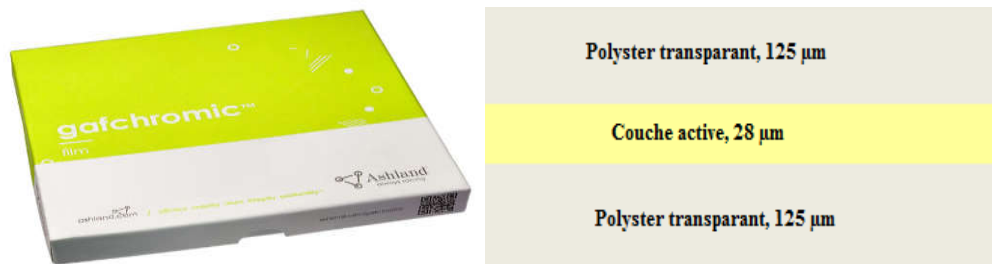


Figure 3.15: Structure des films dosimétriques GafChromique EBT3 d'Ashland [30].

3.2.12 Scanner plat :

La digitalisation des films GafChromique irradiés a été effectuée avec un scanner plat dédié GT20000 Epson.

3.2.13 Accélérateur linéaire :

Un accélérateur linéaire Synergy d'Elekta (Stockholm, Suède) a été utilisé pour calibrer les films Gafchromiques. Son système d'imagerie embarqué XVI ; imagerie volumétrique par rayons X; a été aussi utilisé pour la détermination de l'offset des différents cathéters. Il s'agit d'un système d'imagerie kV qui utilise un faisceau de rayons X (RX) conique (CBCT).

3.2.14 Chaîne de mesure de la dose absolue :

Une chaîne de mesure composée d'une chambre d'ionisation type Farmer et un électromètre UNIDOS webline de PTW (Freiburg, Allemagne) a été utilisé pour mesurer la dose absolue afin de calibrer les films GafChromique. La chambre est caractérisée par un volume de 0.6 cm^3 et un facteur d'étalonnage dans l'eau $N_{D,w} = 53,63 \text{ mGy/nC}$.



Figure 3.16: Chambre Farmer et électromètre UNIDOS webline de PTW [31].

3.2.15 Code de simulation Monte Carlo :

Le code de simulation MC `egs_brachy` a été utilisé pour évaluer par un algorithme de calcul indépendant les distributions de dose calculées par le TPS. `Egs_brachy` est un code utilisateur de l'application EGSnrc polyvalente et rapide conçue pour la curiethérapie. Le système de code informatique EGS (Electron Gamma Shower) est un code système à usage général pour la simulation Monte Carlo du transport couplé d'électrons et de photons dans une géométrie arbitraire pour des particules ayant des énergies allant de quelques KeV à plusieurs centaines de GeV. Depuis le début des années 80, il a été développé par le conseil national de la recherche du Canada pour devenir EGSnrc. EGSnrc est un logiciel utilisé pour effectuer des simulations Monte Carlo du transport des rayonnements ionisants à travers la matière [32, 33].

`Egs_brachy` utilise une bibliothèque pour modéliser les géométries et les sources. Les géométries complexes sont modélisées à l'aide de la bibliothèque de classes C++ d'EGSnrc, par l'utilisation des géométries élémentaires et composites intégrées dans `egs++`. Le code est distribué avec une bibliothèque de géométries prédéfinies. Cette dernière contient la géométrie de nombreuses sources radioactives (les plus utilisées en curiethérapie), ainsi la géométrie de certains applicateurs et la géométrie de nombreuses fantômes. Le code peut être utilisé pour un ensemble complet de simulations de curiethérapie, telles que les calculs de dose, la génération de données d'espace de phase et le calcul de spectres de particules. Il

intègre des fonctions permettant : l'amélioration de l'efficacité de la simulation, le transport du rayonnement, la modélisation de la géométrie, le calcul du kerma de collision à l'aide de l'estimateur de longueur de piste, générateur de l'espace de phase, le recyclage des particules et les techniques de réduction de la variance pour la curiethérapie électronique [33]. Comme la plupart des autres codes utilisateurs d'EGSnrc, `egs_brachy` s'appuie sur un fichier d'entrée textuel ; de format « .egsinp » ; pour définir tous les aspects de la simulation. Ce fichier est composé de plusieurs blocs qui sont résumés dans le tableau 3.3.

Tableau 3.3 : Blocs composant le fichier .egsinp

Blocs	Rôle et description
Contrôle d'exécution	Spécification des paramètres génériques de la simulation telle que le nombre d'itération.
Mode d'exécution	Possède trois modes d'exécution : - Mode Normal : le mode d'exécution par défaut dans lequel une ou plusieurs sources sont modélisées, - Mode Superposition : Simulation plus d'une source avec une seule source est active à la fois pendant que les particules de cette source sont transportées à travers la géométrie toutes les autres sources sont virtuelles - Mode Correction de volume uniquement : aucun transport de rayonnement n'est effectué, peut être utilisé pour exécuter les routines de correction de volume d'<code>egs_brachy</code>, sortir les résultats, puis quitter. La sortie peut être utilisée comme un fichier de correction de volume pré-calculé.
Définitions de médias	Le code offre aux utilisateurs deux façons de définir les médias, soit avec ou sans fichiers de données PEGS4. Le mode Pegsless nécessite de saisir les valeurs seuils de l'énergie cinétique AE, UE, AP et UP pour le calcul des sections efficaces des photons et des électrons avec : - AE = énergie la plus faible pour la production d'électrons. - UE = énergie cinétique maximale pour les électrons. - AP = énergie cinétique la plus basse pour la production de photons. - UP = énergie cinétique maximale des photons
Définition de la géométrie	Une simulation avec <code>egs_brachy</code> nécessite la définition de trois géométries : - la géométrie de la source radioactive, - la géométrie du fantôme : représente la région d'intérêt où l'utilisateur veut enregistrer son résultat, - la géométrie final : qui englobe le tous.
Définition de la source	Définition de toutes les informations de la source radioactive telles que: la géométrie de la partie active, les coordonnées de son centre et son énergie si elle est mono énergétique ou son spectre d'énergie.

3.2.16 Logiciel de l'évaluation basé sur l'indice gamma :

Le logiciel VeriSoft version 6.0.1.7 de PTW (Freiburg, Allemagne) a été utilisé pour analyser les images des films scannés et pour l'évaluation des plans du traitement. Il est basé sur la méthode de l'indice gamma. Elle a été développée pour unifier les comparaisons de distribution de dose à l'aide des critères d'acceptation et pour présenter et identifier les régions qui ne satisfont pas aux critères d'acceptation présélectionnés. Le TPS nécessite régulièrement la comparaison des distributions de doses mesurées et calculées pour l'évaluation du son calcul. La mesure est considérée comme référence et la distribution de dose calculée est interrogée à des fins d'évaluation [34].

L'indice gamma s'agit d'une technique d'évaluation quantitative de la distribution de la dose qui utilise deux critères d'acceptation : la différence de dose et la distance à l'accord (distance to agreement, DTA). Les deux critères se complètent lorsqu'elles sont utilisées comme déterminants de la qualité du calcul de la distribution de dose. Dans les régions à faible gradient, elle compare avec une tolérance d'acceptation sur la différence entre les doses mesurées et calculées. Dans les régions à gradient de dose élevé, une petite erreur spatiale ; soit dans le calcul ou dans la mesure ; peut entraîner une grande différence de dose entre la mesure et le calcul. Le critère de différences de dose peut être relativement peu important, et le critère DTA sera utilisé pour déterminer l'acceptabilité du calcul de la dose. La DTA est la distance entre un point de données mesuré et le point le plus proche de la distribution de dose calculée qui présente la même dose. Donc, chaque point mesuré est évalué pour déterminer si la différence de dose et le DTA dépassent les tolérances sélectionnées, par exemple 3 % et 3 mm, respectivement.

La figure 3.17 montre une représentation schématique de l'outil d'analyse gamma pour comparer deux distributions de doses : l'une est définie comme l'information de référence ($D_r(r)$) et l'autre est à évaluer ($D_c(r)$). Les critères d'acceptation sont désignés par (ΔD_M) pour la différence de dose et (Δd_M) pour la DTA. Pour un point de référence à la position (r_r), recevant la dose (D_r), la distribution comparée corresponde à la dose de référence dans (r_r), si elle contient au moins un point (r_c, D_c) à l'intérieur de l'ellipsoïde d'acceptation définit par l'équation suivante :

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (3.1)$$

Avec : (Δr) est la distance entre le point de référence et le point de comparaison, et (ΔD) est la différence de dose à la position r_c par rapport à la dose de référence (D_r) en (r_r). Ils sont donnés par les équations (3.1a) et (3.1b) respectivement :

$$\Delta r = |r_r - r_c| \quad (3.1a)$$

$$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \quad (3.1b)$$

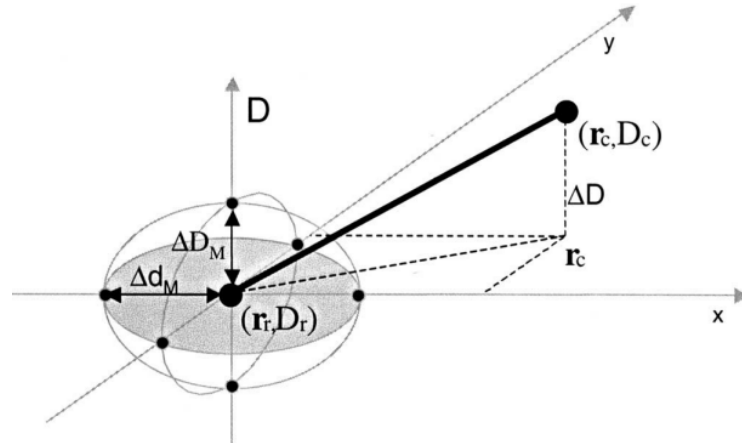


Figure 3.17: Représentation schématique du concept théorique de la méthode d'évaluation gamma [35].

Une mesure quantitative de la précision de la correspondance est déterminée par le point présentant l'écart le plus faible par rapport au point de référence, c'est-à-dire le point pour lequel ($\Gamma_r(r_c, D_c)$) est minimal. Cette valeur minimale est appelée l'indice de qualité gamma ($\gamma(r_r)$) du point de référence. Le critère de réussite est lorsque $\gamma(r_r)$ est inférieur ou égal à 1.

$$\gamma(r_r) = \Gamma_r(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (3.1c)$$

3.3 Méthodologie :

3.3.1 Mise en marche :

La mise en marche du système de curiethérapie HDR en clinique passe par tester si le système installé est conforme aux spécifications de constructeur, et ensuite réaliser le commissioning du système. Ce dernier comprend deux parties : celui des différents applicateurs et cathéters qui vont être utilisés en clinique, et celui de TPS qui s'agit de la validation du modèle de la source radioactive introduite dans le TPS.

a. Les procédures de tests d'acceptation :

Une procédure des essais exhaustifs a été effectuée sur le nouveau système de curiethérapie HDR installé, pour déterminer si les spécifications techniques sont respectées. Les tests concernent deux domaines : la sécurité du système et les spécifications du l'unité de traitement.

- Sécurité du système :

Pour réaliser ces tests nous avons utilisé la règle SPCR. Elle est placée juste sous une caméra de haute résolution dans la salle du traitement. La règle présente une marque à la position 200 mm pour chaque canal afin d'indiquer la position de la capsule lorsque elle est programmée à une position de 200 mm. La position de la source correspond au centre de son corps actif, qui se trouve à 2 mm derrière l'extrémité de la capsule. Un tube de transfert est raccordé à un canal du projecteur et l'autre connecteur à la SPCR. Un plan QA est programmé afin d'effectuer les tests sur le système de sécurité. Le Tableau 3.4 résume les tests effectués et décrit la méthode.

Tableau 3.4 : Les tests du système de sécurité.

Tests	Description
Le verrouillage de tube de transfert	Mettre la clé en position de traitement et tirer sur les connecteurs des tubes de transfert pour assurer que ces derniers sont verrouillés.
Le verrouillage de la porte	Assurer que l'irradiation ne peut pas être lancée ou poursuite avec la porte ouverte.
Buttons d'arrêt d'urgence	Assurer que l'irradiation s'interrompt en activant chaque bouton d'urgence
Batterie	Désactivation de batterie entraine rétraction de la source après une durée déterminée.
Rétraction de la source	La source ne se bloque pas
Indicateurs de rayonnement	Assurer que lorsque l'irradiation commence, les témoins lumineux, le détecteur dans la salle, le panneau et la console indiquent la présence de l'irradiation.
Contrôle des rayonnements.	Mesurer les taux d'exposition et assurer qu'ils sont dans les tolérances.

- Spécifications de l'unité du traitement :

- L'intensité de la source radioactive :

A l'aide du certificat d'identification et de calibration de Flexisource ; chargée dans Flexitron ; on a vérifié que les données de la source introduites lors de l'installation dans la console de commande, et ainsi dans le TPS sont correctes et correspond à celle mentionnées dans le certificat. Les données comprennent le numéro de série, type d'isotope, demi-vie, date de calibration, l'intensité de karma de référence dans l'air (RAKR) à la date de calibration...etc.

La détermination de l'intensité actuelle de Flexisource a été effectuée par la chaîne de mesure composée de la chambre HDR1000 Plus, un support de la source et l'électromètre Max 4000. Avant de commencer les mesures, il faut placer la chambre dans la salle de traitement pendant au moins 30 minutes, pour lui permettre de s'équilibrer à la température et à la pression ambiantes de la salle. Il faut aussi déterminer la position nominale qui caractérise une chambre puit. Elle s'agit d'une position située sur le long de son axe central où la collection de charge est maximale (l'endroit le plus sensible de la chambre puit). La mesure de l'intensité de la source doit être réalisée à cette position. En programmant des positions d'arrêts avec la même durée le long de l'axe central, la position nominale correspond à la position où nous aurons la collection de charge maximale. L'intensité de la source radioactive mesurée a été comparée à celle obtenue par la loi de la décroissance radioactive en utilisant les données du certificat de calibration. Une valeur moyenne de trois mesures a été corrigée et multipliée par le facteur d'étalonnage de la chambre qui vaut $4,911.10^5 \text{ Gy.m}^2.\text{h}^{-1}.\text{A}^{-1}$ pour déterminer l'intensité de Flexisource.

- La précision de positionnement de la source :

Ce test a été réalisé avec un tube de transfert, la SPCR et une caméra de surveillance. La procédure d'alignement programme le déplacement de la source à la position 200 mm dans la règle à l'aide du tube de transfert. A l'aide de la caméra, on vérifie le bon positionnement de centre de la source à la position programmée.

- La précision de la minuterie :

Il s'agit d'utiliser la chaîne de mesure (chambre puit + support + câble + électromètre) pour vérifier l'exactitude du temps d'arrêt de la source à une position donnée. Le dosimètre a

été réglé en mode charge et la plage de mesure est définie comme élevée. En premier lieu toute la durée programmée (t) de 60 secondes a été totalement irradiée afin de noter la charge accumulée (R1). En deuxième lieu, la charge (R2) a été notée en effectuant une interruption pendant l'irradiation avec reprise. La procédure a été répétée plusieurs fois pour prendre une moyenne. L'erreur de la minuterie est donnée par l'équation :

$$\text{erreur} = (R2 - R1) * t / (2R1 - R2) \quad (3.2)$$

➤ Fonctionnalité de TPS :

Les images CT du fantôme ont été acquises par le scanner SOMATOM et ensuite exportées vers Oncentra pour vérifier que l'importation des images fonctionne correctement (orientation du patient, qualité d'image, les axes, données démographiques du patient...etc). Des structures ont été créées sur les images CT, afin de tester la fonctionnalité de contourage. Un plan a été généré pour tester les fonctionnalités de reconstruction des cathéters, la planification, et ainsi de l'évaluation de plan. Le plan généré a été ensuite exporté vers la console du traitement, afin de tester que l'exportation des plans du traitement depuis le TPS vers le projecteur fonctionne correctement (données du plan chargé correspondent à celles de planification).

b. Commissioning:

La planification avec un TPS de curiethérapie n'est possible qu'après l'introduction des données d'une source radioactive, et des données des applicateurs à utiliser en clinique. L'installation de TPS Oncentra génère une bibliothèque des sources radioactives compatibles avec Flexitron (Flexisource ^{192}Ir et Flexisource ^{60}Co) et une autre bibliothèque de tous les différents types des applicateurs d'Elekta. Ces données des sources et des applicateurs représentent des modèles qui doivent être inspectés et évalués afin qu'on soit sûr qu'elles correspondent à la réalité. La mise en marche d'un système de curiethérapie HDR se divise en deux parties : commissioning des applicateurs et de TPS.

- Commissioning des applicateurs:

L'introduction clinique d'un nouvel applicateur nécessite une série de mesures visant à vérifier ses caractéristiques et de révéler d'éventuels défauts de fabrication. Et le plus important est de vérifier que la dose sera délivrée au bon endroit. Plusieurs rapports ont été publiés décrivant des mesures spécifiques pour la mise en service des applicateurs [23, 36]. Ces mesures visent à inspecter trois paramètres importants pour l'administration précise de la dose : inspection générale, l'épaisseur de l'applicateur et l'offset qui représente la distance entre l'extrémité de l'applicateur et la position d'arrêt la plus distale.

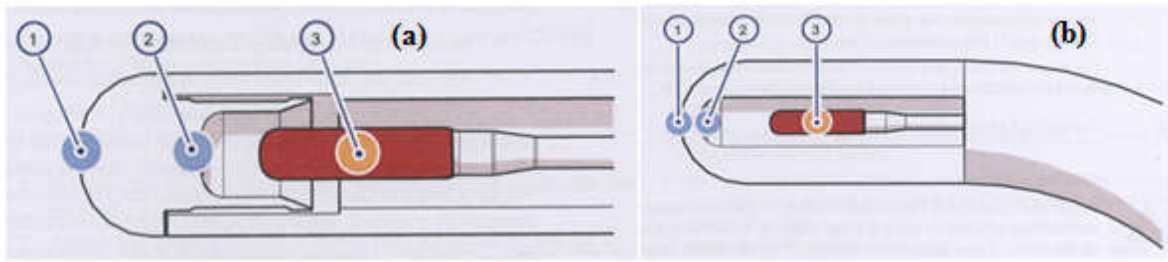
➤ Inspection générale :

Tous les éléments de l'applicateur ont été inspectés pour éviter des problèmes inattendus dans l'utilisation clinique. Ils ont été contrôlés visuellement afin de détecter d'éventuelles fissures. En outre, les dimensions externes, comme la longueur, la taille et l'angle des tubes intra-utérins et des ovoïdes correspondent aux valeurs nominales ; et ainsi nous avons vérifié pour les applicateurs hybrides l'accessibilité des trous d'aiguille.

➤ La distance entre l'extrémité et la position de repos la plus distale :

C'est un paramètre important qui est utilisé lors de la reconstruction, il détermine l'endroit où les sources seront projetées sur l'anatomie lors de la planification du traitement (voir Figure 3.18). Un décalage entre la valeur utilisée dans la planification du traitement et la valeur réelle, entraîne une erreur dans l'administration de la dose. La mesure de l'offset d'un applicateur peuvent être effectué avec soit avec les films radiochromique, avec les marqueurs radio-opaque et RX ou avec l'outil simulateur de la source.

L'utilisation des films radiochromiques consiste à fixer le tube de l'applicateur sur le film à l'aide d'un ruban adhésif comme il est montré par la figure 3.19. Il faut qu'ils soient placés parallèlement à la table. L'extrémité du tube est marquée sur le film avec une pointe. Le tube est ensuite connecté au projecteur et on programme un déplacement de la source à la position la plus distale de l'applicateur pour irradier le film pendant une minute (ce temps peut être modifié selon l'intensité de la source ou le type de film). Les mesures sont répétées avec un autre film pour augmenter la précision de la mesure et de vérifier la reproductibilité. Les films irradiés sont scannés en TIFF format à l'aide du scanner plat GT20000, avec une résolution de 150 dpi afin de mesurer l'offset. C'est la distance entre le point marqué sur le film et la première tâche d'irradiation. La valeur moyenne des deux mesures sera utilisée comme résultat final.



- 1 : extrémité extérieure
 2 : extrémité intérieure.
 3 : position d'arrêt la plus distale et marqueur RX

Figure 3.18 : Les positions dans l'applicateurs Geneva (a) dans le tube intra-utérine, (b) dans le tube ovoïde [22].



Figure 3.19 : Mise en place des tubes de l'applicateur Geneva pour les mesures avec le film (a) tube intra-utérine, (b) le tube ovoïde.

La mesure de l'offset avec des marqueurs radio-opaques consiste à insérer les marqueurs dans le cathéter et irradier l'ensemble avec une source de rayons X. Les positions indiquées sur les marqueurs ont été inspectées à l'aide de la règle SPCR (voir figure 3.20). Elles peuvent être aussi inspectées à l'aide du papier millimétrique. Le système d'imagerie XVI de l'accélérateur Synergy a été utilisé pour l'irradiation de l'ensemble (voir Figure 3.21).

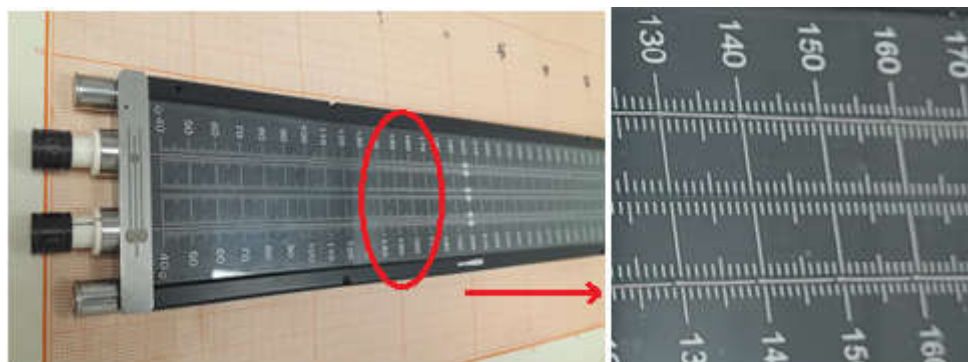


Figure 3.20 : Vérification des positions des marqueurs radio-opaques avec la SPCR.



Figure 3.21 : Irradiation de l'ensemble applicateur-marqueur avec le système XVI.

Le simulateur de position de la source a été utilisé pour mesurer l'offset des applicateurs. Avant son utilisation, sa précision a été vérifiée à l'aide de la règle SPCR, où une position est programmée avec le curseur du simulateur et la position est lue sur l'échelle de SPCR. Un ajustement du curseur est possible s'il y aura un décalage entre les deux lectures. L'applicateur est connecté avec le simulateur via un câble de transfert (voir Figure 3.22), le bouton de commande est déplacé soigneusement à l'intérieur de l'applicateur jusqu'à atteindre son extrémité interne. La position la plus distale de la source à l'intérieur de l'applicateur est indiquée par l'indicateur de position sur l'échelle.



Figure 3.22 : Mesure de la position la plus distale de l'applicateur avec le simulateur de position.

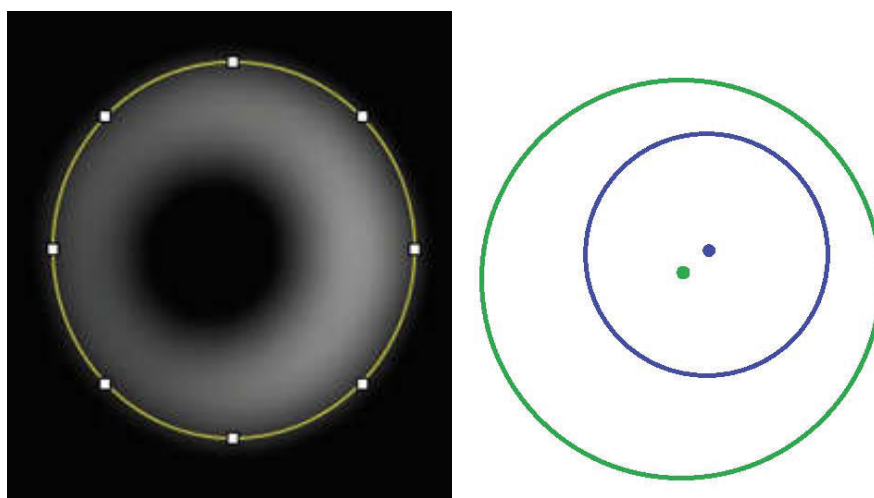
Le résultat des mesures de l'offset doit se situer à plus ou moins 1 mm des valeurs indiquées par le fabricant. Le tableau 3.5 résume les offsets des différents tubes utilisés en clinique données par le fabricant.

Tableau 3.5 : Offset des applicateurs donnée par le fabricant.

Type du tube	Offset (mm)
Geneva Tube intra-utérine 40, 50, 60 mm	8,3
Tube ovoïde 13mm	6,0
Applicateur vaginal CT/MR 0, 40, 60, 80	6,0
Flexible 6F CT/MR	6,0

➤ L'épaisseur de la paroi :

La variation de fabrication des applicateurs peut engendrer la variation de l'épaisseur de la paroi de l'extrémité du tube. La mesure de ce paramètre a été effectuée par l'acquisition des images CT des tubes intra-utérins. Les tubes sont alignés de manière qu'ils soient perpendiculaires au plan de balayage du scanner SOMATOM. Les images sont acquises en limitant le champ d'observation et la longueur de balayage à la taille du tube avec des coupes fines avec une épaisseur de coupe de 1 mm. Sur les images CT obtenues, deux cercles sont ajustés avec le diamètre extérieur et le diamètre de la lumière. L'épaisseur de la paroi est le décalage entre les centres des deux cercles est qui doit être supérieure à 0,47 mm sur tout le périmètre de l'extrémité de tube. Cette valeur correspond à l'épaisseur de paroi minimale exigée dans la fabrication selon le fabricant.

**Figure 3.22 :** Mesure de l'épaisseur de la paroi.

- Commissioning de TPS:

Contrairement au TPS de radiothérapie externe ; qui nécessite des mesures et l'entrée des caractéristiques du faisceau suivies d'une modélisation ; le TPS de curiethérapie nécessite peu de données et aucune modélisation. Les types de sources de rayonnement utilisés dans le TPS de curiethérapie HDR sont bien caractérisés et documentés dans la littérature scientifique

selon l'approche AAPM TG-43, ce qui simplifie largement les efforts requis pour la mise en service. Le calcul de dose repose essentiellement sur la précision des données relatives à la source radioactive. Le TPS Oncentra brachy fournit un ensemble de sources radioactives disponibles, y compris la source Flexisource ^{60}Co qui est chargée dans le projecteur de source. Les données de la source introduite dans le TPS sont prise de l'étude dosimétrique par simulation Monte Carlo de J. Vijande et al [10] (voir appendice 1). Ces données précisent le type de source de rayonnement utilisé, l'activité et le taux de désintégration, les dimensions physiques ainsi que les données utilisées dans l'algorithme de calcul de dose TG-43 telles que la constante λ , le facteur géométrique, la fonction d'anisotropie et la fonction de dose radiale.

Après la vérification des données de configuration de la source lors des ATP, un des défis lors de la mise en œuvre du TPS de curiethérapie dans un environnement clinique est la vérification approfondie de la précision du calcul dosimétrique. La distribution de dose générée par le TPS est généralement comparée aux calculs effectués à l'aide d'un calcul indépendant ou à l'aide des mesures expérimentale. Nous avons procédé les deux méthodes pour évaluer la précision du calcul de dose du modèle de Flexisource ^{60}Co introduit dans Oncentra.

➤ Validation avec la mesure expérimentale :

Les films Gafchromiques EBT3 ont été utilisés pour évaluer expérimentalement le commissioning d'Oncentra Brachy et valider le modèle de Flexisource ^{60}Co . L'utilisation des films nécessite une calibration afin d'établir une courbe, qui présente la variation de la densité optique du film irradié en fonction de la dose reçue. Un film EBT3 a été coupés en quatre petits films de taille $4 \times 5 \text{ cm}^2$. Chaque film a été centré dans un fantôme composé de plaques PMMA à 1 cm de profondeur pour des raisons de build-up et rétrodiffusion (voir Figure 3.23). Les petits films ont été irradiés ; avec des différentes unités moniteurs (UM) ; à l'aide de l'accélérateur linéaire Synergy, en utilisant un faisceau d'énergie 6 MV, taille $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et à une distance source-surface égal à 1 mètre. La dose absolue correspondante aux différentes UM a été mesurée avec la chambre d'ionisation Farmer et l'électromètre UNIDOS, et corrigée en température et en pression.

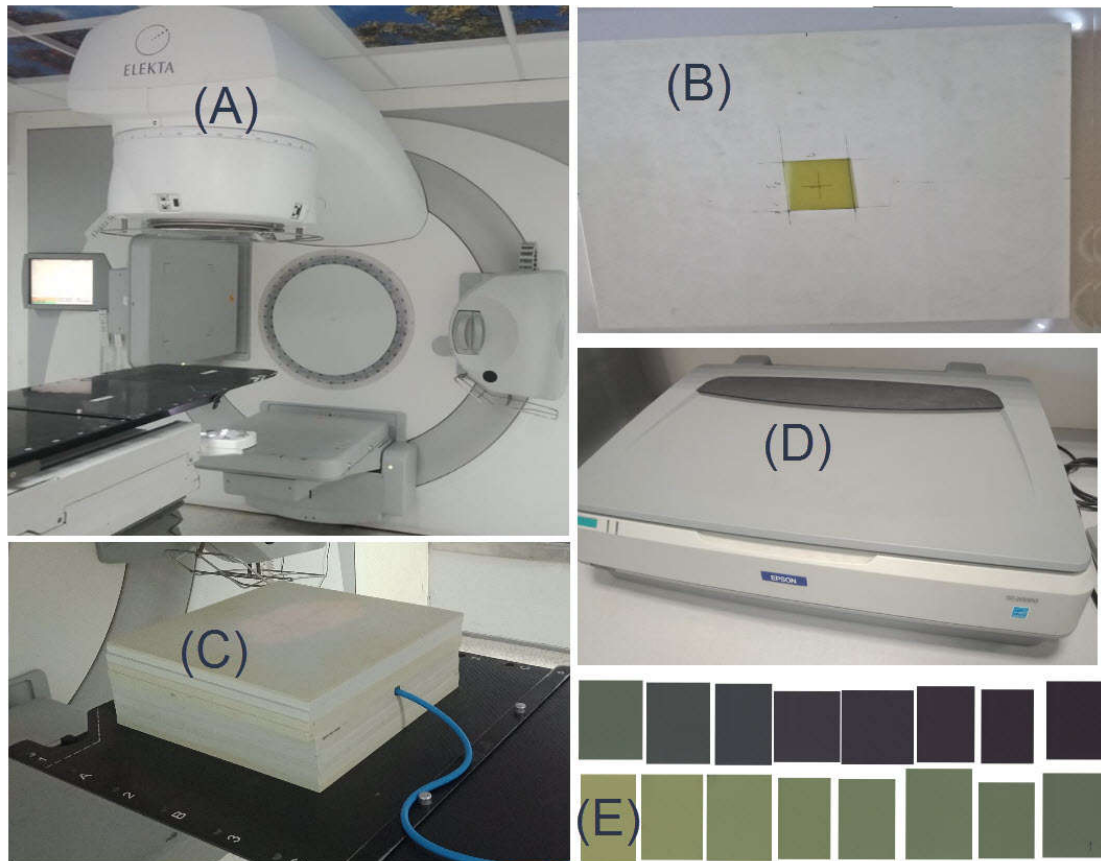


Figure 3.23 : (A) Accélérateur linéaire Synergy d’Elekta (B) Film EBT3 situé au centre du fantôme (C) Calcul de la dose absolue avec la chambre d’ionisation (D) Scanner à plat Epson GT200000 (E) Films EBT3 irradiés.

La digitalisation des films irradiés a été effectuée ; selon les recommandations [37] ; après 24 heures de l’irradiation avec le scanner plat dédié GT20000. Les conditions de digitalisation des films sont résumées dans le tableau 3.6.

Tableau 3.6 : Conditions de digitalisation des films EBT3

Mode	Professionnel
Film	Transparent
Couleur	48 bits
Résolution	72 dpi
Orientation	Portrait
Emplacement	Centré
Format d’image	TIFF
Durée d’attente	24 heures

Le logiciel VeriSoft a été utilisé pour analyser les images des films scannés et déterminer les densités optiques correspondantes à la dose d’irradiation selon l’équation 3.3.

$$OD = \ln (PV / 2^{16} - 1) \quad (3.3)$$

Avec : OD : densité optique, et PV : valeur de pixel.

L'évaluation expérimentale de la précision de calcul de TPS consiste à comparer la distribution de dose calculée par Oncentra, et la distribution de dose mesurée par EBT3. La comparaison est basée sur la méthode de l'indice gamma, où la distribution de dose mesurée considérée comme référence. Une planification a été générée sur les images CT du fantôme pour extraire la distribution de dose planaire (2D) calculée. Le plan consiste à programmer une seule position d'arrêt de la source pour une durée déterminée (t_1) au centre du fantôme. La distribution de dose planaire a été extraite à une distance de 1,5 cm de la source. Le plan a été ensuite exporté vers le projecteur afin qu'il soit délivré. Un film EBT3 a été centré correctement à 1,5 cm au-dessous de l'applicateur Freiburg (voir Figure 3.24). La durée (t_1) doit être actualisée et corrigée pour que les conditions de planification soient exactement la même que celles de la délivrance. Après la délivrance du plan et l'irradiation du film EBT3, il a été laissé 24 heures pour stabiliser sa réponse et ensuite digitalisé et analysé selon les conditions de calibration décrite dans le tableau 3.6. L'évaluation est réalisée avec le logiciel VeriSoft pour les critères de différence de dose de 2% et de DTA de 2mm. Le modèle de la source sera validé si le taux de passage dépasse 95% des points évalués.

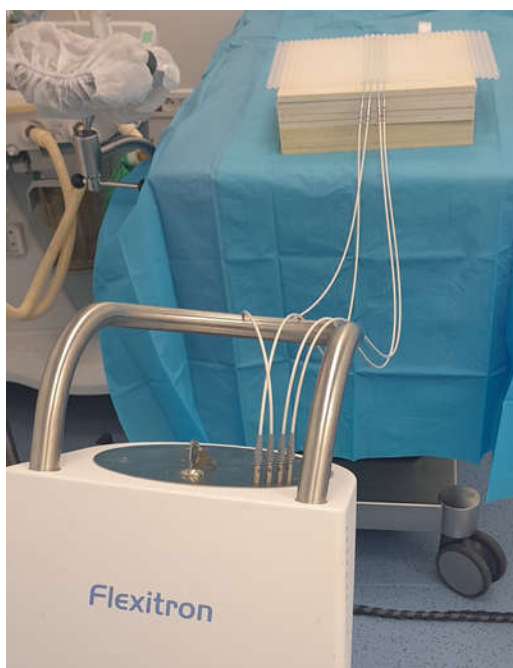


Figure 3.24 : Mesure de la distribution de dose planaire.

➤ Validation avec un algorithme de calcul indépendant :

Le code de simulation MC egs_brachy a été utilisé pour évaluer par calcul indépendant le commissioning d'Oncentra Brachy et valider le modèle de Flexisource ^{60}Co . L'efficacité de code a été inspectée suite aux recommandations de l'utilisation des codes de simulation MC.

Il s'agit d'une procédure de validation de routine qui consiste à calculer les paramètres dosimétriques selon le formalisme TG43 d'une source radioactive de référence. Comme le césium 137 est un isotope de référence utilisé pour calibration en curiethérapie, nous avons choisi la source de césium 137 CSM11 développée par BEBIG Eckert & Ziegler pour valider l'efficacité de code `egs_brachy` (voir Figure 3.25). Les paramètres de : la constante de débit de dose λ , la fonction de dose radiale et la fonction d'anisotropie (différent rayons) ont été calculés ; par le code de simulation MC `egs_brachy` ; et ensuite comparés avec les données de la source CSM11 de la littérature. La source CSM11 a été simulée au milieu d'un fantôme d'eau cubique de 80 cm de dimensions avec une densité égal à $0,988 \text{ g/cm}^3$ (selon TG43). Elle est constituée d'un corps actif cylindrique en pollucite de densité de $2,9 \text{ g/cm}^3$, ayant un diamètre de 0,85 mm et une longueur de 3,2 mm. La partie active est encapsulée dans une enveloppe en acier inoxydable (AISI 316L) d'épaisseur de 0,415 mm et de densité de $7,8 \text{ g/cm}^3$ [38].

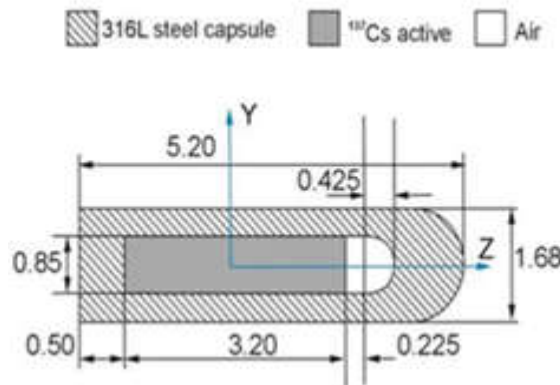


Figure 3.25: Géométrie de la source de césium 137 CSM11 de Bebig E&Z [38].

La constante de débit de dose Λ est calculée en divisant la dose à l'eau par historique dans un voxel de $0,1 \text{ mm}^3$ centré sur la position de référence dans un fantôme d'eau de $80 \text{ cm} \times 80 \text{ cm} \times 80 \text{ cm}$, par le facteur de force air-kerma par historique (S_{Khist}). Les résolutions de voxels utilisées pour calculer les fonctions radiales et d'anisotropie sont : $0,1 \text{ mm}$ pour $r \leq 1 \text{ cm}$, $0,5 \text{ mm}$ pour $1 \text{ cm} < r \leq 5 \text{ cm}$, 1 mm pour $5 \text{ cm} < r \leq 10 \text{ cm}$, et 2 mm pour $r > 10 \text{ cm}$. Les paramètres sont déterminées en simulant toutes les interactions : Diffusion Compton, diffusion Rayleigh, l'absorption photoélectrique et le phénomène photoélectrique en fixant l'énergie de Cutoff des photons à 1 KeV . Le spectre de ^{137}Cs est obtenu de la base de données du centre national de données nucléaires (NNDC), comporte 8 raies dont les énergies : $31,8 \text{ KeV}$, $32,2 \text{ KeV}$ et 662 KeV sont dominantes avec des intensités de : 2% , $3,8\%$ et $85,1\%$ respectivement.

L'évaluation par calcul indépendant de la précision de TPS Oncentra et le modèle de Flexisource consiste à comparer la distribution de dose calculée par Oncentra, et celle calculée par simulation MC avec le code egs_brachy. La géométrie de la source Flexisource (Figure 3.2) a été simulée dans les mêmes conditions de planification décrite dans la section précédente. Où la source a été centrée dans un fantôme d'eau de taille 80 x 80 x 80 cm³ avec une densité ($\rho = 0.988 \text{ g/cm}^3$), et une résolution de 5 mm. La Figure 3.26 montre le spectre d'énergie utilisé pour la simulation, qui est composé de deux raies d'énergie d'intensité égale de 1,176 MeV et 1,335 MeV.

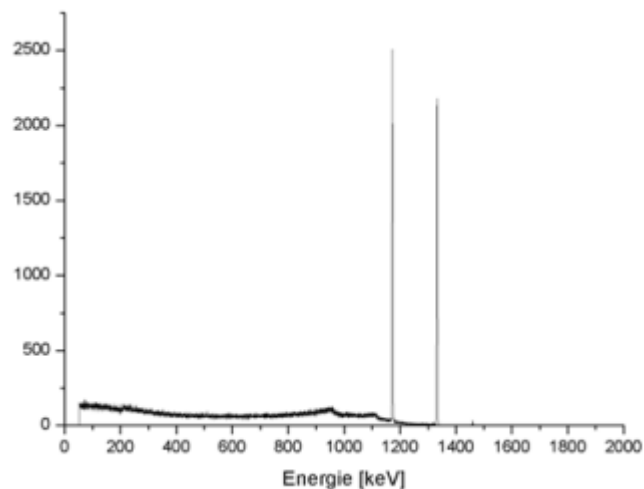


Figure 3.26: Spectre d'énergie d'isotope cobalt-60 [33].

Tableau 3.7 : Exemple d'un fichier .egsinp

```

:start run control:
  ncase = 1e8
  run mode = normal
:stop run control:
:start media definition:
  AE = 0.512
  UE = 2.011
  AP = 0.001
  UP = 1.500
  material data file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/media/material.dat
:stop media definition:
#_____GEOMETRY_____
:start geometry definition:
  :start geometry:
    library = egs_glib
    name = box
    include file = C:/Users/box_80_water.geom
  :stop geometry:
  :start geometry:
    library = egs_glib

```

```

    name = phantom
    include file = C:/Users/fantom.geom
:stop geometry:
:start geometry:
    library = egs_glib
    name = seed
    include file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/geometry/sources/Flexisource.geom
:stop geometry:
:start geometry:
    name = box_with_seed
    library = egs_autoenvelope
    base geometry = box
    :start inscribed geometry:
        inscribed geometry name = seed
    :stop inscribed geometry:
:stop geometry:
:start geometry:
    name = final
    library = egs_genvelope
    base geometry = box_with_seed
    inscribed geometries = phantom
:stop geometry:
source geometries = seed
phantom geometries = phantom
simulation geometry = final
:stop geometry definition:
# _____ Source _____
:start source definition:
    :start source:
        library = egs_isotropic_source
        name = Flexisource
        charge = 0
        include file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/geometry/sources/Flexisource.shape
    :start spectrum:
        type = tabulated spectrum
        spectrum file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/spectra/bareco60_line.spectrum
    :stop spectrum:
:stop source:
:start transformations :
    include file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/transformations/single_seed_at_origin
:stop transformations:
simulation source = Flexisource
:stop source definition:
# _____ scoring _____
:start scoring options:
    muen file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/muen/brachy_xcom_1.5MeV.muendat
    muen for media = WATER_0.998
:stop scoring options:
include file = C:/EGSnrc/home/egs_brachy/lib/transport/low_energy_default

```

Le résultat de la simulation est un fichier de format “.3ddose”, dont sa structure est illustrée dans le tableau 3.8. Il contient six blocs de données. Le premier bloc indique le nombre de voxels dans les directions x, y, z (par exemple, nx ; ny ; nz). Le deuxième, troisième et quatrième bloc indique les limites du voxel en cm dans les directions x, y, z respectivement. Le cinquième bloc représente les valeurs de dose en Gy par itération. Le sixième est les valeurs d’erreur relative des valeurs de dose.

Tableau 3.8 : Modèle de fichier de sortie .3ddose [39].

Numéro de bloc	Numéro de colonne		
	1	2	3
1	2	2	2
2	-1.000	0.000	1.000
3	-1.000	0.000	1.000
4	1.000	0.000	1.000
5	2.000	4.000	2.000
	4.000	8.000	4.000
	2.000	2.000	
6	0.100	0.100	0.100
	0.100	0.100	0.100
	0.100	0.100	

Un fichier Matlab [40] a été utilisé pour lire le fichier de sortie et extraire la matrice de distribution de dose planaire à la profondeur 1,5 cm de la source. En suite la matrice a été multipliée par un facteur de nombre d’itération pour convertir le résultat en unité de dose (Gy). Le facteur est obtenu par l’équation 3.4, en multipliant l’activité de la source au moment de planification avec la durée d’irradiation :

$$\text{facteur} = \text{activité(Bq)} * \text{durée (s)} \quad (3.4)$$

Le logiciel VeriSoft a été utilisé pour analyser et comparer les distributions de dose. La comparaison est basée sur la méthode de l’indice gamma pour les critères de différence de dose de 2% et de DTA de 2mm, où la distribution de dose calculée par egs_brachy est considérée comme référence. La modélisation de Flexisource est considérée validée si 95% des points évalués passent les critères de différence de dose et DTA.

3.3.2 Assurance de qualité spécifique au patient :

Comme toutes les modalités complexes de la radiothérapie, les traitements en curiethérapie HDR nécessitent une assurance de qualité prétraitement spécifique au patient

(SPQA). Les mesures servent plusieurs objectifs importants, notamment la validation des calculs dosimétriques, la confirmation de l'exactitude du transfert des données et la garantie de l'efficacité de la machine. Le principe de SPQA est basé sur la projection de plans de traitement de patient sur les images d'un fantôme afin de permettre d'évaluer la distribution de dose calculée par le TPS avec celle mesurée avec un détecteur adéquat placé dans le fantôme (voir Figure 3.27). Les détecteurs linéaires bidimensionnels sont l'outil d'assurance qualité le plus couramment utilisé pour SPQA dans le cadre de la radiothérapie externe. On peut citer les films radiochromique, les diodes, les matrices 2D des chambres d'ionisation et l'imageur portale....etc.

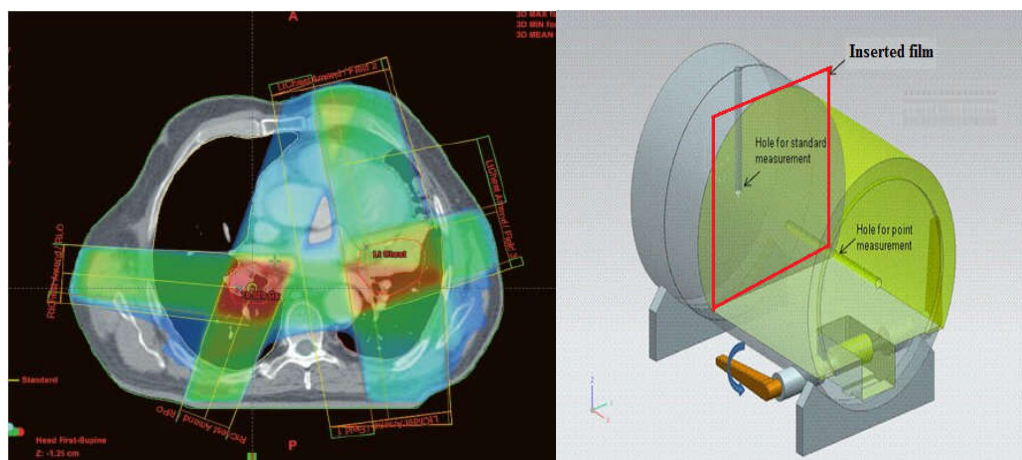


Figure 3.27 : Exemple d'assurance de qualité spécifique au patient.

En curiethérapie, l'applicateur utilisé varie d'un patient à un autre en fonction de la localisation du cancer. Et notamment les dimensions de l'applicateur varient avec la variation de l'anatomie du patient. Cela ne rend pas évident d'effectuer des SPQA de tous les patients avec un seul fantôme. D'où, peu de centre offrent des contrôles prétraitement dû au manque d'outil dédié à la curiethérapie [41].

a. Etablissement d'une méthode de SPQA et étude de faisabilité :

Dans notre étude, nous avons exploré la faisabilité d'utiliser des films Gafchromiques EBT3, comme outil de SPQA pour la curiethérapie HDR. Notre méthode a été inspirée des premiers SPQA effectuée en radiothérapie par intensité de modulation (IMRT) step and shoot. Où le plan du traitement ; qui comprend plusieurs champs avec différentes angulations ; est modifié pour générer un plan QA. La modification consiste à ramener l'angulation de bras de tous les faisceaux à l'angulation nominale (bras = 0°) [42]. Le plan QA est ensuite projeté sur les images d'un fantôme pour extraire la distribution de dose planaire (transversale, sagittale ou frontale) calculée par le TPS. Le plan QA est ensuite exporté vers la machine de traitement

pour irradié un film placé dans le fantôme afin d'extraire la distribution de dose planaire mesurée. Cette dernière est considérée comme référence pour évaluer la distribution de dose calculée par le TPS.

Notre méthode consiste à utiliser le fantôme décrit dans la section 3.2.10 (voir figure 3.14) composé de plaques et l'applicateur Freiburg. Un plan de traitement en curiethérapie HDR comprend un ou plusieurs tubes d'implant. Chaque tube d'implant (i) possède différentes positions d'arrêt (P_{ij}) et un temps d'arrêt correspondant à chaque position (t_{ij}). L'ensemble des (P_{ij}, t_{ij}) a été récupéré et ensuite appliqué aux implants flexibles 6F, qui sont insérés dans l'applicateur Freiburg. Pareil pour les faisceaux de la technique IMRT step and shoot, les tubes ont été translatés et tournés vers un seul plan horizontal en gardant leurs positions et temps de séjour respectifs. Cela va permettre de générer créer un plan QA sur les images CT du fantôme afin d'extraire une distribution de dose planaire calculée à une profondeur donnée du plan horizontal des tubes. La profondeur est déterminée de telle sorte que la distribution de dose extraite soit dans la gamme de la mesure des films EBT3 (< 10 Gy). La Figure 3.28 montre un exemple de création d'un plan QA pour un plan de traitement de cancer de sein par la curiethérapie HDR.

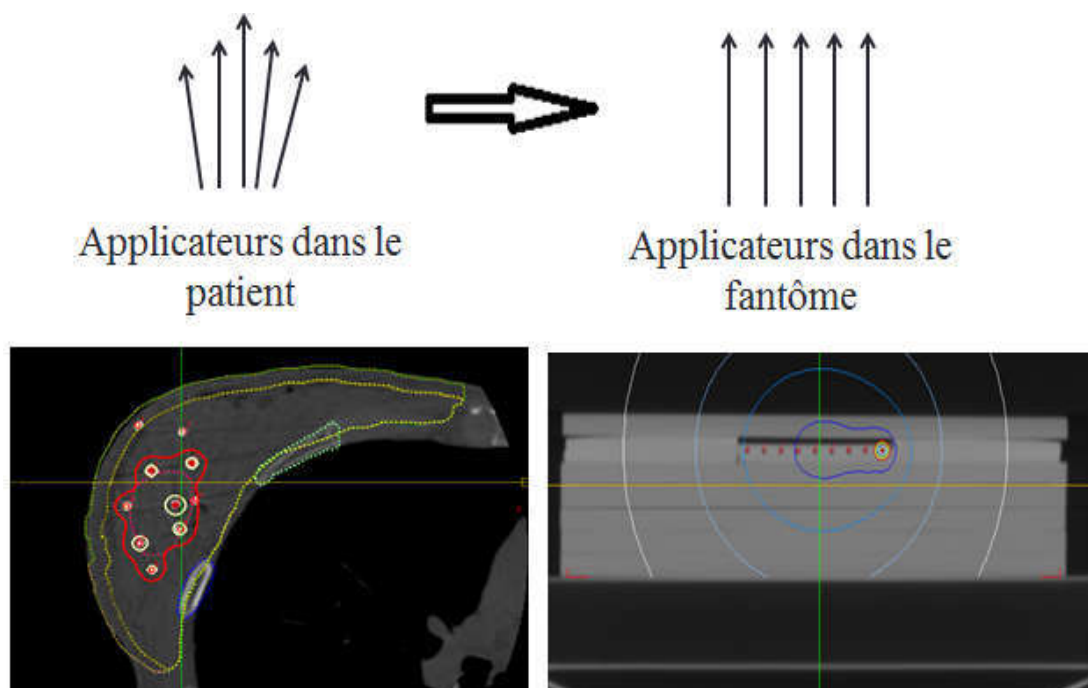


Figure 3.28 : Exemple de génération d'un plan QA pour un plan de traitement d'un cancer de sein par curiethérapie.

La faisabilité de notre méthode a été étudiée au sein de centre hospitalier de Grenoble. Quatre plans de traitement des cancers les plus répandus ont été sélectionnés pour être évalués. Il s'agit de cancer du vagin, du col de l'utérus, de la peau et du sein. Un plan QA a été généré

à partir de chaque plan du traitement pour extraire la distribution de dose à évaluer. Le plan QA a été exporté vers le projecteur pour irradier un film EBT3 bien centré dans le fantôme à la profondeur où la distribution de dose a été extraite. Le film irradié a été digitalisé selon les conditions de calibration. L'analyse des films EBT3 irradiés et l'évaluation des plans du traitement ont été effectuées avec le logiciel VeriSoft. La comparaison est basée sur la méthode de l'indice gamma pour les critères de différence de dose de 3% et DTA de 3mm. Un plan considéré validé pour être administré au patient si le taux de passage est supérieur à 95% des points évalués.

b. Application de la méthode sur les cancers gynécologiques :

Dans notre service, les patients traités par curiethérapie HDR ont un cancer gynécologique. On peut les classer ; selon l'applicateur utilisé ; en trois catégories : (1) vaginal traité avec l'applicateur vaginal CT/MR, (2) col utérin traité avec l'applicateur Geneva, et (3) col utérin hybride traité avec l'applicateur Geneva avec l'insertion des aiguilles interstitielles. Le tableau 3.9 résume les patientes traitées par curiethérapie et les applicateurs utilisés. Cette partie est consacré à appliquer notre méthode de SPQA pour évaluer les plan de traitement dans notre service. Les données des plans ont été récupérées et projetées sur les images CT du fantôme afin de générer des plans QA. Il s'agit de nombre de cathéters et les positions et les temps d'arrêt de chaque cathéter. Le plan du traitement consiste en : un seul cathéter pour la première classe, trois pour la deuxième et plus de trois pour l'implantation hybride. Le tableau 3.10 résume un plan du traitement d'un cancer de vagin.

Tableau 3.9 : Patientes traitée par curiethérapie HDR.

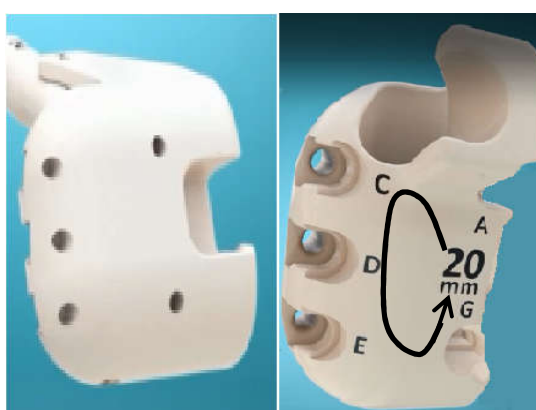
Type	Nombre de patients	Applicateur	Nombre de cathéters
Vaginal	7	Vaginal CT/MR	1
Col utérin	9	Geneva	3
Hybride	4	Geneva + aiguilles	Plus de 3

Tableau 3.10 : Résumé d'un plan de traitement du cancer du vagin.

Position	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Temps d'arrêt (s)
300	-0,46	0,39	18,91	88,0
298	-0,45	0,19	18,91	77,0
296	-0,45	-0,01	18,91	70,9
294	-0,44	-0,21	18,91	69,7
292	-0,44	-0,41	18,91	69,5
290	-0,43	-0,61	18,91	68,7
288	-0,43	-0,81	18,91	67,0
286	-0,42	-1,01	18,91	64,5
284	-0,42	-1,21	18,91	59,8
282	-0,42	-1,41	18,91	47,2
281	-0,41	-1,51	18,91	31,7
279	-0,41	-1,71	18,91	12,9
277	-0,40	-1,91	18,91	11,8
275	-0,40	-2,11	18,91	4,2
273	-0,39	-2,31	18,91	3,1
271	-0,39	-2,51	18,91	2,1

La correspondance des cathéters de plan du traitement avec les cathéters du fantôme dans le plan QA a été effectuée de la manière suivante : le cathéter intra utérine occupe le milieu, cathéter ovoïde gauche vient à gauche, cathéter ovoïde droit vient à droite, les cathéters interstitielles qui sont insérés dans l'ovoïde gauche occupent le côté gauche en commençant par le plus haut. Et pareil pour ceux qui sont insérés dans l'ovoïde droite (Voir Figure 3.29). A titre d'exemple, si tous les trous sont utilisés, on aura dans le fantôme l'insertion suivante :

Côté droit						(milieu)	Côté gauche					
G	E	D	C	A	O1	IU	O2	A	C	D	E	G

**Figure 3.29** : Correspondance des trous de l'ovoïde droite avec les cathéters du fantôme.

Pour éviter que la distribution de dose dans le plan QA soit à l'extrémité du film EBT3, nous avons ajusté le milieu des positions d'arrêts de cathéter intra-utérin (s'il y a 10 donc la 5eme position) au centre du fantôme. La position la plus distale de chaque cathéters (ovoïdes

et aiguilles) a été ajusté pour qu'elle soit située à la même coordonnée Y de celle de cathéter intra-utérin. Oncentra offre à l'utilisateur de spécifier la grille de dose en 3D par la taille et la position d'un cube. Elle consiste à sélectionner l'origine du cube, ses dimensions et la résolution des voxels afin d'avoir une matrice de distribution de dose. Pour l'extraction de la distribution de dose planaire à évaluer à une profondeur donnée, l'origine du cube a été pris au centre de la plaque où le film sera centré, la résolution des voxels a été fixée à 2 mm, et la taille du cube est déterminée de telle sorte à prendre tous les points ayant une dose supérieure à 0,2 Gy. La figure 3.30 illustre un exemple d'extraction de la distribution de dose planaire pour un plan QA. La distribution de dose du plan QA calculée par Oncentra est évaluée avec la distribution de dose mesurée par le film EBT3 considérée comme référence. Cette dernière est obtenue en exportant le plan QA vers le projecteur pour irradier le film EBT3 centré dans le fantôme. Afin d'identifier l'origine du film, un marqueur ou une pointe peuvent être utilisé pour marquer le centre de la plaque sur le film.

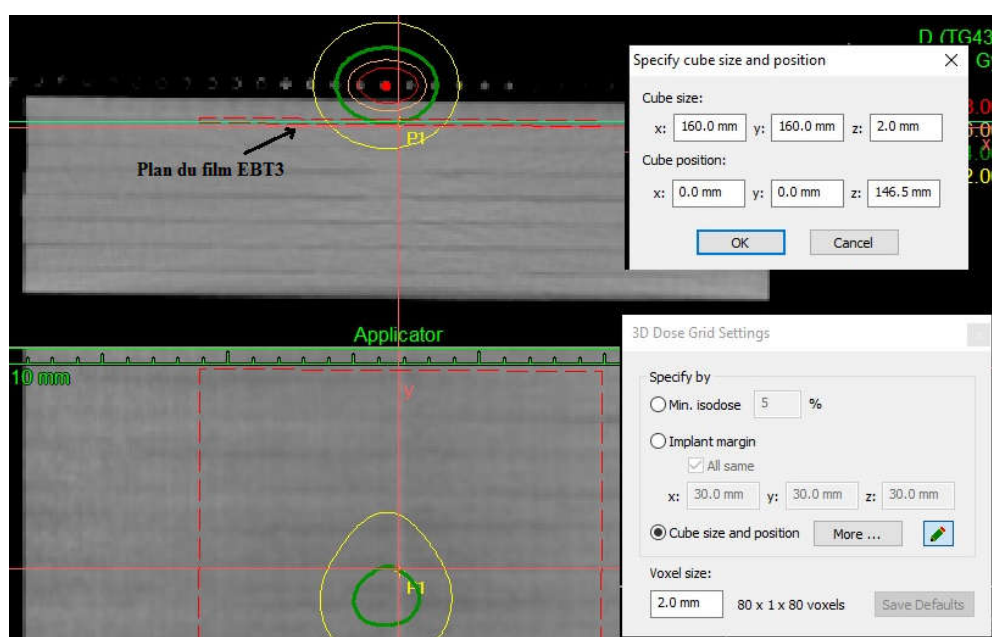


Figure 3.30 : Extraction de la distribution de dose planaire à évaluer.

Le logiciel VeriSoft a été utilisé pour l'évaluation de plan QA par la méthode de l'indice gamma en fixant les critères de dose différence et DTA à 3%, 3 mm respectivement. Le plan est considéré validé pour l'administration au patient pour un taux de passage supérieur à 95 %.

3.3.3 Enquête sur l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie :

Le TPS Oncentra possède un algorithme du calcul de dose basé sur le formalisme TG43. Ce dernier considère dans son calcul que tout le milieu est homogène et ne tient pas en compte de l'hétérogénéité des tissus. Dans cette partie, l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur le calcul de dose a été inspectée, pour la planification des cancers qui présente une grande hétérogénéité. Le cancer du sein a été choisi pour réaliser notre enquête et évaluer le calcul dosimétrique. Au voisinage de volume cible, une différence de tissus est remarquable avec une densité de 1,00, 1,9, 1,1 et 0,3 g/cm³ pour la tumeur, l'os, le cœur et le poumon respectivement.

Le code `egs_brachy` a été utilisé pour vérifier l'influence de l'hétérogénéité sur la planification du cancer du sein. Deux planifications ont été simulées : la première en prenant les densités réelles des différents tissus, et la deuxième en forçant leurs densité à la densité de l'eau 0,988 g/cm³ afin d'avoir un milieu homogène. Nous avons utilisé un plan de traitement d'un cancer du sein traité par curiethérapie HDR interstitielle. Les données du plan ont été récupérées. Il s'agit des positions d'arrêts, leurs coordonnées et ainsi leurs temps d'arrêt correspondants.

Le format DICOM des images CT du patient ne sont pas lisible pour `egs_brachy`. L'option « CT phantom » d'EGSnrc permet de calculer les distributions de doses dans des fantômes dérivés d'ensembles de données CT. La création de fantômes CT à partir des images CT a été réalisée à l'aide du code autonome `CtCreate`, où les informations relatives sont écrites dans un fichier *.egsphat. Le code `CtCreate` a besoin de six paramètres d'entrée pour créer un fichier fantôme *.egsphat :

- format des images CT,
- nom de fichier,
- les limites des trois axes des images CT,
- dimensions des voxels de fantôme à créer,
- nombre des milieux et le nombre CT inférieur, et les noms des milieux.

Le tableau 3.11 présente un exemple des paramètres d'entrées pour la création d'un fantôme en format *.egsphat à partir des images CT en format DICOM. Dans l'exemple : le format des images CT est DICOM. Le nom de fichier précis le chemin de fichier qui contient les chemins de l'ensemble des coupes CT du patient, la troisième entrée représente les bords de la région d'intérêt dans les images CT (`xctsubmin`, `xctsubmax`, `yctsubmin`, `yctsubmax`, `zctsubmin`, `zctsubmax`). La quatrième entrée présente la taille des voxels du fantôme (2,5 x 2,5 x 1,0 mm³). La cinquième entrée précise le nombre de matériaux et de rampes qui doivent

être lus à partir du fichier, l'entrée est met à (0,0) pour que la rampe CT par défaut sera utilisée.

Tableau 3.11 : Exemple des paramètres d'entrée pour le code CtCreate.

DICOM
C:/Users/.../slice_names
-150.0, 150.0, -150.0, 150.0, -4.5, 45.0
2.5, 2.5, 1.0
0,0

Les deux simulations ont été lancée en introduisant les données du plan dans le milieu définit par le fichier *.egsphant. La source Flexisource Cobalt-60 simulée a été programmée aux différentes positions en respectant les coordonnées et les temps d'arrêts correspondants que la planification. La dose a été enregistrée dans le fichier *.egsphant.

CHAPITRE 4 : RESULTATS ET DISCUSSION

Ce dernier chapitre synthétise les résultats obtenus au cours de cette thèse et expose

4.1 Introduction :

Ce chapitre est consacré à présenter et discuter les résultats obtenus. La première partie concerne la mise en marche du système de curiethérapie HDR Flexitron. A savoir les tests d'acceptation des performances du système, le commissioning des différents applicateurs et cathéters afin de pouvoir les utilisés en clinique, et le commissioning de TPS Oncentra. L'utilisation de TPS en clinique passe par vérifier et valider la précision du modèle de la source radioactive Flexisource cobalt-60. Deux méthodes ont été élaborées : (1) la mesure expérimentale avec les films Gafchromiques EBT3 et (2) le calcul par un algorithme indépendant avec le code de simulation egs_brachy. Les films EBT3 ont été calibrés avant lors utilisation pour la mesure des distributions de dose. L'efficacité de code de simulation egs_brachy a été vérifiée pour qu'il soit utilisé comme algorithme indépendant pour le calcul dosimétrique.

La deuxième partie est consacrée à présenter les résultats concernant l'étude de la faisabilité et l'établissement d'une méthode pour l'assurance de qualité spécifique au patient. Ainsi son application en clinique sur les cancers gynécologiques. On termine par présenter les résultats de notre enquête sur l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie.

4.2 Mise en marche :

La réussite d'un traitement en radiothérapie est reposée sur deux paramètres essentiels, la précision du calcul dosimétrique (TPS) et la précision d'irradiation (la machine). La précision de calcul ne peut être testée que lorsque le bon fonctionnement de système soit contrôlé soigneusement. Les résultats obtenus lors de la mise en marche vont servir comme base de données pour établir un programme d'assurance de qualité périodique. Le tableau 4.1 résume les tests sur le système de curiethérapie HDR avec périodicité et tolérance.

Tableau 4.1 : Les tests du système de curiethérapie HDR avec périodicité et tolérance [43].

Test	Fréquence	Tolérance recommandée (demandée)
L'intensité de la source	SE	3 (5) %
Positionnement de la source	SE, J	1 (2) mm
Rétraction de la source et batterie	SE	Fonctionnel
Précision de la minuterie	SE, J	1 s ou 1 %
Linéarité de la minuterie	AS	1 (3) %
Verrouillage de la porte	SE, J	Fonctionnel
Buttons d'arrêt d'urgence	SE, J	Fonctionnel
Indicateur d'irradiation	SE, J	Fonctionnel
Système audio/visuel	J	Fonctionnel
Indicateur indépendant d'irradiation dans la salle du traitement	J	Fonctionnel
Date/ heure de la console	SE, J	1 h
Décroissance de l'intensité de la source	SE, J	1 %
Connecteur des cathéters / canal indexeur	J	Fonctionnel
Communication u TPS	SE	Fonctionnel

AS, après service; Q, quotidien (le jour du traitement); SE, chargement de la source.

4.2.1 Les procédures de tests d'acceptation :

a. Sécurité du système :

Le système de sécurité est essentiel afin de protéger le personnel et ainsi les patients et pour éviter toute exposition ou erreur inattendue. Le tableau 4.2 résume les résultats des tests effectués sur le fonctionnement de système de sécurité du Flexitron. L'utilisation de Flexitron n'est possible que lorsque toutes les fonctions de système de sécurité sont fonctionnelles.

Tableau 4.2 : Les tests du système de sécurité

Tests	Résultat
Le verrouillage de tube de transfert	Fonctionnel
Le verrouillage de la porte	Fonctionnel
Buttons d'arrêt d'urgence	Fonctionnels
Batterie	Fonctionnelle
Rétraction de la source	Se rétracte
indicateurs de rayonnement	Fonctionnels
contrôle des rayonnements.	Dans les tolérances

Selon la Commission Internationale de Protection Radiologique La dose maximale admissible corps entier; qui concerne le public en général ; est fixée à 1 mSv/an. Pour les personnes qui travaillent, le maximum recommandé par la réglementation internationale étant de 50 mSv/an. Pour environ 50 semaines par an, 5 jours de travail par semaine, et 8 heures de travail par jour les limites seront 0,5 et 25 μ Sv/h pour le public et la zone contrôlée respectivement. Nous avons mesuré presque 0 μ Sv/h juste en dehors de la porte du pupitre de commande, et 0,15 μ Sv/h devant la porte blindée.

Les résultats des tests effectués sur le système de sécurité montrent que son utilisation est sûre et ne présente aucun risque de radioprotection que ce soit pour le patient ou pour le personnel.

b. Spécifications de l'unité du traitement :

Le test de spécification de projecteur passe essentiellement par l'inspection de l'élément principal qui est la source radioactive en mesurant son intensité actuelle, la précision du positionnement de la source et de la minuterie et ainsi la fonctionnalité de TPS.

- L'intensité de la source radioactive :

Il s'agit de vérifier de mesurer son débit de kerma de référence dans l'air actuelle. La mesure a été effectuée avec une chambre puit en programmant l'arrêt de la source à sa position nominale. Pour déterminer la position nominale, le tableau 4.3 résume les charges collectées qui correspondent aux différents positionnements de la source sur l'axe central de la chambre. La figure 4.1 illustre la variation des charges collectées en fonction de la position de la source.

Tableau 4.3 : Détermination de position nominale de la chambre puit.

Position (mm)	20	40	60	80	100	110	115	118
Lecture (nC)	79,95	170,81	362,33	469,08	516,08	526,57	529,21	530,15

Position (mm)	119	120	121	122	125	130	140
Lecture (nC)	530,22	530,42	530,39	530,27	529,69	527,51	517,72

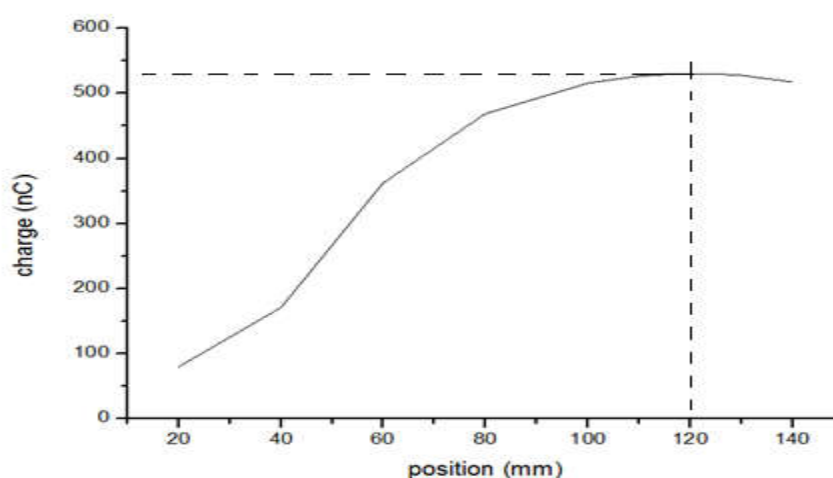


Figure 4.1 : Position nominale de la chambre puit.

La valeur maximale de la charge est collectée à la position 120 mm. Cette position représente la position nominale de la chambre où toutes les mesures vont être effectuées à cette position. Le tableau 4.4 résume le résultat obtenu pour l'inspection de l'intensité de kerma dans l'air de Flexisource (S_k). La valeur de (S_k) vaut $24350 \mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1}$ à la date de sa calibration. Et une valeur de $16953,19 \mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1}$ est attendue au moment de l'inspection. Nous avons mesuré une valeur moyenne, corrigée en température et en pression, égale à $17307 \mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1}$. Cette valeur représente une différence relative de 2,09 % de la valeur attendue.

Tableau 4.4 : Inspection de l'intensité de la source.

Source radioactive	Cobalt-60
$S_{k0} (\mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1})$	24350
Date de calibration	15/07/2021 / 12 :00
S_k _attendue ($\mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1}$)	16953,19
S_k _mesuré ($\mu\text{Gy.m}^2.\text{h}^{-1}$)	17307
Différence (%)	2,09

Selon le guide de pratique de la physique médicale de l'AAPM (tableau 4.1), la tolérance recommandée de la mesure de l'intensité de la source est de 3% et la tolérance requise est de 5%. Le résultat obtenu est donc inférieur à la tolérance, ce qui signifie que la source est acceptée pour l'utilisation.

- La précision de positionnement de la source :

A l'aide de la règle SPCR et la caméra, le positionnement de la source à la position programmée de 200 mm a été inspectée visuellement. La Figure 4.2 montre le positionnement de Flexisource dans la règle.

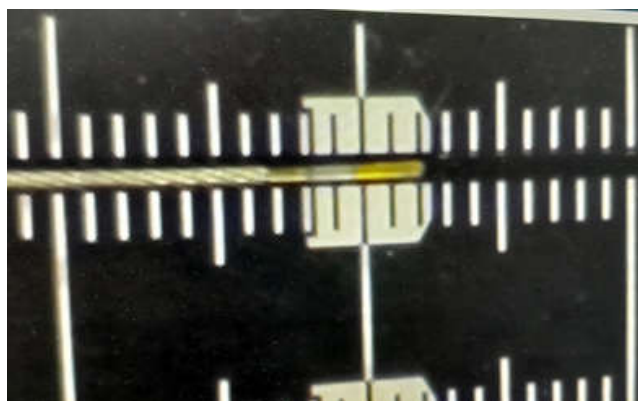


Figure 4.2 : Positionnement de la source dans la règle SPCR.

La précision de positionnement de la source est inférieure à la tolérance recommandée qui est fixée à 1 mm. Le résultat obtenu est en accord avec les spécifications recommandées.

- La précision de la minuterie :

Le tableau 4.5 résume les résultats obtenus pour l'inspection de la précision de la minuterie du système Flexitron. Une moyenne de trois mesures est prise pour : (R1) traitement complet pendant 60 secondes, (R2) traitement avec interruption à 30s.

Tableau 4.5 : Résultats de test de la précision de la minuterie.

	Charge (μC)				Erreur
	L_1	L_2	L_3	L_{moy}	
Sans interruption (R1)	2,136	2,137	2,136	2,136	0,545 s
Avec interruption (R2)	2,155	2,156	2,156	2,156	0,9 %

La lecture avec interruption est légèrement supérieure à celle sans interruption avec une différence d'environ 0,02 μC . Cette différence est attendue parce que la source dans le cas (R2) a fait plus de déplacement que dans le cas (R1). Donc une irradiation supplémentaire qui résulte une charge supplémentaire. Cette différence résulte une erreur de la précision de la minuterie de 0,545 seconde qui représente 0,9 % de la durée d'irradiation de 1 minute. L'erreur est sous la tolérance recommandée, qui est fixée à 1 seconde ou 1% ; d'où l'acceptation du résultat pour ce paramètre.

- Fonctionnalité de TPS :

Les tests de fonctionnalité de TPS sont conçus pour s'assurer qu'il gère correctement les tâches cliniques telles que la manipulation des images, la délimitation des structures et le calcul de la dose. Les interfaces avec les dispositifs auxiliaires, la configuration, la mise en réseau et les performances du flux de travail ont été testées avant l'utilisation clinique du logiciel. Pour le transfert d'images, nous avons testé la possibilité d'utiliser les images importés et exportés par le logiciel, y compris le format DICOM. Les images doivent conserver leur qualité et être exemptes de distorsion ou de dégradation. L'orientation du patient a été vérifiée s'elle est correctement affichée sur les images acquises. Et notamment l'étiquetage qu'il comprend les identificateurs d'image, les paramètres d'acquisition et les informations relatives à l'imageur. L'un des paramètres important qui a été testé est la précision de la reconstruction géométrique. Ce paramètre dépend de la modalité d'imagerie utilisée. La précision de l'image du scanner doit être de 1 mm dans le plan et de 2 mm ailleurs, celle de l'IRM de 2 mm et celle de l'échographie de 2 mm ou 2 %. Le tableau 4.6 résume les tests de fonctionnalité des différentes modalités de TPS Oncentra brachy.

Tableau 4.6 : Résultats des tests du système de planification du traitement.

Tests	Résultat de test
Importation des images	Fonctionnelle
Orientation de patient	Passe
Contourage des volumes	Fonctionnelle
Précision de géométrie (scanner)	< 1mm
Planification des plans	Fonctionnelle
Evaluation des plans et DVH	Fonctionnelle
Exportation des plans	Fonctionnelle
Importation du plan	Fonctionnelle

Les résultats obtenus des tests de fonctionnalité de TPS ont montré son bon fonctionnement, et sa capacité de gérer les tâches cliniques.

4.2.2 Commissioning:

a. Commissioning des applicateurs:

Le déplacement millimétrique de la source radioactive pendant l'administration du traitement, exige que les dimensions des différents équipements utilisés soit précis avec une tolérance de 1 mm. L'applicateur est un élément clé pour la réussite d'une planification. Avant la mise en service en clinique des applicateurs et cathéters, nous avons effectué une variété des tests et d'inspections pour garantir qu'ils sont identiques à ceux qui se trouvent dans la bibliothèque de TPS Oncentra.

- Inspection générale :

Nous avons commencé par une inspection de l'état générale des applicateurs et les outils compatibles avec, tel que les tubes de transfert et les marqueurs radio-opaque. Le tableau 4.7 résume les résultats obtenus pour la mesure la longueur de référence et la longueur nominale des tubes de transfert utilisés. La différence maximale entre la valeur mesurée et l'attendue était de 0,5 mm qui est inférieur à la tolérance de 1 mm.

Le tableau 4.8 résume les résultats de la vérification des positions indiqués sur les marqueurs radio-opaques qui servent à faciliter l'identification des positions d'arrêt de la source dans l'applicateur. La vérification a été réalisée avec la règle SPCR et on peut aussi utiliser un papier millimétrique. Les indicateurs des différent marqueurs radio-opaques sont exactement à la position attendue. Les résultats de l'inspection générale des applicateurs, tubes de transfert et les marqueurs sont en accord parfait avec les spécifications exigées.

Tableau 4.7 : Vérification des longueurs des tubes de transfert.

Tubes de transfert	Longueur de référence (mm)			Longueur nominale (mm)		
	Attendue	Mesurée	Δ	Attendue	Mesurée	Δ
6F Flexible	1000,0	1000,0	0,0	1037,4	1037,5	0,1
GYN CT/MR_O1	1019,5	1019,0	- 0,5	1046,1	1046,0	- 0,1
GYN CT/MR_O2	1019,5	1020,0	0,5	1046,1	1046,5	0,4
GYN CT/MR_IU	1019,5	1019,5	0,0	1046,1	1046,0	-0,1

Tableau 4.8 : Mesure des positions indiquées sur les marqueurs radio-opaque.

Marqueurs	Positions (mm)						
	100	130	200	270	280	290	300
6F Flexible	100,0	130,0	200,0	270,0	280,0	290,0	300,0
Ovoïde 1	-	130,0	200,0	-	-	290,0	300,0
Ovoïde 1	-	130,0	200,0	-	280,0	290,0	300,0
IU3	100,0	-	200,0	270,0	-	290,0	300,0

- La distance entre l'extrémité et la position de repos la plus distale :

L'offset des applicateurs a été mesurée par trois outils : les films Gafchromiques, les marqueurs radio-opaques et le simulateur de la position. La figure 4.3 présente le résultat de l'irradiation d'un film avec un cathéter, en programmant deux positions d'arrêt : la position la plus distale et celle qui est à 1,5 cm derrière elle. L'offset est la distance entre l'extrémité de tube ; qui a été marqué par une pointe sur le film ; et la première tâche d'irradiation. Le tableau 4.9 résume la moyenne de deux mesures de l'offset ; obtenue à l'aide d'un logiciel d'analyse du film (ImageJ); et la différence absolue par rapport à la référence.

La différence maximale obtenue entre la mesure de l'offset et la référence vaut environ 0,8 mm pour les différents cathéters utilisés en clinique. Cette valeur est en dessous de la tolérance qui est fixée à 1 mm.

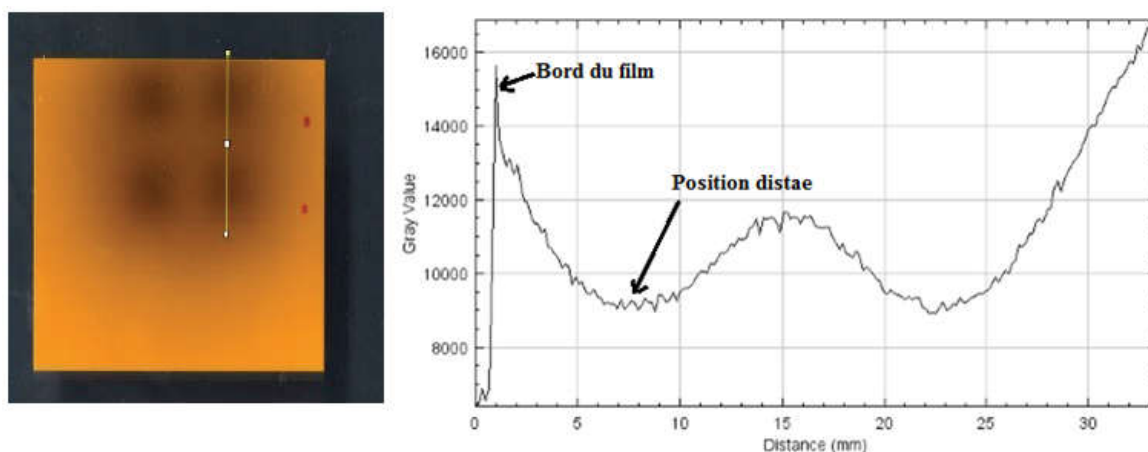


Figure 4.3 : Mesure d'offset avec un film GafChromique.

Tableau 4.9 : Offset mesurée avec les films GafChromique.

Tube d'applicateur	Moyenne (mm)	Référence (mm)	Différence (mm)
Geneva 15°_40mm	8,28	8,30	-0,02
Geneva 15°_50mm	8,73	8,30	0,43
Geneva 15°_60mm	8,63	8,30	0,33
Geneva 30°_40mm	8,15	8,30	-0,15
Geneva 30°_50mm	7,93	8,30	-0,37
Geneva 30°_60mm	8,68	8,30	0,38
Geneva_Ovoid_1	6,41	6,00	0,41
Geneva_Ovoid_2	6,77	6,00	0,77
Vaginal_0mm	6,2	6,00	0,2
Vaginal 15°_40mm	7,2	7,0	0,2
Vaginal 30°_60mm	7,4	7,0	0,4
Vaginal 45°_80mm	7,4	7,0	0,4

Les résultats obtenus pour les indicateurs des marqueurs (Voir le tableau 4.8), nous permettent de les utiliser pour déterminer les offsets des différents cathéters. La figure 4.4 présente une image kV prise avec un faisceau CBCT pour un des tubes après l'insertion des marqueurs. Le tableau 4.10 résume les résultats obtenus pour la mesure de l'offset des différents tubes en analysant leur image kV.

La différence maximale obtenue entre la mesure de l'offset et la référence vaut environ - 0,6 mm pour les différents cathéters utilisés en clinique. Cette valeur est en dessous de la tolérance qui est fixée à 1 mm.

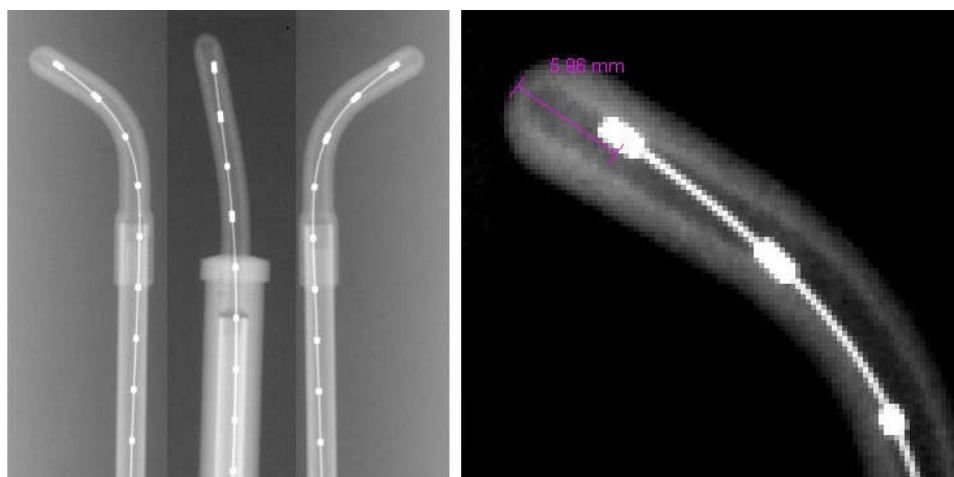


Figure 4.4 : Mesure d'offset avec la radiographie.

Tableau 4.10 : Offset mesurée avec les marqueurs radio-opaque.

Tube d'applicateur	Mesure (mm)	Référence (mm)	Différence (mm)
Geneva 15°_40mm	8,35	8,30	0,05
Geneva 15°_50mm	8,55	8,30	0,25
Geneva 15°_60mm	8,29	8,30	-0,01
Geneva 30°_40mm	8,29	8,30	-0,01
Geneva 30°_50mm	8,03	8,30	-0,27
Geneva 30°_60mm	8,03	8,30	-0,27
Geneva_Ovoid_1	5,86	6,00	-0,14
Geneva_Ovoid_2	5,6	6,00	-0,4
Vaginal_0mm	5,44	6,00	-0,56
Vaginal 15°_40mm	7,07	7,0	0,07
Vaginal 30°_60mm	7,07	7,0	0,07
Vaginal 45°_80mm	6,96	7,0	-0,04

Le tableau 4.11 résume les résultats obtenus pour la mesure de la position la plus distale des différents cathéters avec l'outil simulateur de la source, en connectant le cathéter avec son tube de transfert d'un côté et avec le simulateur de l'autre côté. En déplaçant le curseur jusqu'à qu'il bloque sur l'extrémité interne du cathéter, on peut lire sur l'échelle la valeur de la position.

La différence obtenue entre la mesure de la position la plus distale et la référence est inférieure à la tolérance (1 mm) pour tous les cathéters, à l'exception de deux cathéters. Il s'agit du cathéter vaginal 30°_60mm et vaginal 45°_80mm qui ont une différence de 1 et 1,1 mm respectivement. Les valeurs sont à la limite tolérable de l'ordre de 0,1 mm. Comme le contrôle est visuelle, il se peut que cette différence issue d'une erreur de lecture. Des considérations vont être prises lorsqu'ils sont utilisés en clinique malgré que ces deux

cathéters sont rarement utilisés. Le traitement vaginal se fait généralement avec un applicateur vaginal et celui du col avec un applicateur Geneva.

Tableau 4.11 : La position la plus distale mesurée avec le simulateur de la source.

Tube d'applicateur	Position (mm)	Référence (mm)	Différence (mm)
Geneva 15°_40mm	300,7	300,0	0,7
Geneva 15°_50mm	300,7	300,0	0,7
Geneva 15°_60mm	301	300,0	1,0
Geneva 30°_40mm	300,5	300,0	0,5
Geneva 30°_50mm	300,5	300,0	0,5
Geneva 30°_60mm	300,6	300,0	0,6
Geneva_Ovoid_1	300,2	300,0	0,2
Geneva_Ovoid_2	300,5	300,0	0,5
Vaginal_0mm	300,2	300,0	0,2
Vaginal 15°_40mm	300,7	300,0	0,7
Vaginal 30°_60mm	301	300,0	1,0
Vaginal 45°_80mm	301,1	300,0	1,1

La détermination du décalage de la position d'arrêt (offset) est une partie importante du processus de mise en service. Les dimensions mesurées pour les différents applicateurs ; y compris la distance de la position distale; sont dans la tolérance de ± 1 mm.

- L'épaisseur de la paroi :

Les résultats obtenus ; pour l'inspection de l'épaisseur de paroi des différents cathéters ; ont montré que le décalage entre les centres des deux cercles ; sur tout le périmètre de l'extrémité de tube ; est supérieure à l'épaisseur de paroi minimale exigée par le fabricant qui est fixée à 0,47 mm. Ce qui signifie que les mesures sont en accord avec les données de constructeur introduites dans la bibliothèque du TPS.

Les applicateurs, les tubes de transfert et les marqueurs radio-opaques peuvent être l'origine des erreurs systématiques qui vont affecter la réussite de la planification du traitement. Le commissioning et la mise en service doit faire l'objet d'une grande attention. Chaque applicateur doit être mis en service individuellement et la reproductibilité doit être confirmée par des essais multiples.

b. Commissioning de système de planification du traitement:

La mise en service de TPS Oncentra passe initialement par l'introduction des données de la source Flexisource ^{60}Co . Les données consistent à des données physiques tel que : la

longueur, débit de kerma de référence, date de calibration et la demi-vie...etc. Ainsi des données dosimétriques basées sur le formalisme TG43. Ces données ont été vérifiées lors des ATP après l'installation du TPS. L'introduction des données va créer un modèle de Flexisource dans la bibliothèque des sources radioactive dans Oncentra. Ce modèle est nécessaire pour la planification des traitements et le calcul dosimétrique. La réussite d'un traitement dépend essentiellement sur la précision du calcul dosimétrique du modèle. Donc, le commissioning d'Oncentra s'agit d'inspecter la précision de son calcul dosimétrique à la base de la modélisation de Flexisource. Deux chemins ont été élaborés pour l'évaluation : (1) par mesure expérimental à l'aide des films EBT3 et (2) par un calcul dosimétrique indépendant à l'aide de code de simulation MC egs_brachy.

- Validation de la modélisation avec la mesure expérimentale :

L'utilisation des films EBT3 nécessite l'établissement d'une courbe de calibration qui représente la variation de la dose reçue par le film irradié en fonction de sa densité optique. Le tableau 4.12 résume les résultats obtenus pour l'irradiation des films EBT3 par différentes UM. Les doses absolues mesurées par la chambre Farmer et corrigées en température et en pression, et ainsi la densité optique des films qui correspond à chaque dose. Le logiciel VeriSoft a été utilisé pour la lecture des densités optiques ; après la digitalisation des films irradiés à l'aide du scanner GT20000 ; et l'établissement de la courbe de calibration. Il faut noter que la valeur de la densité optique d'un film est la moyenne des densités optiques de cinq régions d'intérêt : central, droit, gauche, haut et bas.

Tableau 4.12 : Variation de la densité optique des films EBT3 en fonction de la dose

UM	0	10	20	30	40	50	60	80	100	200	300	400
Dose (Gy)	0,000	0,129	0,257	0,386	0,514	0,643	0,772	1,029	1,286	2,572	3,858	5,144
OD _{moy}	143,5	135,2	129,0	121,5	117,2	113,0	108,1	100,8	96,42	76,40	66,92	60,48

UM	500	600	800	1000
Dose (Gy)	6,43	7,716	10,288	12,86
OD _{moy}	56,35	52,66	48,86	46,19

La figure 4.5 représente la courbe de calibration obtenue. L'analyse de la courbe montre que la réponse des films est presque linéaire dans la région de 0 à 8 Gy et au de la de cette valeur la variation de la réponse commence à diminuer jusqu'à la saturation. La plage idéale d'utilisation des films est pour les doses inférieures à 8 Gy.

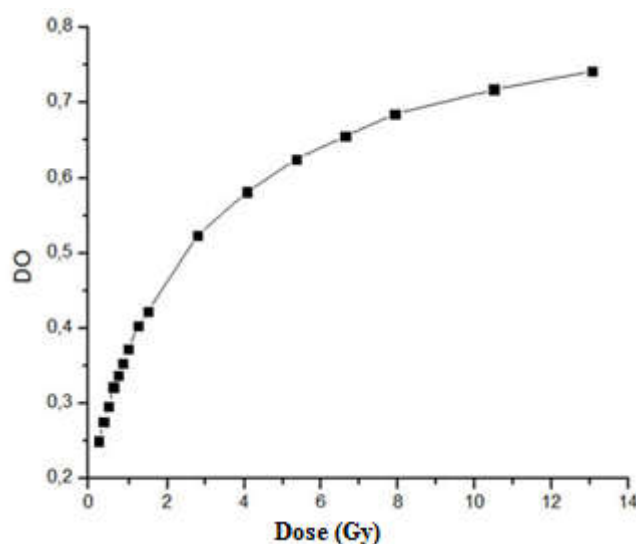


Figure 4.5: Courbe de calibration des films GafChromique EBT3

Afin de vérifier la chaîne de mesure avec les films, deux films ont été irradiés avec une faible et moyenne dose pour le premier film et le deuxième respectivement. Le tableau 4.13 résume la mesure de la dose en utilisant la courbe de calibration, et la chambre d'ionisation. Une déviation standard de -1,11 % et 1,52 % a été obtenu pour le premier et le deuxième film respectivement. Comme l'erreur de la mesure est inférieure à la tolérance fixée à 2 %, la courbe de calibration obtenue est validée pour effectuer des mesures de distribution de dose avec les films EBT3.

Tableau 4.13 : Vérification de la courbe de calibration.

Mesure _{chambre} (Gy)	Mesure _{film} (Gy)	SD (%)
0,90	0,89	-1,11
0,90	2,01	1,52

La validation de la modélisation de la source Flexisource consiste à comparer deux distributions de dose planaires par la méthode de l'indice gamma pour les critères de différence de dose de 2% et DTA de 2 mm. La distribution de dose à évaluer est calculée par le TPS Oncentra. Une planification d'une seule position de la source au milieu du fantôme, nous permet d'extraire une distribution de dose planaire à une profondeur de 1,5 cm. L'irradiation du fantôme avec la précédente planification nous permet d'obtenir la distribution de dose de référence. Elle est mesurée par un film EBT3 centré dans le fantôme à la même profondeur. Le film a été digitalisé selon les conditions de calibration, et analysé avec le logiciel VeriSoft. La Figure 4.6 montre le résultat de la comparaison des distributions de dose planaire.

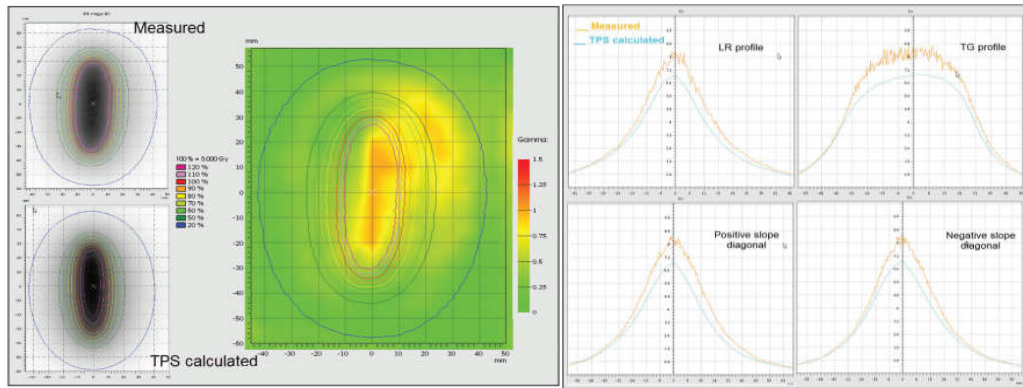


Figure 4.6 : Evaluation de la modélisation de Flexisource Cobalt-60 par mesure expérimental.

L'évaluation montre que plus de 98 % des points évalués ont passés les critères d'acceptation de 2 %, 2 mm de différence de dose et DTA respectivement. Comme le taux de passage dépasse la tolérance ; qui est fixée à 95% ; le modèle de Flexisource est validé pour être utilisé en clinique pour les planifications des traitements.

- Validation de la modélisation avec un calcul indépendant :

L'évaluation du calcul de dose de TPS Oncentra ; basé sur le modèle de Flexisource ; avec un autre algorithme indépendant a été effectué avec le code egs_brachy. L'utilisation d'un code de simulation MC nécessite l'inspection de son efficacité. Les paramètres dosimétrique selon TG43 ont été calculés pour la source CSM11 de césium-137. Il s'agit de simuler la source dans un fantôme d'eau pour extraire sa constante de débit de dose, la fonction de dose radiale et la fonction d'anisotropie. Le tableau 4.14 résume le résultat obtenu pour la valeur de la constante de débit de dose dans l'eau de la source CSM11. C'est le rapport entre le débit de dose dans l'eau à la position de référence ($r_0 = 1\text{cm}$, $\theta_0 = \pi/2$) par intensité du débit de kerma. Le kerma dans l'air par histoire est calculé dans un voxel d'air de $10 \times 10 \times 0,05 \text{ cm}^3$ situé dans le vide sur l'axe transversal à 100 cm de la source. Son équation est donnée par :

$$\Lambda = \dot{D}(r_0, \theta_0) / S_k \quad (4.1)$$

Tableau 4.14 : Comparaison de la Constante de débit de dose

$\Lambda_{\text{Simulé}}$	Λ_{Ref}	SD (%)
1,086	1,094	0,73

La valeur de la constante de débit de dose obtenu vaut $1,086 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ avec un écart de 0,73 % de la référence qui vaut $1,094 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$. L'écart est dans la tolérance d'acceptation qui est fixée à 2 %.

En utilisant l'approximation linéaire de la source, la fonction géométrique est déterminée par l'équation (4.2). La fonction de dose radiale est déterminée par le rapport de débit de dose des points qui se trouvent sur l'axe transversale sur celui de la position de référence. La fonction d'anisotropie de débit de dose des points (r, θ) sur celui de la position de référence. En appliquant les définitions sur l'équation (1.12) de débit de dose selon le formalisme TG43, les fonctions de dose radiale et d'anisotropie seront données par les équations (4.3) et (4.4) respectivement :

$$G_L(r, \theta) = \beta / L \cdot r \cdot \sin \theta \quad (4.2)$$

$$g_L(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta_0) \cdot G_L(r_0, \theta_0) / \dot{D}(r_0, \theta_0) \cdot G_L(r, \theta_0) \quad (4.3)$$

$$F(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta) \cdot G_L(r, \theta_0) / \dot{D}(r, \theta_0) \cdot G_L(r, \theta) \quad (4.4)$$

Le tableau 4.15 résume les valeurs de la fonction radiale sur l'axe transversale de la source CSM11, obtenue par simulation et l'écart par rapport à la fonction radiale de référence. La figure 4.6 montre la comparaison des courbes de la fonction de dose radiale, ainsi celle de la fonction d'anisotropie pour trois rayons : $r = 0.5$ cm, $r = 1$ cm et $r = 4$ cm (rayons inférieur à r_0 , r_0 , et rayon supérieur à r_0).

Tableau 4.15 : Comparaison de la fonction de dose radiale

$r(\text{cm})$	0,25	0,5	0,75	1	1,25	1,5	1,75	2
$g_L(r)_{\text{sim}}$	1,015	1,016	1,015	1,007	1,004	0,998	0,995	0,991
$g_L(r)_{\text{ref}}$	1,010	1,005	1,003	1,000	0,998	0,995	0,993	0,990
SD (%)	0,495	1,095	1,196	0,700	0,655	0,302	0,252	0,101

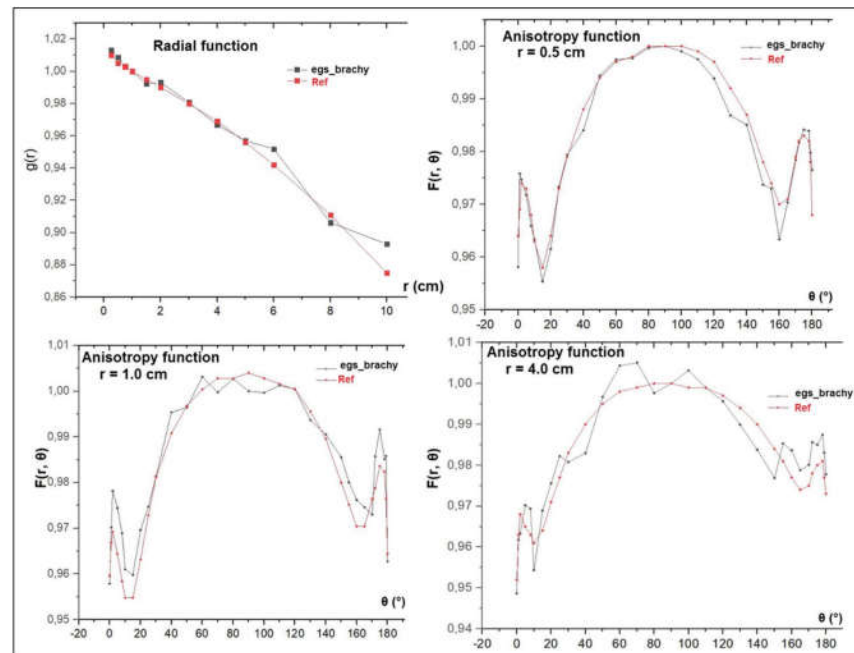


Figure 4.7 : Comparaison des fonctions de dose radiale et d'anisotropie.

La comparaison des fonctions d'anisotropie montre que pour les petits rayons (< 2 cm) les résultats de simulation sont proches de la référence avec un écart relatif maximum de 2.8 % à l'angle 180° . Pour les rayons supérieurs à 2 cm, la coïncidence des courbes obtenues n'est pas vraiment parfaite, mais l'écart relatif reste toujours inférieur à 3 % pour tous les points. Cette différence peut s'expliquer par la faible dose déposée plus on s'éloigne de la source. En plus de l'augmentation de la résolution des voxels dans ces régions. En général, Les données dosimétrique de la source CSM11 obtenus avec le code `egs_brachy` sont en bon accord avec celles de la littérature. Ce qui prouve son efficacité pour réaliser du calcul dosimétrique afin d'évaluer la modélisation de Flexisource.

La Figure 4.8 montre la simulation de la géométrie de Flexisource ^{60}Co avec le code `egs_brachy`. Elle a été centrée dans un fantôme d'eau cubique de taille $80 \times 80 \times 80 \text{ cm}^3$ et 3 mm de résolution spatiale de. La simulation a été lancée avec un nombre d'itération de 100 millions (1×10^8), qui nous a permet d'avoir une erreur maximale du calcul égal à 1,48 %.

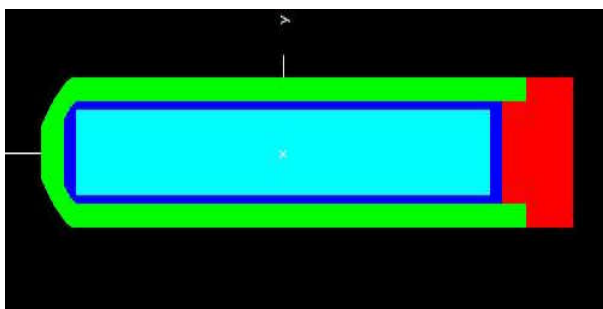


Figure 4.8 : Simulation de la géometrie de la Flexisource.

Le résultat est une matrice 3D en (Gy/itération). Elle a été multipliée par un facteur de conversion pour avoir une distribution de dose en (Gy). A l'aide de logiciel Matlab, la distribution de dose planaire à 1,5 cm de Flexisource a été extrait. Elle est considérée comme référence pour évaluer avec la méthode de l'indice gamma la distribution de dose calculé par Oncentra dans les mêmes conditions. La figure 4.9 montre le résultat de la comparaison des deux distributions de dose pour les critères de 2 % et 2 mm.

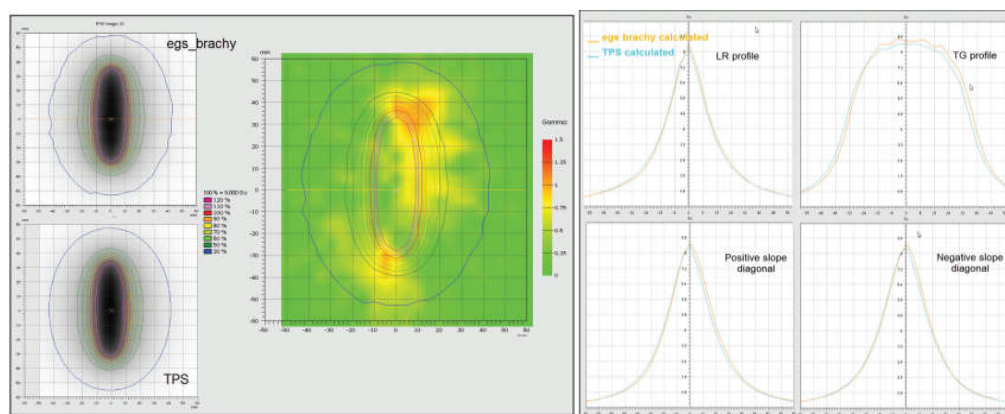


Figure 4.9 : Evaluation de la modélisation de Flexisource Cobalt-60 par simulation.

Nous avons obtenu plus de 99 % des points qui ont un indice gamma inférieur à 1. Le calcul de TPS Oncentra est en parfait accord avec la simulation MC. Comme le taux de passage des critères dépasse la tolérance qui est fixée à 95%, le modèle de la source est considéré validé pour l'utilisation et la réalisation de la planification du traitement par curiethérapie HDR.

4.3 Assurance de qualité spécifique au patient :

L'objectif principal du traitement par rayonnement est d'atteindre la conformité de la cible et à épargner les organes à risque. La complexité de la modalité exige selon les recommandations de réaliser un contrôle prétraitement pour chaque patient. Dans notre cas la complexité de la curiethérapie HDR réside dans son gradient de dose élevé, ainsi sa durée d'administration courte. Commercialement, il n'existe pas de solution pour effectuer de SPQA d'où la plupart des centres n'ont pas cette étape de SPQA dans leur chaîne de traitement. On peut dire que l'administration du traitement se fait aveuglement en basant juste sur la dosimétrie de TPS et les performances de la machine.

L'établissement d'une méthode dans notre département va nous offrir la possibilité de : valider le calcul dosimétrique, confirmer l'exactitude du transfert du plan, et garantir l'efficacité de la machine. Notre méthode consiste à projeter le plan de traitement du patient sur les images CT d'un fantôme afin de générer un plan QA. Ce dernier est ensuite exporté vers le projecteur afin d'irradier un film EBT3 placé dans le fantôme. La distribution de dose mesurée par le film va nous servir comme référence pour évaluer la distribution de dose calculée par le TPS.

4.3.1 Etude de faisabilité de notre méthode de SPQA :

Quatre plans du traitement ; pour les cancers les plus répandus ; ont été choisis pour étudier la faisabilité de notre méthode d'SPQA. Il s'agit du cancer du vagin, du col, du sein et

de la peau. Les données des plans ont été utilisées pour la génération des plans QA sur les images CT du fantôme. La distribution de dose planaire à évaluer a été extraite à une profondeur donnée. Cette profondeur se situe entre les plaques PMMA de telle sorte que la dose maximale doit être inférieure à 8 Gy (la gamme des films EBT3). L'irradiation du fantôme avec le plan QA, nous permet d'avoir la distribution de dose de référence mesurée par le film EBT3. Il faut que ce dernier soit attentivement centré dans le fantôme. La figure 4.10 montre clairement un décalage de profil latéral dans un cas où le film a été mal positionné. La correction de décalage ; par le changement de l'origine du film ; doit être effectuée avant de procéder à la comparaison.

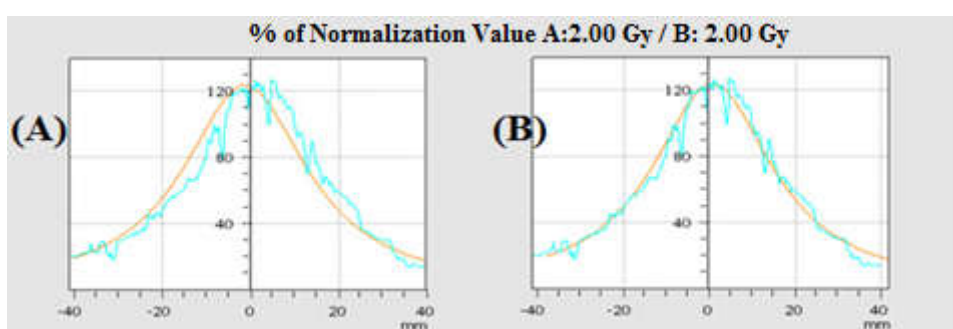


Figure 4.10: Correction de décalage du film EBT3 selon le profil latéral.

La figure 4.11 illustre l'évaluation des plans de traitement par l'indice gamma pour les critères de la différence de dose et de DTA de 3 % et 3 mm respectivement. Comme la dose prescrite n'est pas identique pour les différents plans du traitement, le critère de la différence de dose a été pris 3 % de la dose prescrite. Le tableau 4.16 résume les résultats de la comparaison pour les quatre plans.

Tableau 4.16 : Résultats statistique de l'évaluation des plans de traitement.

	Vagin	Utérus	Sein	Peau
Taux de passage (3 %, 3 mm)	99,7	98,3	96,1	95,3
Différence de dose maximale (Gy)	1,61	1,34	1,41	1,76
Différence de dose moyenne (Gy)	0,04	0,07	0,05	0,10

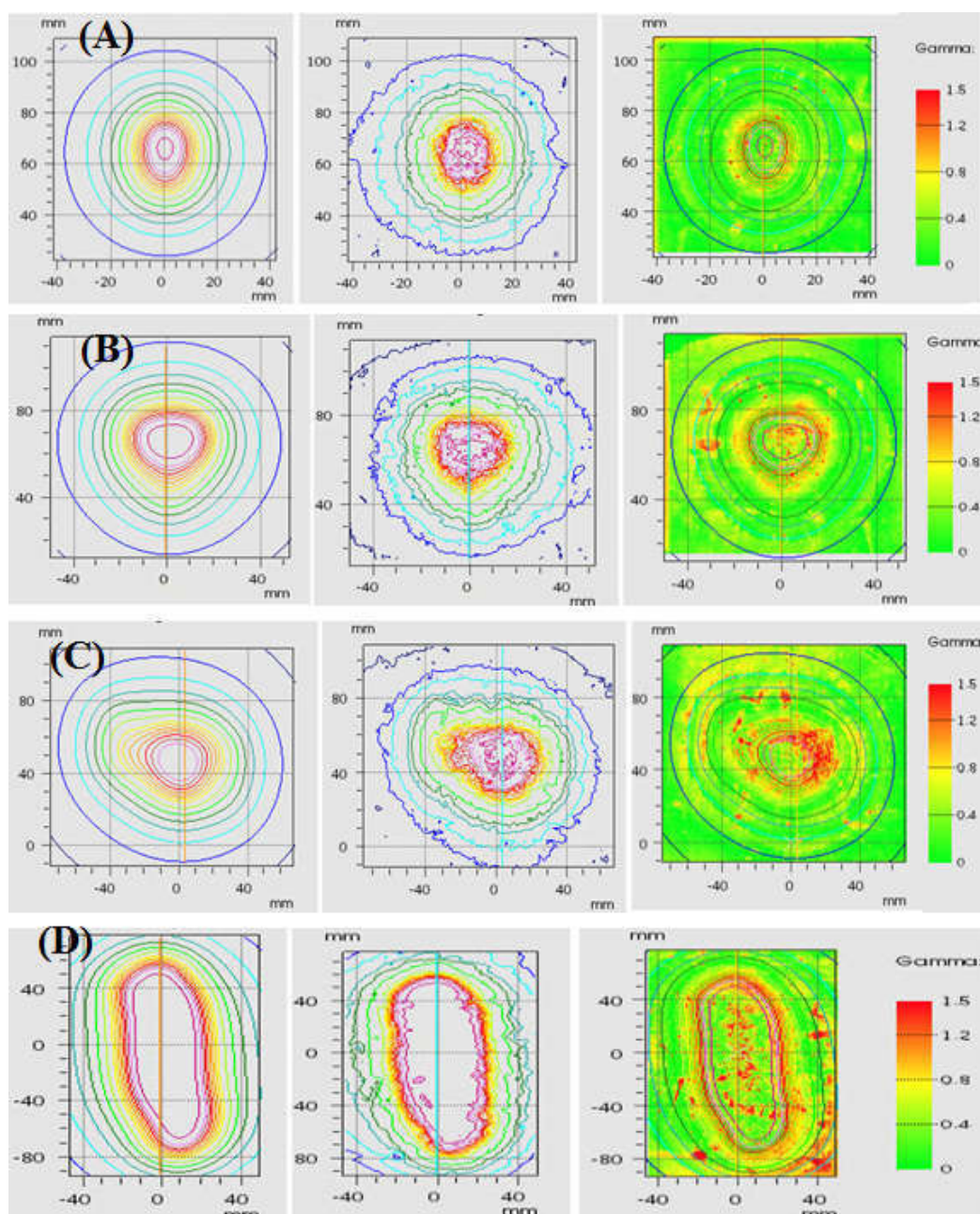


Figure 4.11: Evaluation des plans de le traitement du cancer de : (A) vagin, (B) utérus, (C) sein (D) peau.

Le plan est validé si plus de 95 % des points évalués passent les critères d'acceptation. Les résultats obtenus montrent que ces critères d'acceptabilité de la méthode gamma ont toujours été satisfaits pour chaque plan du traitement. Il faut noter que le résultat de la comparaison est fortement dépendant de la précision du positionnement du film. Un décalage d'ordre millimétrique peut diminuer le pourcentage des points qui passent les critères. Les résultats confirment la précision de calcul du TPS, le transfert des données entre le TPS et la console et la performance de la machine de traitement. La validation des différents plans de différentes localisations sélectionnées nous assurent la faisabilité de notre méthode et ouvrent les portes pour des éventuelles applications de la méthode en routine clinique.

4.3.2 Application de la méthode sur les cancers gynécologiques :

Dans notre service 20 patientes ont été traitées par curiethérapie HDR, dont 7 vagins, 9 cols utérins en endocavitaire et 4 cols en hybrides. Notre objectif est d'appliquer notre méthode de SPQA pour évaluer ces plans du traitement. L'évaluation passe par trois parties : l'extraction de la dose à évaluer, la mesure de la dose de référence, et la comparaison par l'indice gamma.

La génération du plan QA en utilisant la même configuration des positions et temps d'arrêt du plan patient, nous permet d'avoir la distribution de dose planaire calculée par Oncentra. L'exportation du plan vers le projecteur et l'irradiation du fantôme, nous permet d'avoir la distribution de dose mesurée par un film EBT3. Le scanner GT 20000 nous permet de digitaliser les films irradiés, et le logiciel VeriSoft nous permet de les analyser et d'effectuer l'évaluation. La figure 4.12 montre la carte des distributions des isodoses mesurées et calculée d'une planification du traitement par curiethérapie HDR endocavitaire d'un cancer de col utérin. Les profils latéraux (Left-right profile) et longitudinale (Target-Gun profile) sont montrés afin d'inspecter que le positionnement du film dans le fantôme.

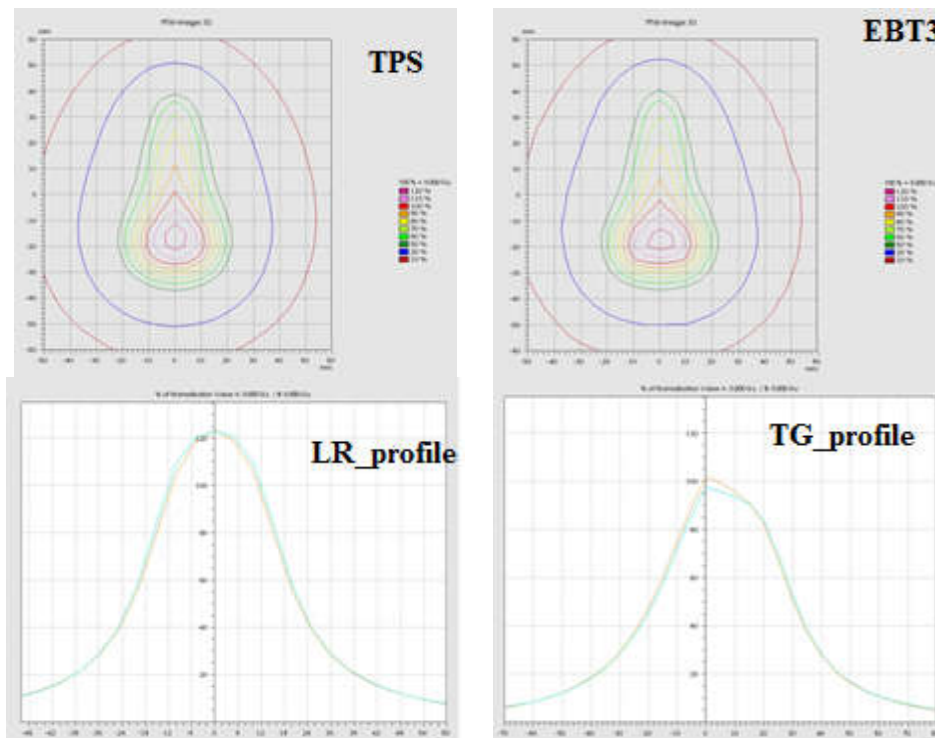


Figure 4.12 : Evaluation d'un plan du traitement d'un cancer du col utérin.

Les deux profils de dose calculés et mesurés étaient presque similaires. Ce qui montre que le film était bien positionné dans les deux axes latéral et longitudinal, et pas besoin de corriger son origine lors de l'évaluation.

L'évaluation des plans a été basée sur l'indice gamma en 2D. Plusieurs critères de différence de dose et de DTA ont été appliqués : (1%, 1 mm), (2%, 2 mm), (3%, 3 mm). La figure 4.13 montre l'analyse gamma entre les distributions de doses mesurée et calculée pour l'exemple précédent. La dose locale est choisie comme critère d'évaluation gamma, pour permettre de détecter le surdosage dans les régions à faible dose, ce qui peut être négligé lorsque le niveau de dose maximal est utilisé comme valeur de référence. Le tableau 4.17 présente les résultats moyens de l'évaluation pour les trois classes des cancers.

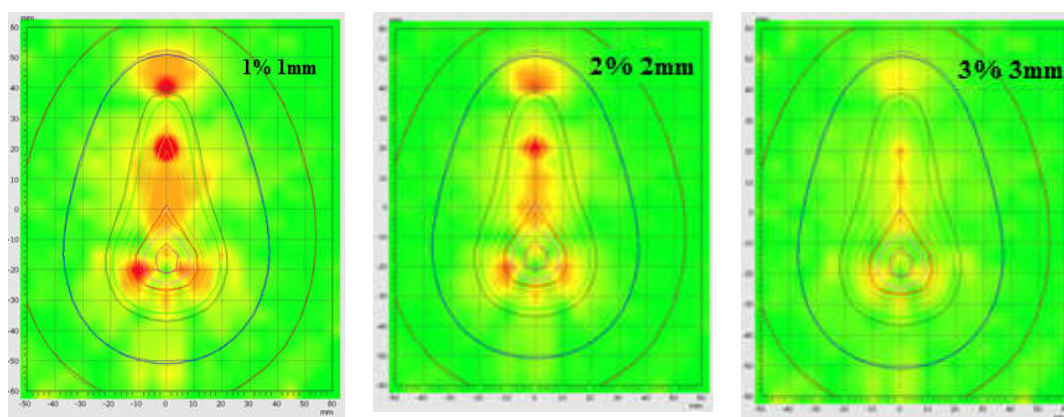


Figure 4.13 : L'analyse gamma des distributions de doses d'un cancer du col utérin.

Tableau 4.17 : Résultats d'évaluation des plans par γ en 2D.

		$\gamma_{\max}$	γ_{moy}	Taux de passage
Vagin	1% 1mm	3,75	0,68	92,3
	2% 2mm	3,15	0,47	95,7
	3% 3mm	0,75	0,44	100,0
Col utérin endocavitaire	1% 1mm	5,07	0,81	89,9
	2% 2mm	4,89	0,76	95,3
	3% 3mm	0,89	0,69	100,0
Col utérin hybride	1% 1mm	5,50	0,92	84,6
	2% 2mm	4,98	0,84	95,0
	3% 3mm	0,97	0,72	100,0

Un taux de passage supérieur à la tolérance ; fixée à 95 % ; est obtenu pour les critères de 2 %, 2 mm de différence de dose et DTA respectivement pour tous les plans. Le critère de gamma (2%, 2 mm) est un seuil très sévère de corrélation. Le résultat obtenu peut s'expliquer par l'absence d'hétérogénéité remarquable dans les cancers gynécologiques. Le critère de (3 %, 3 mm) est le plus souvent utilisé. En appliquant ce critère, les deux distributions de dose

sont en parfaite coïncidence avec un taux de passage de 100 %. Le seuil de réussite est surtout plus sensible au critère de différence de dose qu'à la distance.

4.4 Enquête sur l'influence de l'hétérogénéité des tissus sur la dosimétrie :

L'algorithme de TPS Oncentra est basé sur le formalisme TG43. Ce dernier considère que le milieu est homogène. Ce qui signifie que tous les pixels des images CT du fantôme ont une densité électronique identique à celle de l'eau qui vaut $0,988 \text{ g/cm}^3$. Pour les cancers qui ne possèdent pas une grande hétérogénéité la précision de calcul est acceptable (le cas des cancers gynécologiques). La question qui se pose est ce que sa précision est acceptable dans le cas où la tumeur est entourée par des tissus qui présentent une grande hétérogénéité ?

Pour répondre à cette question, nous avons choisi une planification d'un cancer de sein gauche qui présente une différence d'hétérogénéité importante. Notre enquête consiste à faire deux simulations MC avec le code `egs_brachy`. La première avec la densité réelle et la deuxième avec un milieu homogène en forçant la densité des tissus à la densité de l'eau.

La simulation avec `egs_brachy` nécessite un ré-échantillonnage des images CT du patient. Il s'agit de convertir le format DICOM des images Ct en un format adéquat (*.egsphant). La figure 4.14 illustre le résultat de ré-échantillonnage obtenu avec le logiciel CtCreate.

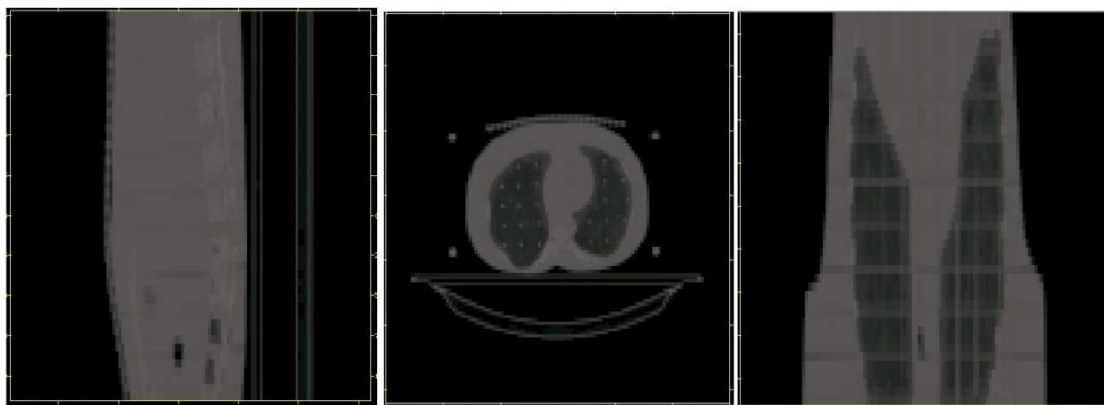


Figure 4.14 : Ré-échantillonnage du format DICOM des images CT.

La Figure 4.15 illustre la carte de distribution de dose dans les trois coupes sagittale, coronale et transversale pour les deux situations de la simulation. La simulation dans un milieu homogène (identique au calcul de TPS Oncentra) et la simulation en tenant en compte l'hétérogénéité des tissus.

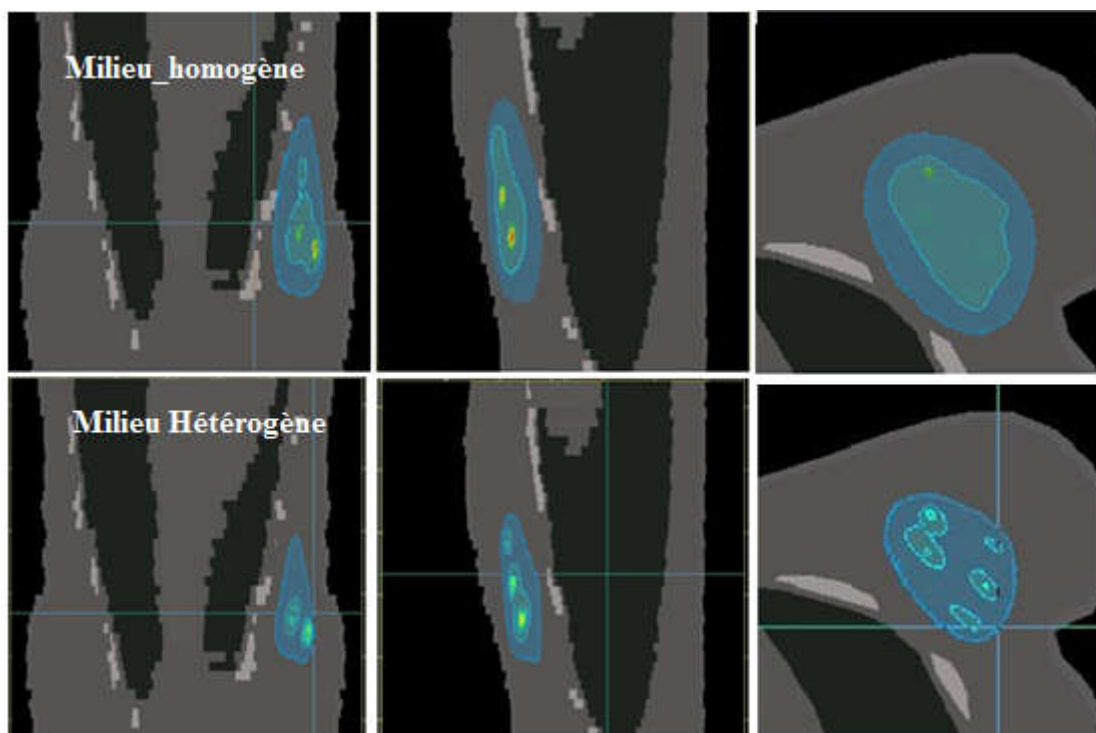


Figure 4.15 : Comparaison de distribution de dose pour les deux milieux.

L'observation qualitative du résultat, montre clairement l'écart de la distribution de dose entre les deux milieux. Ce qui montre qu'il y a une influence de l'effet de l'hétérogénéité sur le calcul dosimétrique. Egs_brachy ne fournit pas malheureusement l'option de DVH, nous n'avons pu déterminer et comparer que la dose maximale reçue par chaque structure dans les deux milieux. En prenant le milieu hétérogène comme référence, l'écart relatif était de 41.52%, 62.07%, 52,38% et 66.67% pour le PTV, l'os, le poumon et le cœur respectivement. L'évaluation d'une planification est généralement basée sur les histogrammes dose-volume. La dose maximale ne nous permet pas de tirer une conclusion sur la validation ou non de la planification des cancers du sein avec le TPS Oncentra.

La réussite d'un traitement est basée sur l'administration de la bonne dose au bon endroit. La précision de calcul dosimétrique est l'une des clés de succès d'une planification. En analysant les résultats obtenus, nous avons constaté que la présence de l'hétérogénéité diminue la précision d'un calcul basé sur le formalisme TG43, et mettre en question s'il y a un surdosage des OARs et/ou un sous-dosage du volume cible. Un double calcul de dose avec un algorithme indépendant est souhaitable pour garantir d'atteindre les objectifs du traitement et éviter des expositions inattendus. Ce double calcul va permettre d'évaluer les DVH des différents organes, et si l'écart dépasse la tolérance une décision médicale de re-planification peut être justifiée.

CONCLUSION GENERALE

La mise en marche d'un système de curiethérapie HDR passe, selon les recommandations, par la réalisation des tests d'acceptation et le commissioning de ses équipements. Les tests d'acceptation concernent le système de sécurité et l'unité de traitement. Les tests sur le système de sécurité montrent qu'il fonctionne correctement et il ne présente aucun risque d'exposition que ce soit pour le patient ou pour le personnel. La vérification de l'unité de traitement a prouvée qu'elle est conforme aux spécifications de fabricant.

Les applicateurs, les tubes de transfert et les marqueurs radio-opaques peuvent être l'origine des erreurs systématiques qui peuvent affecter la réussite de la planification du traitement. Un commissioning a été réalisé avec une grande attention pour chaque applicateur individuellement. La reproductibilité a été confirmée par des essais multiples, qui étaient en accord avec les données de constructeur introduites dans la bibliothèque du TPS.

Le commissioning de TPS présente le défi majeur lors de la mise en marche. Il s'agit de vérifier attentivement la précision du calcul dosimétrique. L'évaluation de la modélisation de la source radioactive ; introduite dans le TPS ; a été procédé par comparaison de la distribution de dose générée par le TPS avec les calculs effectués par le code de simulation MC egs_brachy, et ainsi avec la mesure des films EBT3. Le film GafChromique EBT3 a été sélectionné grâce à sa précision de la mesure de dose. Il est caractérisé par une grande résolution spatiale, une faible dépendance énergétique, et il est conçu avec un milieu équivalent à l'eau. Son utilisation a été précédée par une procédure de calibration attentive selon les recommandations. Egs_brachy est un code utilisateur de l'application EGSnrc polyvalente et rapide conçue pour la curiethérapie. Les résultats de test de son efficacité du calcul coïncident avec les données de la littérature. Le résultat de l'évaluation ; par l'indice gamma pour les critères de différence de dose de 2% et de DTA de 2 mm; a donné un taux de passage de 98,3 % pour la mesure et 99,7 % pour la simulation. Comme le taux de passage dépasse la tolérance ; qui est fixée à 95% ; le modèle de Flexisource est validé pour être utilisé en clinique pour effectuer des planifications des traitements.

Les contrôles effectués lors de la mise en marche du système ne permettent que d'exclure des erreurs de fonctionnement liés au système de traitement. La complexité de la curiethérapie HDR nécessite l'établissement d'une méthode pour l'assurance de qualité prétraitement spécifique au patient (SPQA). Dans notre travail, nous avons développé une

méthode pour réaliser des SPQA. La méthode est basée sur le même principe des premiers traitements par IMRT « step and shoot », où l'angulation des différents faisceaux de la balistique est ramené à l'angulation nominale 0° . Notre méthode consiste à ramener les cathéters au même plan. L'étude de la faisabilité de cette méthode a été basée sur l'évaluation d'un plan du traitement des cancers les plus répandus. Il s'agit du cancer du vagin, du col utérin, du sein et de la peau. Les quatre plans de traitement évalués des différentes localisations de cancer ont satisfait les critères d'acceptation de l'indice gamma de différence de dose et DTA de 3% et 3 mm respectivement. La réussite de l'évaluation des différents plans de différentes localisations a affirmé la faisabilité en clinique de notre méthode pour assurer la qualité de délivrance individualisée pour les plans de traitement de curiethérapie à haut débit de dose.

L'évaluation des plans du traitement par notre méthode SPQA ; pour les cancers gynécologique ; a donné des taux de passage acceptables ($> 95\%$) pour les critères de différence de dose et de distance de 3% et 3 mm respectivement. L'application en routine clinique de la méthode SPQA a montré un parfait accord entre la planification du TPS et la mesure des films EBT3, ce qui garantit que chaque traitement individuel soit administré de manière, précise et sûre.

Parmi les lacunes du formalisme TG43 est la considération que le milieu est homogène. Alors que certaines tumeurs sont entourées par des tissus qui présentent une grande hétérogénéité tel que le cancer du sein. La précision de l'algorithme du calcul de TPS ; qui est basé sur ce formalisme ; a été inspectée dans des tels cancers. En utilisant une planification d'un cancer du sein gauche, notre enquête consiste à utiliser le code `egs_brachy` pour simuler ce plan dans un milieu hétérogène avec les densités réelles des tissus, et dans un milieu homogène en forçant les densités à celle de l'eau. La comparaison qualitative des distributions de dose montre clairement qu'elles ne sont pas identiques, affirmant l'influence de l'hétérogénéité sur le calcul dosimétrique. Les résultats obtenus ont mis en évidence la nécessité de prendre des considérations en utilisant le formalisme TG43 pour traiter les cancers qui présentent des hétérogénéités des tissus.

PERSPECTIVES

On recommande de faire une étude sur l'impact de chaque paramètres de traitement sur sa réussite et pour atteindre des objectifs, spécialement sur la couverture du volume cible et la dose reçue par les organes à risques. Les paramètres de la précision du positionnement, l'introduction des données de la source (intensité, date de calibration, demi-vie...) et la précision de la minuterie peuvent être fait l'objet de cette étude pour montrer l'importance de l'établissement d'un programme de contrôle de qualité périodique et sensibiliser les utilisateurs à l'effectuer.

L'évaluation des plans de traitement en 3D va inclure plus de points à évaluer ce qui va contribuer à l'amélioration du résultat et donner plus d'information que celle de l'évaluation en 2D.

La pouvoir de détection des erreurs ; commises lors de la planification et lors de transfert du plan ; par notre méthode de SPQA n'a pas été testée. La génération des plans avec des décalages ; tel que le changement des coordonnées des positions d'arrêts, les temps de séjour, nombre des canaux, et la permutation des canaux ; peut aider à conclure concernant sa capacité à détecter l'existence d'une erreur donnée avant l'administration du plan au patient.

Dans notre étude, nous avons travaillé avec un petit nombre d'échantillon. Prendre un grand nombre des plans est souhaitable afin de tirer une conclusion plus précise et détecter d'éventuels facteurs qui peuvent influencer les résultats.

Refaire notre enquête sur l'influence des hétérogénéité des tissus sur le calcul de dose à l'aide d'un algorithme qui permet d'évaluer le plan en DVH, afin de justifier la prise ou non d'une décision médicale de re-planification.

Le formalisme TG43 comprend autre lacunes que l'effet de l'hétérogénéité des tissus qui peuvent influencer le calcul dosimétrique. Le TG43 néglige aussi l'effet de l'atténuation de la paroi des applicateurs, l'atténuation de la capsule de la source radioactive, et l'effet d'inter-source. Nous recommandons ; pour enrichir notre étude ; d'enquêter l'influence de ses paramètres sur la précision de TPS.

REFERENCES

- [1]. AIEA 2015. Implementation of High Dose Rate Brachytherapy in Limited Resource Settings. Human health series No. 30 (Vienna: International Atomic Energy Agency).
- [2]. IARC 2024. J. Ferlay, M. Ervik, F. Lam, M. Laversanne, M. Colombet, L. Mery et al: Global Cancer Observatory: Cancer Today (Lyon: International Agency for Research on Cancer), disponible à: <https://gco.iarc.who.int/today>, accede [01 aout 2024].
- [3]. AIEA 2000 Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy Safety Reports Series No. 17 (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- [4]. ICRP 2005 ICRP Publication 97: prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents Ann. ICRP35 1–51 Lee C et al 2013 private communication.
- [5]. C. Dempsey, Lessons learned from a HDR brachytherapy well ionization chamber calibration error; Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 34 529–33, 2011.
- [6]. R. Stern et T. Liu; Dwell position inaccuracy in the Varian GammaMed HDR ring applicator; J. Appl. Clin. Med. Phys. 11 291–6, 2010.
- [7]. A. Palmer; Impact of software changes: transit dose and source position accuracy of the Eckert and Ziegler BEBIG GmbH multisource high dose rate (HDR) brachytherapy treatment unit; J. Radiother. Pract. 12 80–7, 2013a.
- [8]. L. DeWerd, G. Ibbott, A. Meigooni, M. Mitch, M. Rivard, K. Stump et al; A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: report of AAPM task group no. 138 and GEC-ESTRO; Med. Phys. 38 782–801, 2011.
- [9]. M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. DeWerd et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys 2004; 31: 633-674.
- [10]. J. Vijande, G. Domingo, J.P. Calatayud, F. Ballester: Monte Carlo dosimetric study of the Flexisource Co-60 high dose rate source; J Contemp Brachyther, 4, 1:34-44, 2012.
- [11]. G. KEMİKLER: History of Brachytherapy; Turk J Oncol, 34 (Supp 1):1–10, 2019.
- [12]. M. Rivard, J. Venselaar et L. Beaulieu: The evolution of brachytherapy treatment planning; Med. Phys, 36(6), 2009.
- [13]. IAEA 2005. Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy: Brachytherapy Techniques. (Vienna: International Atomic Energy Agency), disponible à: <https://www.iaea.org/file/2017/training-radiotherapyalllectureszip>.

- [14]. AIEA 2017. The Transition from 2-D Brachytherapy to 3-D High Dose Rate Brachytherapy: Training Material. Training Course Series No. 61 (Vienna: International Atomic Energy Agency).
- [15]. ICRU 1985. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. ICRU Report 38 1985 (Washington: International Commission on Radiation Units and measurements).
- [16]. D. Baltas, L. Sakelliou, N. Zamboglou: The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology (1st ed.). Boca Raton, USA: CRC press 2006.
- [17]. B. Thomadsen, J. Venselaar, Z. Li: Physics and Clinical Aspects of Brachytherapy. In: S. Levitt, J. Purdy, C. Perez, P. Poortmans (eds): Technical Basis of Radiation Therapy; Medical Radiology. Berlin, Heidelberg: Springer 2011.
- [18]. A. Gerbaulet, R. Pötter, J.-J. Mazon, H. Meertens, E. Van Limbergen: The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy; ESTRO 2002 (Bruxelles: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology).
- [19]. S.J. Park, D.H. Thomas: General Physics Principles in Brachytherapy. In: J. Mayadev, S. Benedict, M. Kamrava (eds): Handbook of Image-Guided Brachytherapy. Cham, Allemagne: Springer 2017.
- [20]. AAPM 2012. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 KeV: Full Report of the AAPM and ESTRO; Report of the High Energy Brachytherapy Source Dosimetry (HEBD) Working Group; Med. Phys. 39 2904-2929, 2012.
- [21]. AIEA 2004. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Technical Reports Series No. 430 (Vienna: International Atomic Energy Agency).
- [22]. Copyright de Nucletron, filiale d'Elekta. Flexitron Cobalt-60 : Mode d'emploi. Waardgelder, Pays-Bas: Elekta 2021.
- [23]. J. Venselaar, J.P. Calatayud : A practical guide to quality control of brachytherapy equipment; European guidelines for quality assurance in radiotherapy, ESTRO Booklet No. 8.
- [24]. S.W. Kang, J.B. Chung, K.H. Kim, CH. Choi, S. Kang, D.S. Shin, et al: Development of Dosimetric Verification System for Patient-Specific Quality Assurance of High-Dose-Rate Brachytherapy; Front. Oncol. 11:647222, 2021.

- [25]. Z.Y. Qi, X.W. Deng, S.M. Huang, J. Lu, M. Lerch, D. Cutajar, et al : Verification of the plan dosimetry for high dose rate brachytherapy using metal–oxide– semiconductor field effect transistor detectors; Med Phys. 34:2007– 13, 2007.
- [26]. A.L. Palmer, A.D. Bradley : Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques; Phys Med Biol, 58:497–511, 2013.
- [27]. A.S Meigooni, S.B Awan, N.S Thompson, S.A. Dini : Updated Solid WaterTM to water conversion factors for ¹²⁵I and ¹⁰³Pd brachytherapy sources; Med Phys, 33:3988–92, 2006.
- [28]. S. Alderlaijan, H. Mohammed, N. Tomic , L.H. Liang, F. DeBlois, A. Sarfehnia, et al : Radiochromic film dosimetry of HDR 192Ir source radiation fields; Med Phys, 38:6074–83, 2011.
- [29]. Copyright de Standard Imaging. HDR 1000 PLUS well chamber: User manual. Middleton, USA: Standard Imaging 2022.
- [30]. GAFChromicTM EBT3 film specifications, Available at www.gafchromic.com.
- [31]. Copyright de PTW. UNIDOS weblne: User manual. Freiburg, Allemagne: PTW 2006.
- [32]. I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D.W.O. Rogers, F. Tessier and B.R.B. Walters: The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport; Report of National Research Council Canada, NRCC 2018.
- [33]. R.M. Thomson, R.E.P. Taylor, M.J.P. Chamberland, and D. W. O. Rogers: User manual for egs_brachy A versatile and fast EGSnrc application for brachytherapy; Report of Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics, CLRP 2017.
- [34]. D. A. Low, W. B. Hams, S. Mutic et J. A. Purdy: A technique for quantitative evaluation of dose distribution; Med Phys 25 656-661, 1998.
- [35]. T. Depuyd, A. Van Esch, D.P. Huyskens: A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation; Radiother Oncol. 62(3): 309-19, 2002.
- [36]. NCS 2018: Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders. Report 30 (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry).
- [37]. A. N Niroomand-Rad, C. R. Blackwell, B. M. Coursey, K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin et al : Radiochromic Film Dosimetry; report of AAPM no. 63, Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 55; Med Phy : 25 11, 1998.

- [38]. AAPM 2012. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO; Report of the High Energy Brachytherapy Source Dosimetry (HEBD) Working Group; Med. Phys. 39 2904-2929, 2012.
- [39]. B. Walters, I. Kawrakow et D.W.O. Rogers: DOSXYZnrc User Manual; National Research Council of Canada report PIRS-794revB, Ottawa 2015.
- [40]. Rodrigues A. DOSXYZnrc. 3ddose File Reader; 2022. Available from: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55085-dosxyznrc-3ddose-file-reader>), MATLAB Central File Exchange. [Last retrieved on 2022 Apr 16].
- [41]. B. Gowri, C. Anu Radha, V. Ramasubramanian: 2D linear array device as a quality assurance tool in brachytherapy applications; Int. J. Radiat. Res., October 2017; 15(4): 371-376.
- [42]. S. Cyriac, M. M. Musthafa, R. Ganapathi Raman, K. Abdul Haneefa, et V. T. Hridya : Pretreatment Patient Specific Quality Assurance and Gamma Index Variation Study in Gantry Dependent EPID Positions for IMRT Prostate Treatments ; Journal of Radiotherapy Volume 2014, 325057, 2014.
- [43]. S. L. Richardson, I. M. Buzurovic, G. N. Cohen, W. S. Culberson, C. Dempsey, B. Libby et al : HDR brachytherapy, part A; AAPM medical physics practice guideline 13.a, J Appl Clin Med Phys. 2023;24:e13829 (septembre 2022).
- [44]. C. Dempsey: Methodology for commissioning a brachytherapy treatment planning system in the era of 3D planning; Australas Phys Eng Sci Med, 33:341–349, 2010.
- [45]. M.J. Butson, P.K.N. Yu, T. Cheung, P. Metcalfe: Radiochromic film for medical radiation dosimetry; Mater. Sci. Eng. R. 41 61–120, 2003.
- [46]. S. Devic, N. Tomic, F. DeBlois: Brachytherapy TPS QA using EBT model Gafchromic film; Med. Phys, 36 2528, 2009.
- [47]. S.C. Uniyal, S.D. Sharma, U.C. Naithani: A dosimetry method in the transverse plane of HDR Ir-192 brachytherapy source using Gafchromic EBT2 film; Phys. Med. 28 129–33, 2012.
- [48]. S.J. Van Hoof, P.V. Granton, G. Landry, M. Podesta, F. Verhaegen: Evaluation of a novel triple-channel radiochromic film analysis procedure using EBT2; Phys. Med. Biol. 57 4353–68, 2012.
- [49]. A. Micke, D.F. Lewis, X. Yu: Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction; Med. Phys. 38 2523–34, 2011.

- [50]. T.A.D. Brown, K.R. Hogstrom, K.L. Alvarez, K.L. Matthews, K. Ham, J.P. Dugas :
Dose-response curve of EBT, EBT2, and EBT3 radiochromic films to synchrotron-
produced monochromatic x-ray beams ; Med. Phys. 39 7412–7, 2012.

70	0,999	0,999	0,998	0,998	0,999	0,999	1,000	0,999	1,000	0,999	0,999	0,999	0,999
80	1,000	1,000	1,000	0,999	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
90	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
100	1,000	1,000	1,000	0,999	0,999	1,000	0,999	0,999	1,000	0,999	1,000	0,999	1,000
110	1,000	1,000	0,999	0,998	0,998	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999
120	0,998	0,998	0,997	0,996	0,997	0,996	0,996	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997
130	0,992	0,992	0,992	0,992	0,993	0,993	0,994	0,994	0,994	0,994	0,995	0,995	0,995
140	0,987	0,987	0,987	0,987	0,988	0,989	0,989	0,989	0,990	0,990	0,991	0,991	0,991
150	0,976	0,976	0,978	0,980	0,980	0,982	0,983	0,983	0,984	0,984	0,986	0,986	0,987
155	0,972	0,972	0,974	0,976	0,976	0,978	0,979	0,979	0,979	0,981	0,982	0,983	0,984
160	0,969	0,969	0,970	0,971	0,972	0,974	0,975	0,976	0,976	0,977	0,979	0,980	0,981
165	0,970	0,970	0,971	0,972	0,972	0,972	0,972	0,973	0,973	0,974	0,976	0,977	0,978
170	0,980	0,980	0,979	0,978	0,977	0,975	0,975	0,974	0,974	0,975	0,976	0,978	0,979
172	0,983	0,983	0,982	0,981	0,979	0,978	0,977	0,977	0,977	0,978	0,979	0,980	0,980
175	0,983	0,983	0,983	0,983	0,983	0,982	0,982	0,981	0,981	0,980	0,982	0,983	0,985
178	0,980	0,980	0,982	0,984	0,982	0,982	0,982	0,980	0,980	0,981	0,982	0,983	0,982
179	0,980	0,980	0,978	0,976	0,977	0,977	0,977	0,976	0,977	0,977	0,977	0,979	0,980
180	0,974	0,974	0,968	0,962	0,967	0,971	0,969	0,972	0,974	0,973	0,967	0,972	0,978

APPENDICE 2 : Données dosimétrique de Flexisource Cobalt-60

Tableau 1 : Constante de débit de dose de Flexisource Co-60 [9].

Source radioactive	Constante de débit de dose Λ (cGy h ⁻¹ U ⁻¹)
Flexisource Co-60	1,085

Tableau 2 : Fonction de la dose radiale de Flexisource Co-60 [9].

r (cm)	0,10	0,15	0,20	0,22	0,25	0,27	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00
g _L (r)	0,837	0,971	1,045	1,065	1,079	1,081	1,080	1,054	1,031	1,021	1,012	1,004	1,002	1,000	0,992	0,984	0,976	0,967

r (cm)	3,50	4,00	4,50	5,00	6,00	7,00	8,00	9,00	10,0	11,0	12,0	14,0	16,0	18,0	20,0
g _L (r)	0,960	0,951	0,944	0,935	0,919	0,902	0,885	0,868	0,850	0,832	0,814	0,777	0,739	0,701	0,663

Tableau 3 : Fonction d'anisotropie de Flexisource Co-60 [9].

$\theta(^{\circ}) / r(\text{cm})$	0,00	0,20	0,40	0,60	0,80	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00	8,00	10,00	12,00	14,00	16,00	18,00	20,00
0	NaN	NaN	0,920	0,955	0,945	0,950	0,952	0,953	0,954	0,955	0,956	0,960	0,961	0,963	0,966	0,967	0,969	0,986
2	NaN	NaN	0,917	0,965	0,955	0,956	0,956	0,956	0,957	0,958	0,959	0,962	0,963	0,965	0,967	0,968	0,970	0,979
4	NaN	NaN	0,915	0,975	0,960	0,961	0,959	0,960	0,960	0,961	0,962	0,964	0,965	0,967	0,968	0,969	0,971	0,971
6	NaN	NaN	0,923	0,976	0,962	0,961	0,959	0,960	0,961	0,962	0,962	0,963	0,965	0,967	0,967	0,969	0,970	0,971
8	NaN	NaN	0,929	0,974	0,965	0,964	0,963	0,964	0,965	0,966	0,966	0,968	0,969	0,970	0,971	0,972	0,973	0,973
10	NaN	NaN	0,935	0,976	0,969	0,969	0,967	0,968	0,968	0,969	0,969	0,970	0,972	0,973	0,973	0,974	0,975	0,976
12	NaN	NaN	0,936	0,978	0,972	0,972	0,971	0,972	0,973	0,973	0,974	0,975	0,976	0,977	0,977	0,978	0,979	0,979
14	NaN	NaN	0,944	0,980	0,976	0,976	0,975	0,976	0,976	0,976	0,977	0,978	0,978	0,979	0,980	0,980	0,981	0,981
16	NaN	0,596	0,944	0,984	0,978	0,978	0,977	0,978	0,978	0,979	0,979	0,980	0,980	0,981	0,981	0,982	0,982	0,982
18	NaN	0,633	0,950	0,990	0,982	0,981	0,981	0,981	0,982	0,982	0,983	0,983	0,983	0,984	0,984	0,985	0,985	0,985

84	1,004	0,996	1,000	1,001	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000
86	1,006	0,998	0,999	1,003	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
88	1,008	1,000	0,998	1,002	1,000	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
90	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
92	1,005	1,001	1,001	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,001	1,000	1,001	1,001	1,000	1,000	1,000
94	1,006	1,000	1,000	1,001	1,000	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,000	1,000	1,001	1,000	1,001
96	1,006	0,998	1,000	1,000	0,999	1,001	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	0,999	0,999	1,000
98	1,002	0,997	1,000	1,001	1,000	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
100	0,997	0,996	1,003	1,001	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	1,000	0,999
102	0,997	0,994	1,001	1,002	0,999	1,001	1,000	1,000	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,000	1,000	1,000	1,001
104	0,994	0,993	1,002	0,999	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
106	0,992	0,992	1,003	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,001	1,000	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001	1,001
108	0,988	0,990	1,005	1,000	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
110	0,986	0,988	1,004	1,002	1,000	1,000	0,999	0,999	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,999	1,000
112	0,977	0,984	1,005	1,001	1,000	1,001	0,999	0,999	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
114	0,976	0,978	1,004	0,999	0,999	1,000	0,999	1,000	0,999	1,000	1,000	0,999	1,000	1,000	1,000	0,999	0,999
116	0,969	0,978	1,005	1,000	1,000	1,000	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999
118	0,964	0,973	1,005	1,001	0,999	1,000	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999
120	0,953	0,970	1,007	1,002	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999
122	0,943	0,965	1,005	1,002	0,998	0,999	0,998	0,998	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,998	0,999	0,999	0,999
124	0,938	0,959	1,005	1,002	0,999	1,000	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999
126	0,934	0,953	1,005	1,001	0,998	0,999	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998
128	0,925	0,945	1,005	0,998	0,998	0,999	0,998	0,998	0,998	0,998	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,998	0,998
130	0,915	0,939	1,006	1,000	0,998	0,999	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998
132	0,901	0,933	1,005	1,000	0,998	0,999	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,998	0,997	0,997
134	0,890	0,924	1,005	1,001	0,998	0,998	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997
136	0,877	0,915	1,005	1,004	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997	0,997
138	0,856	0,905	1,003	1,004	0,996	0,997	0,997	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996
140	0,843	0,893	1,002	1,003	0,996	0,997	0,996	0,996	0,996	0,996	0,997	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996	0,996
142	0,828	0,882	1,002	1,002	0,995	0,996	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,994	0,995
144	NaN	0,868	0,999	1,005	0,994	0,996	0,994	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995
146	NaN	0,853	0,997	1,002	0,994	0,995	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994	0,994

148	NaN	0,836	0,993	0,999	0,993	0,993	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992	0,992
150	NaN	0,819	0,988	1,000	0,992	0,992	0,990	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991
152	NaN	0,800	0,985	0,999	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,992	0,991	0,991	0,991	0,992	0,992
154	NaN	0,781	0,984	0,998	0,989	0,991	0,988	0,988	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989	0,989
156	NaN	0,760	0,974	0,997	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,987	0,988	0,988	0,988
158	NaN	0,735	0,966	0,993	0,985	0,985	0,984	0,984	0,984	0,984	0,985	0,985	0,985	0,985	0,986	0,986	0,986	0,986
160	NaN	0,707	0,959	0,992	0,983	0,983	0,981	0,981	0,982	0,982	0,982	0,982	0,983	0,983	0,983	0,984	0,984	0,984
162	NaN	0,675	0,954	0,992	0,979	0,979	0,977	0,977	0,977	0,978	0,978	0,979	0,979	0,979	0,979	0,980	0,980	0,981
164	NaN	0,638	0,949	0,983	0,974	0,974	0,973	0,973	0,974	0,974	0,975	0,975	0,976	0,977	0,978	0,978	0,979	0,979
166	NaN	NaN	0,942	0,980	0,969	0,968	0,966	0,967	0,967	0,968	0,969	0,970	0,971	0,972	0,972	0,973	0,973	0,974
168	NaN	NaN	0,935	0,972	0,961	0,960	0,960	0,961	0,961	0,962	0,963	0,964	0,966	0,967	0,967	0,968	0,969	0,970
170	NaN	NaN	0,927	0,960	0,951	0,950	0,948	0,950	0,951	0,952	0,953	0,955	0,957	0,958	0,960	0,961	0,963	0,963
172	NaN	NaN	0,921	0,942	0,940	0,934	0,934	0,936	0,937	0,939	0,940	0,943	0,945	0,948	0,950	0,951	0,953	0,955
174	NaN	NaN	NaN	0,927	0,926	0,918	0,918	0,921	0,923	0,925	0,927	0,931	0,935	0,937	0,940	0,942	0,944	0,946
176	NaN	NaN	NaN	0,922	0,910	0,898	0,899	0,902	0,906	0,909	0,911	0,916	0,920	0,925	0,928	0,932	0,935	0,935
178	NaN	NaN	NaN	0,904	0,900	0,879	0,882	0,886	0,889	0,893	0,896	0,902	0,907	0,911	0,915	0,919	0,922	0,914
180	NaN	NaN	NaN	0,886	0,898	0,861	0,864	0,869	0,872	0,877	0,880	0,889	0,893	0,897	0,902	0,906	0,908	0,893

LISTE DES TRAVAUX

PUBLICATIONS

1. Mohammed Lahlabou, and Khelifi Rachid, Lahlabou M, Khelifi R. Commissioning validation of a brachytherapy treatment planning system with EGSnrc Monte Carlo code and EBT3 Gafchromic film. J Med Phys 2022; 47:352-61.

CONFERENCES

1. Mohammed Lahlabou, Chikh Tayeb, and Khelifi Rachid, Commissioning of LDR brachytherapy TPS using Gafchromic, 1st International Conference and School on Radiation Imaging ICSRI, 2021.