



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان



Université Abou Bakr Belkaid de Tlemcen

Faculté des sciences

Département de Physique

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour L'obtention Du Diplôme De

Master En Physique Médicale

Etude Des Paramètres Physiques et Dosimétriques En
Curiethérapie De Haut Débit De Dose Des Cancers Du
Col Utérin

Présenté par :

Beghadid Anissa

Bensennia Karima

Soutenu le 29 septembre 2016 devant le Jury composé de :

Président : Pr.Boukerche Professeur à l'université -Oran1
Examineur : Dr.Madouri Maitre de conférences a université-Oran1
Examineur : Dr.Zergoug Physicien Médicale (CAC Oran)
Encadreur : Pr.Khaldi Professeur à l'université-Oran1
Co-encadreur : Dr.Saim Physicienne Médicale (CAC Oran)
Invité : Pr.Benmouna Professeur (Faculté des sciences tlemcen)

Promotion : 2015-2016

Remerciements

On remercie dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

Ce travail a été effectué au sein du service de Radiothérapie de l'Etablissement Hospitalier Anti-Cancer EL AMIR ABD EL KADER d'Oran. Nous tenons à remercier le **Professeur Boukerche** (Chef de Service de Radiothérapie) de nous avoir accueillies dans son Service durant la réalisation de ce mémoire.

Nos remerciements les plus sincères vont également à Professeur **M.Benmouna** et Mr le doyen de la faculté des sciences **B.Benguella**.

Nos vifs remerciements vont également à Monsieur le doyen de la faculté de médecine **Professeur Berber**.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide et l'encadrement de **Pr H. Khaldi**, on la remercie pour la qualité de son encadrement exceptionnel, pour sa patience, sa rigueur et sa disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

Nous remercions à **Melle Saim Asma** la physicienne médicale au niveau de l'EHS Oran pour son aide durant notre pratique.

Nous sommes conscientes de l'honneur que nous a fait **Pr Boukerche** en étant président du jury et **Dr Zergoug** et **Dr Lahmer** d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Nous tenons à exprimer nos sincères remerciements à tous les professeurs qui nous ont enseigné et qui par leurs compétences nous ont soutenu dans la poursuite de nos études : **Professeur Baba Ahmed, Professeur Meguenni, Dr Mejahedi, Dr Meghelli, Pr Liani, Pr Lasri**.

Comme nous tenons à exprimer également nos remerciements à tous les membres de l'équipe de physique et l'équipe des manipulateurs pour leur accueil chaleureux, leur amitié et leur bonne humeur constante. Merci de nous avoir accordé leur patience durant des moments parfois difficiles.

Dédicace

Je dédie ce mémoire :

A l'homme de ma vie, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir ; papa je t'aime.

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, la flamme de mon cœur, ma vie et mon bonheur ; maman que j'adore.

A mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et de bonheur, mon oncle Hamed.

A mon sourire, ma grand-mère pour son amour et prière. Puisse dieu le tout puissant vous procure la santé.

A celle qui m'a donné le courage et la volonté pour arriver à mon but, tante Zokha je t'adore.

A celle que j'aime beaucoup et qui m'a soutenue tout au long de ce travail, tante touria.

A tous mes frères et mes sœurs.

Aux personnes qui m'ont toujours aidé et encouragé, qui étaient toujours à mes côtés, Hichem et Chahinez et leurs fils Roumaissa, Sidahmed, Abdennour, Mounir, Dalal.

A mon ange Agha-mir Asma que dieu te garde dans son vaste paradis.

A mon binôme KARIMA et toute la famille Bensennia.

A mes aimables amis dont le grand plaisir leurs revient en premier lieu pour leurs conseils, aides, et encouragements : Laoues Mustapha, Tedjini Mohammed Hocine, Cheikh Abdelbasset, Agha-mir Med Oussama, Benayad Zououi, Bekhchi Meriem, Messaoudi khadidja, Settaf Aida, Cherifi Fatema, Bounab Nadjima, Maalem Amina,

Louiza Malika, Ghomari Imène, Semmoud Fatiha.

Aux familles Mered, Beghadid, Ben Ali, Jaalouk.



Anissa

Dédicace

Je tiens à exprimer

Ma profonde gratitude aux personnes que je porte dans mon cœur.
A celle qui m'a encouragé et m'a soutenu tout au long de ce travail et qui m'a
fait de moi ce qui je suis :

A toi ma mère, Mama je t'aime,

A celui qui m'a donné la tendresse, le courage et

La volonté pour arriver à mon but :

A toi mon père, Papa je t'aime,

A ma chère grand-mère : Chemerik Halima que dieu procure la santé,

A mon cher oncle : Madani,

A mon cher frère : Sid Ahmed,

A Ali

A mes chères sœurs : Dalila, Amel et spécialement ma jumelle Sarah, Sarah je
t'adore !

A tous les petits charmants de ma famille : Fatima, Youcera et Rami,

A tous les familles : Cherifi, Bensennia,

A mes chères amies Boualem Houria et Saidani Sara pour son aide et son
amitié.

A Mon binôme Anissa, pour son sérieux et sa noble famille.

Je profite de cette occasion pour le dédier encore à mes chers amis qui méritent
un vibrant hommage pour leur soutien, leurs encouragements et les marques de
sympathie qui reflètent une amitié sincère et solide, Boudjema Malika, Boualam

Fetihia, Ben Ahmed Amina, Belhadj Hafida, Ghomari Imene, Hind Bouchiki,

Oulhissane Amina, Haddado Kahina, Benrezak Fatima, Bouadi Mélisa

Tenhinane, Zaoui Halima, Sahraoui Halima,

A tous mes collègues de promotion M2 physique médicale.

Enfin, A tous ceux que j'ai oubliés et qui me sont chers.



Karima

RESUME

La curiethérapie est une technique par laquelle des sources radioactives scellées sont introduites dans le corps et positionnées près des tumeurs par l'intermédiaire d'applicateurs. Cette technique permet de délivrer la dose voulue à la tumeur tout en épargnant un maximum les tissus sains.

Afin de pouvoir réaliser au mieux la planification du traitement, il est très important de connaître aussi précisément que possible la distribution de dose autour non seulement de la source mais aussi de l'applicateur. L'objectif de notre travail est de faire des études sur des cas cliniques réels du cancer du col utérin traités par la curiethérapie à haut débit de dose, en étudiant les différents paramètres physiques et dosimétriques, en se basant sur un système de dosimétrie adapté au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran dans le but d'obtenir une bonne dosimétrie, en modifiant quelques paramètres dosimétriques. Et au même temps surveiller les organes à risque tout en respectant la dose de tolérance de ces derniers.

Dans le cadre de ce mémoire, on a proposé trois études qui sont abordées de différentes idées. Nous avons dans la 1^{ère} étude activé le temps d'irradiation seulement dans la zone du HRCTV et étudié les différents paramètres physiques et dosimétriques (temps, distance, débit de dose) dans le but d'obtenir une bonne dosimétrie tout en surveillant la dose de tolérance des organes à risque. On a travaillé dans la deuxième étude sur la position de l'emplacement du point zéro vu que c'est le point de départ du calcul de la distribution de la dose, on a pensé de mettre le point zéro aux trois positions différentes par rapport au niveau du HRCTV, la troisième est une étude virtuelle de la dosimétrie en curiethérapie exclusive préopératoire, cette étude est basée sur la D90 lorsqu'elle correspondait à 105% et à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, précisément ces deux pourcentages qui sont les plus pratiqués dans la dosimétrie de la curiethérapie à haut débit de dose du cancer du col utérin au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

Les résultats expérimentaux montrent une supériorité visuelle efficace de l'approche proposée et sa performance en termes de la bonne couverture du volume cible, et meilleur équivalent de la dose soit en volume cible ou en organes à risque.

Mot clés : curiethérapie, sources radioactives, tumeur, haut débit de dose, paramètres physiques et dosimétriques, organes à risque, dose de tolérance, point zéro, équivalent de la dose, cancer du col utérin.

ABSTRACT

Brachytherapy is a technique by which sealed radioactive sources are introduced into the body and positioned near tumors via applicators. This technique delivers the desired dose to the tumor while sparing healthy tissue up.

In order to achieve the best treatment planning, it is very important to know as precisely as possible the dose distribution around not only the source but also the applicateur. L'objectif of our work is to study on real clinical cases of cervical cancer treated with brachytherapy with high dose rate, studying the various physical and dosimetric parameters, based on a dosimetry system adapted to the level of Emir Abdelkader Oncology EHS in Oran to obtain a good dosimetry, by changing some dosimetric parameters. And simultaneously monitor all organs at risk in respecting the tolerance dose of the latter.

As part of this memory, it was proposed that three studies are addressed to different ideas. We study in the first set irradiation time only in HRCTV area and study the different physical and dosimetric parameters (time, distance, dose rate) in order to get good dosimetry monitoring any dose tolerance of organs at risk. We worked in the second study on the position of the location of the zero point view that this is the starting point for the calculation of the dose distribution, it was thought to ground zero to three different positions relative to HRCTV level, the third is a virtual study of preoperative exclusive brachytherapy dosimetry in this study is based on the D90 when corresponded to 105% and 120% of the dose delivered at the HRCTV precisely these two percentages are the practice in dosimetry of brachytherapy high dose rate of cervical cancer at the Oncology Emir Abdelkader Oran EHS.

The experimental results show an effective visual superiority of the proposed approach and its performance in terms of good coverage of the target volume and better equivalent of the dose is in the target volume or organs at risk.

Key words:

Brachytherapy, radioactive sources, tumor, high dose rate, physical and dosimetric parameters, organs at risk, dose tolerance, zero, equivalent dose, cervical cancer.

المخلص

العلاج الإشعاعي الموضعي هو أسلوب يعتمد على وضع مصادر مشعة مغلقة في جسم المريض وذلك بالقرب من الأورام عن طريق قضييب تطبيق المصادر المشعة المختومة هذا الأسلوب يسمح بتدفق الجرعة المرغوب فيها للورم، مع الأخذ بعين الاعتبار سلامة الأنسجة العادية للجسم.

من أجل تحقيق تخطيط معاملة أفضل، من المهم جدا معرفة أكبر قدر من دقة توزيع الجرعة ليس فقط من أجل المصدر بل أيضا من أجل أدوات التطبيق.

يهدف عملنا الى إجراء دراسات بشأن الحالات السريرية الفعلية لسرطان عنق الرحم و المعالجة بالأشعة في تقنية التشعيع بمعدل جرعة عالية من خلال دراسة مختلف حالات سرطان عنق الرحم وقياس الجرعات الإشعاعية، و دراسة عوامل فيزيائية و عوامل قياس الجرعات الإشعاعية لتتكيف مع مستوى حجم الورم وحماية الأعضاء المجاورة له بالاعتماد على نظام يستعمل في جناح العلاج الإشعاعي بمركز الأمير عبد القادر بوهرا ن بغية الحصول على جرعات جيدة و ايضا التركيز على عدد قليل من عوامل قياس الجرعات مثل تنشيط وقت الإشعاع على مستوى الورم و الاخذ بالاعتبار سلامة الاعضاء المعرضة للخطر.

وكجزء من هذه الأطروحة قد اقترحنا ثلاث دراسات تتضمن أفكار مختلفة في الدراسة الأولى تم تنشيط الوقت في تشعيع فقط منطقة الورم ودراسة مختلف العوامل الفيزيائية وقياس الجرعات (الوقت، المسافة، معدل الجرعة) من أجل الحصول على تغطية جيدة للجرعات الإشعاعية على مستوى الورم مع المحافظة على الأعضاء المعرضة للخطر لقد عملنا في الدراسة الثانية على وضع نقطة الصفر في ثلاث مواضع مختلفة اعتمادا على مستوى الورم مع العلم ان نقطة الصفر هو نقطة بداية توزيع الجرعة، الثالثة هي دراسة تجريبية على قياس الجرعة للعلاج الموضعي الإشعاعي الحصري قبل تلقي المريض أي نوع اخر من العلاج اعتمادا على D90 التي تمثل 90 بالمئة من حجم الورم وعلى هذا الأساس قمنا بأخذ نسبتي 105% و 120% مع العلم انها تمثل معدل توزيع الجرعة على مستوى الورم وهما الأكثر تطبيقا في مركز معالجة الأورام الأمير عبد القادر بوهرا ن.

النتائج التجريبية اظهرت فعالية النهج المقترح من حيث تغطية جيدة للجرعة الموزعة على مستوى الورم وحماية الأعضاء المجاورة له.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي الموضعي، المصادر الإشعاعية، الورم، معدل جرعة عالي، عوامل فيزيائية وقياسية للجرعة، الاعضاء المعرضة للخطر، الجرعة النظامية، نقطة الصفر، عامل تكافئ الجرعة، سرطان عنق الرحم.

Table des matières

Liste des figures.....	
Liste des tableaux.....	
Abréviations.....	
Introduction générale	1

Chapitre I : Généralité

I.1.La physique médicale	4
I.2. Définition et intérêt de la curiethérapie	4
I.3. L’histoire de la curiethérapie.....	5
I.4. Différents types de la curiethérapie	7
I.4.1. Selon la position du radioélément par rapport à la tumeur à traiter	7
I.4.1.1. La curiethérapie interstitielle	7
I.4.1.2. La plésiocuriethérapie ou curiethérapie de contact.....	7
I.4.2. Selon le débit de dose	7
I.5. Mode d’irradiation	7
I.5.1. Irradiation continue	7
I.5.2. Irradiation fractionnée	7
I.6. La curiethérapie HDD	8
I.6.1. Phases du traitement	9
I.6.2. Placement des cathéters dans le corps du patient.....	10
I.6.3. Simulation	10
I.6.4. Dosimétrie	10
I.6.5. Traitement	11

I.6.6. Enlèvement des implants	11
I.7. Le cancer du col utérin	11
I.7.1. Introduction	11
I.7.2. Le col de l'utérus	12
I.7.2.1. Anatomie	12
I.7.2.2. Histologie	14
I.7.3. Définition du mot cancer	15
I.7.4. Définition du cancer du col de l'utérus	15
I.7.5. Histoire naturelle du cancer du col de l'utérus	16
I.7.6. Epidémiologie	16
I.7.7. Facteurs de risque	17
I.7.7.1. Les facteurs de risque d'une infection par HPV	17
I.7.7.2. Les facteurs de risques de développement du cancer du col utérin une fois que l'infection par HPV est présente	17
I.7.7.3. Autres facteurs qui affaiblissent le système immunitaire et l'état de santé général	17
I.7.8. Le dépistage du cancer du col de l'utérus	18
I.7.8.1. Différents examens de dépistage	18
I.7.8.1.1. Examen cytologique	18
I.7.8.1.2. Examens histologiques	18
I.7.8.1.3. Test HPV	19
I.8.9. Classification	19
I.8.9.1. Classification FIGO	19
I.8.9.2. Classification TNM	19
I.8.10. Les organes à risque en curiethérapie gynécologique	21
I.8.11. Modalité du traitement	21
I.8.11.1. La chirurgie	21

I.8.11.2 .La radiothérapie	22
I.8.11.3. La chimiothérapie	22

Chapitre II : Les paramètres physiques et dosimétriques en curiethérapie à haut débit de dose.

II.1. Introduction	23
II.2. Interactions des rayonnements ionisants avec la matière	23
II.2.1. Introduction	23
II.2.2. Classification des rayonnements	23
II.2.3. Interactions photon-matière	25
II.2.3.1. L'Effet photoélectrique.....	25
II.2.3.2. L'Effet Compton	26
II.2.3.3. Effet de création de paires (e-, e+)	26
II.2.3.4. Sections efficaces d'interactions	26
II.2.3.5. Loi d'atténuation	28
II.2.3.6. Couche de demi-atténuation (CDA).....	28
II.3. Les sources radioactives utilisées en curiethérapie	29
II.3.1 Les paramètres physiques et dosimétriques de la curiethérapie HDD.....	33
II.3.1.1. Les paramètres physiques	33
II.3.1.2. Les paramètres dosimétriques	34
II.4. Dosimétrie	35
II.4.1.Etalonnage des sources	35
II.4.2. Pouvoir de pénétration dans l'eau	35
II.4.3. Distribution de la dose	36
II.5. Calcul de la distribution des doses	36

II.5.1. Introduction	36
II.5.2. Calcul de la dose en un point	36
II.5.3. Source Ponctuelle	36
II.5.4. Source mobile	37
II.5.5. Calcul par ordinateur de la distribution des doses	38
II.5.5.1. Organigramme	39
II.5.6. Reconstruction des positions des sources dans l'espace	40
II.5.6.1. Systèmes des coordonnées	40
II.5.6.2. Coupes tomographiques Y ou scanographiques	41
II.5.7. Calcul des distributions des doses	42
II.5.8. Données relatives à l'atténuation par le milieu	43
II.6. Rôle du débit de dose en curiethérapie	43
II.6.1. Introduction	43
II.6.2. Mécanismes radiobiologiques en cause	44
II.6.3. Etude théorique du rôle du débit de dose	45
II.6.4. Valeurs de α/β	46
II.6.5. Inhomogénéité de la dose et du débit dans le volume irradié	46
II.6.7. Curiothérapie à haut débit de dose.....	47
II.8. Système de Manchester.....	48
II.8.1. Points de référence de dose	49
II.8.1.1. Dose au point A	49
II.8.1.2. Dose au point B.....	50
II.8.1.3. Points de référence des organes à risque	51
II.8.1.3.1. Point de référence de la vessie.....	51
II.8.1.3.1. Point de référence du rectum	52

II.8.1.3.2. Volumes de référence	52
II.8.1.3.2.1. Volume à traiter	52
II.8.3.2.1.2. Volume du point A.....	52
II.8.3.2.1.2. a. Définition	52
II.8.3.2.1.3. b. Recommandations du volume du point A	52
II.8.1.3.3. Volume de la dose de référence	52
II.8.1.3.3. a. Définition	52
II.8.1.3.3. b. Recommandations du volume de la dose de référence.....	52

Chapitre III : Matériels.

III.1. La source de cobalt 60 :	54
III.2. Le scanner	54
III.3. Les applicateurs.....	55
III.2.1. Applicateur Ring.....	55
III.2.2. Applicateur Fletcher.....	56
III.3. Les cathéters	57
III.5. Le système de planification de traitement TPS	58
III.4. Projecteur de sources	61
III.7. Caméra et interphone	62
III.8. Le Contrôle journalier	63

Chapitre IV : Méthodes, résultats et discussions.

IV.1. Introduction	65
IV.2. La méthode dosimétrique	65
IV.2.1. Prescription et traçabilité	65

IV.2.1.1. La fiche médicale	65
IV.2.2. Recommandation des contraintes de dose	72
IV.2.3. Contrainte de dose	74
IV.2.4. Recommandation de prescription de la dose après radiothérapie externe RCT	74
IV.2.5. Recommandation de la prescription de la dose en curiethérapie exclusive Pré-op	75
IV.3. La Partie pratique	76
IV.3.1. La dosimétrie de notre patiente de l'EHS d'Oncologie d'Oran (cancer du Col utérin stade IIB)	76
IV.3.1. Etude I.....	81
IV.3.1.1. Partie 1	81
a) Les paramètres physiques et dosimétriques de la dose 7 Gy	82
b) Les paramètres physiques et dosimétriques de la dose 6.5 Gy de la patiente stade IIB de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran	86
c) Les paramètres physiques et dosimétriques de la dose 5 Gy de la patiente stade IIB de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran	90
IV.3.1.2. Partie 2	94
IV.3.1.2.1. Représentation des résultats pour les trois doses	94
IV.3.1.2.2.1. L'analyse et l'interprétation des résultats.....	94
IV.3.1.2.3. Présentation des résultats pour $\alpha/\beta=3$	95
IV.3.1.2.3.1. L'analyse et l'interprétation des résultats	96
IV.3.1.3. Conclusion générale de l'étude I	96
IV.3.2. Etude II	97
IV.3.2.1. La dosimétrie de la patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran de la dose 5Gy	98

IV.3.2.2. Les trois positions	101
IV.3.2.2.1. Position 1	101
IV.3.2.2.2. Position 2	102
IV.3.2.2.3. Position 3	103
IV.3.2.2. 4. Interprétation des trois figures A, B, C.....	104
IV.3.2.2.5. Présentation de l'histogramme des paramètres dosimétriques des 3 positions	104
IV.3.2.2.5.1. Interprétation des trois histogrammes des différentes positions de point zéro	105
IV.3.2.1.1. Les résultats d'équivalent de dose	106
IV.3.2.1.1.1. Analyse et interprétation	106
IV.3.2.6. Conclusion générale de l'étude II	106
IV.3.3. Etude III	107
IV.3.3.1. La dosimétrie de la curiethérapie exclusive pour le 105% de la D90 Au niveau du HRCTV	108
IV.3.3.1.1. La dosimétrie de la curiethérapie HDR exclusive pour la dose 7Gy	109
IV.3.3.1.2. La Dosimétrie de la dose 4Gy de la patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour la D90% qui corresponde à 105%	115
IV.3.3.2. La dosimétrie de la curiethérapie exclusive pour la D90 qui corresponde A 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV	119
IV.3.3.2.1. La dosimétrie de la dose 7Gy de la patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour la D90% qui corresponde à 120%.....	119
IV.3.3.2.2. La dosimétrie de la dose 4 Gy de la patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour la D90% qui corresponde à 120%	131
IV.3.3.3. Calcul de l'équivalent de dose au niveau des OAR	135
IV.3.3.4. L'analyse et l'interprétation des résultats	136

IV.3.3.5. Conclusion	136
Conclusion générale	137
Annexe	140
Bibliographie	159

Liste des figures

Chapitre I :

p.09-**Figure I.01** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.10-**Figure I.02** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.11-**Figure I.03** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.13-**Figure I.04** : <http://www.illustrationsmedicales.com/cancer-de-luterus/>

p.14-**Figure I.05** : <http://www.illustrationsmedicales.com/cancer-de-luterus/>

p.15-**Figure I.06** : Sellors, J.W. et Sankaranarayanan, R. (2004) Colposcopie et Traitement des néoplasies Cervicales Intraépithéliales : Manuel à l'usage des débutants. Lyon, France, IARC Press.

p.16-**Figure I.07** : Hantz, S., Alain, S. et Denis, F. (2006) Human papillomavirus prophylactic vaccins : stakes and perspectives. Gynecol Obstet Fertil ; 34: 647-55.

Chapitre II :

p.24-**Figure II.1** : Personne compétente en radioprotection : principes de radioprotection Réglementation Coordinné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.

P.25-**Figure II.02** : Personne compétente en radioprotection : principes de radioprotection Réglementation Coordinné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.

p.26-**Figure II.03** : Personne compétente en radioprotection : principes de radioprotection Réglementation Coordinné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.

p.27-**Figure II.04** : Personne compétente en radioprotection : principes de radioprotection

Réglementation Coordonné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences

2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.

p.27-**Figure II.05** : Personne compétente en radioprotection : principes de radioprotection

Réglementation Coordonné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences

2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.

p.30-**FigureII.06** :[http://www.estroeducation.org/publications/Documents/C%20%202%2023072002%20Radiophysics %20.pdf](http://www.estroeducation.org/publications/Documents/C%20%202%2023072002%20Radiophysics%20.pdf).

p.32-**Figure II.07** : the physics of modern brachytherapy for oncology D Baltas, L Sakelliou, N Zamboglou.

p.39-**Figure II.08** : Dutreix (1967) Utilisation d'un ordinateur pour la dosimétrie en curiethérapie : Ann. Phys. Biol. Med. 2. 139-146

p.41-**Figure II.9** : K. Edmunson (1991) Geometry based optimization for stepping source implants. Selecteron brachyth J.5(4). 22-26.

p.45-**Figure III10** : Liversage (1969) A general formula for equating protracted and acute regimes of radiation. Br. Radiol. 42. 432-440.

p.48-**Figure II.11** : Alain Gerbaulet, Richard Pötter, Christine Haie-Meder. Cervix Carcinoma. IA 14 01082002.

p.49-**Figure II.12** : Alain Gerbaulet, Richard Pötter, Christine Haie-Meder. Cervix Carcinoma. IA 14 01082002

p.50-**Figure II.13** : Alain Gerbaulet, Richard Pötter, Christine Haie-Meder. Cervix Carcinoma. IA 14 01082002.

p.51-**Figure II.14** : Alain Gerbaulet, Richard Pötter, Christine Haie-Meder. Cervix Carcinoma. IA 14 01082002.

Chapitre III :

p.55-**Figure III.1** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.56-**Figure III.2** : Guide pratique ; HDR Applicators et Accessoires ; for use with MultiSource Ir-192 and Co-60 systems ; P13d113/ rev. 02/ 08.2012.

p.57-**Figure III.3** : Guide pratique ; HDR Applicators et Accessoires ; for use with MultiSource Ir-192 and Co-60 systems ; P13d113/ rev. 02/ 08.2012.

p.58-**Figure III.4** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.60-**Figure III.5** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.61-**Figure III.6** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.61-**Figure III.7** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.62-**Figure III.8** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.63-**Figure III.9** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.64-**Figure III.10** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

Chapitre IV :

p.66-**Figure IV.1** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.71-**Figure IV.2** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.76-**Figure IV.3** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.77-**Figure IV.4** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.78-**Figure IV.5** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.79-**Figure IV.6** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.80-**Figure IV.7** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.80-**Figure IV.8** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.81-**Figure IV.9** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.82-**Figure IV.10** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.83-**Figure IV.11** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.83-**Figure IV.12** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.84-**Figure IV.13** EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.85-**Figure IV.14** EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.85-**Figure IV.15** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.86-**Figure IV.16** EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.
p.86-**Figure IV.17** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.89-**Figure IV.18** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.89-**Figure IV.19** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.90-**Figure IV.20** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.91-**Figure IV.21** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.91-**Figure IV.22** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.92-**Figure IV.23** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.94-**Figure IV.24** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.95-**Figure IV.25** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.95-**Figure IV.26** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.96-**Figure IV.27** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.97-**Figure IV.28** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.97-**Figure IV.29** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.98-**Figure IV.30** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.100-**Figure IV.31** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.101-**Figure IV.32** EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.103-**Figure IV.33** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.104-**Figure IV.34** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.105-**Figure IV.35** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.105-**Figure IV.36** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.106-**Figure IV.37** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.106-**Figure IV.38** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.107-**Figure IV.39** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.108-**Figure IV.40** EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.109-**Figure IV.41** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.110-**Figure IV.42** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.111-**Figure IV.43** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.113-**Figure IV.44** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.116-**Figure IV.45** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.117-**Figure IV.46** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.118-**Figure IV.47** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.119-**Figure IV.48** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.120-**Figure IV.49** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.120-**Figure IV.50** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.121-**Figure IV.51** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.122-**Figure IV.52** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.123-**Figure IV.53** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.124-**Figure IV.54** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.125-**Figure IV.55** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.125-**Figure IV.56** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.126-**Figure IV.57** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.127-**Figure IV.58** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.128-**Figure IV.59** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.129-**Figure IV.60** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.130-**Figure IV.61** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.130-**Figure IV.62** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.131-**Figure IV.63** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.132-**Figure IV.64** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.133-**Figure IV.65** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.132-**Figure IV.66** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.133-**Figure IV.67** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.134-**Figure IV.68** EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.135-**Figure IV.69** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

Liste des tableaux

Chapitre I :

p.20-**Tableau I.1** : Sophie RENARD-OLDRINI. Implémentation de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité dans les cancers du col utérin au centre ALEXIS VAUTRIN. Thèse de Doctorat en Médecine, Université Henri Poincare - Nancy. (2010).

Chapitre II :

p.29-**Tableau II.1** : Isabelle Gerardy, Evaluation d'un système de planification pour un traitement de brachythérapie gynécologique en utilisant des techniques Monte Carlo et des mesures expérimentales .Thèse de doctorat en chimie nucléaire , université polytechnique de valencia ,septembre 2011 .

Chapitre IV :

p.72-**Tableau IV.1** : General Considerations & Concepts for, High-Dose Rate Brachytherapy, HDR Brachytherapy Teaching Course – 09-11 Novembre 2013 – Nice, université nice sophia Antipolis.

p.73-**Tableau IV.2** : General Considerations & Concepts for, High-Dose Rate Brachytherapy, HDR Brachytherapy Teaching Course – 09-11 Novembre 2013 – Nice, université nice sophia Antipolis.

p.74-**Tableau IV.3** : General Considerations & Concepts for, High-Dose Rate Brachytherapy, HDR Brachytherapy Teaching Course – 09-11 Novembre 2013 – Nice, université nice sophia Antipolis.

p.75-**Tableau IV.4** : General Considerations & Concepts for, High-Dose Rate Brachytherapy, HDR Brachytherapy Teaching Course – 09-11 Novembre 2013 – Nice, université nice sophia Antipolis.

p.76-**Tableau IV.5** : General Considerations & Concepts for, High-Dose Rate Brachytherapy, HDR Brachytherapy Teaching Course – 09-11 Novembre 2013 – Nice, université nice sophia Antipolis.

p.94-**Tableau IV.6** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.95-**Tableau IV.7** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.107-**Tableau IV.8** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.135-**Tableau IV.9** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

p.135-**Tableau IV.10** : EHS service de radiothérapie, Cac Emir Abdelkader d'Oran.

Abréviation

HDR :	Hight dose rate.
TG-43 :	Task Groupe 43.
ICRU :	L'International Committee on Radiological Units.
ESTRO:	L'European Society for Therapeutic Radiology and Oncology.
3D:	Trois dimensions.
TPS:	Système de planification du traitement.
HDD:	Haut débit de dose.
CTV:	Clinical Target Volume.
OAR:	Organes à risques.
HPV:	Le Papillomavirus.
JPC:	Jonction pavimento-cylindrique.
OMS:	Organisation mondiale de la santé.
VIH:	Virus de l'immunodéficience humaine.
FIGO:	Fédération Internationale de Gynécologie Obstétrique.
TNM:	Tumeur, Ganglionnaire, Métastase.
CDA:	Couche de demi-atténuation.
AL:	Longueur active.
PL:	Longueur physique.
EL:	Longueur équivalente.
Kerma:	Kinetic energy released in material.
K_R :	Kerma de référence dans l'air.
Z :	Numéro atomique d'un atome.

SI :	Système International des unités.
D :	Dose absorbé.
D:	Débit de la dose absorbé.
Gy:	Gray.
J :	Joule.
Kg :	kilogramme.
K :	Débit de kerma.
S :	Seconde.
A :	Activité.
Ci :	Curie.
Bq :	becquerel.
MeV :	Méga Electro Volt.
AP :	AntéroPostérieur.
M :	Masse.
CT :	Tomodensitométrie.
EDQ2 :	Equivalent de la dose.
D90 :	Dose couvrant 90% du HRCTV.
D99 :	Dose couvrant 99% du HRCTV.
D10 :	Dose couvrant 10% du HRCTV.
D50 :	Dose couvrant 50% du HRCTV.
D100 :	Dose couvrant 100% du HRCTV.
V100 :	HRCTV recevant 100% de la dose de prescription.
V200 :	HRCTV recevant 200% de la dose de prescription.
V150 :	HRCTV recevant 150% de la dose de prescription.

F :	Fraction.
J :	Jour.
Pré-op :	Prés opératoire (curiethérapie exclusive).
RTE :	Radiothérapie externe.
EHS :	Service radiothérapie.
CAC :	Centre Anti Cancer.
HRCTV :	Haut risque Clinical Target Volume.
L U R :	Left Uterine Right.
P :	Position.

Introduction Générale

La radiothérapie est une des techniques les plus efficaces de lutte contre le cancer en particulier pour les tumeurs malignes localisées. A la différence de la radiothérapie externe ou la tumeur est irradiée par la conjonction de faisceaux de photons, la curiethérapie (appelée également brachythérapie : qui signifie thérapie à courte distance de par sa racine grecque) est un type de radiation qualifiée d'interne.

Depuis un siècle, elle joue un rôle particulier dans le traitement du cancer. Elle constitue le type d'irradiation le plus ancien et joue un rôle important dans les traitements à visée conservatrice. Il s'agit d'un moyen de traitement du cancer par la mise en place des sources radioactives pendant un temps déterminé à l'intérieur du corps humain permettant de détruire in situ les cellules malignes en épargnant au mieux les tissus sains, puisque l'atténuation de la dose provenant de la source varie de manière inversement proportionnelle au carré de la distance.

L'apparition de la brachythérapie suit de très près la découverte de la radioactivité par Becquerel en 1895 et celle du Radium par Pierre et Marie Curie en 1898. Pendant les 50 années suivantes, le Radium 226 a d'ailleurs été considéré comme l'isotope de référence pour toutes les applications en brachythérapie.

Plus tard, d'autres radio-isotopes artificiels, principalement produits en réacteurs nucléaires, remplacèrent le radium. Ces isotopes, principalement émetteurs α tels que le Césium137, le Cobalt 60 ou l'Iridium 192 ont été d'abord utilisés dans des techniques à faible débit de dose, c'est-à-dire inférieur à 200 cGy/h. Actuellement, la gamme des isotopes disponibles s'est encore agrandie, comprenant aussi des émetteurs β ou de rayonnements X. Des techniques mettant en œuvre des hauts débits de dose, HDR (High Dose Rate), supérieurs à 1200 cGy/h, sont utilisées pour tenter d'augmenter l'efficacité du traitement.

Les sources radioactives sont en effet introduites par voie opératoire à l'intérieur du corps du patient. Cette technique de traitement s'est développée ces dernières années grâce aux avancées technologiques en imagerie, et aux outils et équipements informatiques mis à disposition des radiophysiciens et des médecins.

Les erreurs dues au positionnement du patient et au mouvement interne des organes rencontrées en radiothérapie externe sont évitées en curiethérapie, puisque la source radioactive est fixée à la tumeur. Par conséquent, la curiethérapie permet de délivrer une forte dose à la tumeur et d'épargner les tissus sains adjacents avec plus de facilité qu'en radiothérapie externe.

Le cancer se définit comme une masse de cellules atypiques caractérisée par un accroissement anarchique, une délimitation imprécise, une capacité d'envahissement des tissus et vaisseaux voisins et une tendance à se disséminer par la production de métastases. Le cancer se différencie de la tumeur bénigne par son risque accru pour la santé de la personne qui en est atteinte. Dans le cas gynécologique, pareilles formations néoplasiques affectent les organes constituant l'appareil reproducteur féminin.

Le cancer du col utérin correspond aux carcinomes du col de l'utérus. Ce sont des cancers d'origine épithéliale parmi lesquels les carcinomes épidermoïdes sont les plus fréquents (80 à 90 %), et les adénocarcinomes sont plus rares, mais dont la fréquence a tendance à augmenter (10 à 20 %).

La curiethérapie gynécologique traite les cancers du col utérin et du corps de l'utérus. Les premiers traitements du cancer du col de l'utérus par curiethérapie remontent à 1903. Par la suite, la curiethérapie est rapidement devenue la modalité de choix pour ce type de cancer.

Il existe différentes façons de procéder à une curiethérapie gynécologique. L'arrivée des projecteurs de source a apporté de nouvelles modalités de débit de dose : la curiethérapie à haut débit de dose (HDR « high dose rate »). Ces projecteurs utilisent une source ponctuelle unique qui va se déplacer pas à pas dans le dispositif de l'application. La curiethérapie à haut débit de dose permet d'irradier en un temps extrêmement court la tumeur, mais la dose doit être fractionnée de façon à améliorer l'effet biologique. La curiethérapie à débit de dose pulsé permet de simuler une curiethérapie à bas débit de dose tout en ayant une meilleure radioprotection et permettant aussi d'optimiser la distribution de dose en modulant le temps d'arrêt de la source à chaque position.

La dosimétrie en curiethérapie a été basée sur plusieurs étapes telles que l'emplacement des applicateurs puis la définition de volume cible et des organes à risque, la spécification de la dose, le calcul de la distribution de la dose et les méthodes d'optimisations utilisées.

L'objectif de notre travail est de faire des études sur des cas cliniques réels du cancer du col utérin traités par la curiethérapie de haut débit de dose en étudiant les différents paramètres physiques et dosimétriques, en se basant sur un système de dosimétrie adapté au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran, afin d'obtenir une bonne dosimétrie en modifiant quelques paramètres dosimétriques comme l'activation du temps d'irradiation au niveau du HRCTV d'une part et d'autre part la surveillance des organes à risque toute en respectant la dose de tolérance de ces derniers.

Pour atteindre les objectifs fixés et faire état de nos travaux bibliographiques et nos études, nous présentons ce mémoire subdivisé en quatre chapitres, chaque chapitre aborde une thématique bien définie.

Le premier chapitre a pour objet d'expliquer la curiethérapie en générale et la curiethérapie à haut débit de dose en particulier, nous présentons aussi une généralité sur le cancer du col utérin et sa modalité de traitement.

Le deuxième chapitre consiste à présenter les différents paramètres physiques et dosimétriques de la curiethérapie à haut débit de dose, Tels que les interactions photon avec la matière et les différentes caractéristiques des sources radioactives et le système utilisé dans la dosimétrie.

Le troisième chapitre aborde le matériel utilisé en curiethérapie à haut débit de dose, ainsi le scanner et les applicateurs, le système de planification de traitement, et les projecteurs de sources de cobalt 60 et aussi le contrôle journalier.

Nous terminons avec un quatrième chapitre qui contient une méthode et une série d'expérimentations pour chaque étude proposée. Nous nous intéressons à la méthode dosimétrique utilisée en curiethérapie à haut débit de dose pour faire des études sur quelques paramètres physiques et dosimétriques basées sur la distribution de la dose et la surveillance des organes à risque.

Le manuscrit s'achève sur une conclusion générale concernant les différentes études menées au cours de ce mémoire, et sur les perspectives pouvant en découler.

Chapitre I :

Généralité

I.1. La physique médicale :

La physique médicale est une branche de la physique qui a pour objet les applications de la physique à la médecine, particulièrement au diagnostic et au traitement de la maladie humaine. On distingue quatre domaines d'application de la physique médicale :

- Radio-oncologie (radiothérapie) : l'ensemble des techniques de traitement des cancers par les rayonnements ionisants d'énergie adaptée (photons, électrons, protons, neutrons et ions lourds) [1], on distingue la radiothérapie externe et la curiethérapie.
- Radiologie diagnostique : l'imagerie médicale par rayons X, par ultrasons et par résonance magnétique.
- Médecine nucléaire : l'utilisation de radioéléments, administrés à des patients à des fins diagnostiques ou thérapeutiques [2].
- Radioprotection : l'étude des risques induits par les rayonnements, et la protection du personnel, du public et de l'environnement [3].

I.2. Définition et intérêt de la curiethérapie :

La curiethérapie, parfois appelée brachythérapie (du mot grec 'Brachy' qui signifie « distance courte »), est une technique de radiothérapie mise au point à l'Institut Curie où la source radioactive scellée est placée à l'intérieur ou à proximité immédiate de la zone à traiter. La curiethérapie est couramment utilisée comme un traitement efficace pour soigner le cancer du col de l'utérus, de la prostate, du sein ou de la peau. Elle peut également être utilisée pour traiter des tumeurs dans beaucoup d'autres endroits du corps. La curiethérapie peut être utilisée toute seule ou en combinaison avec d'autres traitements comme la chirurgie, la radiothérapie externe et la chimiothérapie. [4]

La curiethérapie est un moyen de traitement des tumeurs malignes solides par radiations ionisantes. La mise en place de sources radioactives pendant un temps déterminé à l'intérieur même du corps humain permet de détruire in situ les cellules malignes en épargnant au mieux les tissus sains grâce à la décroissance extrêmement rapide de la dose délivrée autour des sources [5,6]. La disposition de ces sources, leurs longueurs et leurs activités sont définies par rapport aux structures tumorales à inclure dans le volume cible, établi à partir des données cliniques [7]. La curiethérapie moderne, basée sur les techniques de préparation non radioactive, encore appelées systèmes à chargement différé (afterloading systems), consiste à mettre en place un vecteur qui recevra secondairement la source radioactive, et l'utilisation de

plus en plus rationnelle des projecteurs de sources permis l'amélioration de la radioprotection et de la qualité des traitements.

I.3. L'histoire de la curiethérapie :

L'apparition de la curiethérapie suit de très près la découverte de la radioactivité par Becquerel en 1895 et celle du Radium par Pierre et Marie Curie en 1898. Pendant les 50 années suivantes, le Radium-226 a d'ailleurs été considéré comme l'isotope de référence pour toutes les applications en curiethérapie. Plus tard, d'autres radioisotopes artificiels, principalement produits en réacteurs nucléaires, remplacèrent le radium. Ces isotopes, principalement émetteurs tels que le Césium 137, le Cobalt 60 ou l'Iridium 192 ont été d'abord utilisés dans des techniques à faible débit de dose, c'est-à-dire inférieur à 200 cGy/h. Actuellement, la gamme des isotopes disponibles s'est encore agrandie, comprenant aussi des émetteurs γ ou de rayonnements X. Des techniques mettant en œuvre des hauts débits de dose, HDR (High Dose Rate), supérieurs à 1200 cGy/h, sont utilisées pour tenter d'augmenter l'efficacité du traitement [8]. Les avantages de ces traitements HDR sont les suivants :

- Un plus grand confort pour les patients du fait de la rapidité du traitement.
- Une plus grande précision dans la délivrance de la dose.
- Une plus faible exposition du personnel médical.

Toutefois, un haut débit de dose nécessite une utilisation de haute activité et donc une augmentation de l'importance de l'assurance qualité et de procédures permettant le contrôle de la dose délivrée, de l'homogénéité de celle-ci dans le volume défini comme volume cible mais aussi le contrôle de la dose délivrée aux tissus sains avoisinant et principalement les organes pouvant présenter un risque consécutif à une irradiation.

Depuis de nombreuses années, différents groupes d'experts ont édictés différents textes proposant des principes de bonne pratique pour l'utilisation de sources radioactives en curiethérapie ; on ne citera ici que les principaux groupes internationaux :

- L'American Association for Physicists in Medicine (AAPM) [9], fondée en 1958, en est une organisation scientifique et professionnelle qui regroupe environ 7000 scientifiques. Le but de cette association est d'améliorer les pratiques cliniques utilisant des rayonnements ionisants (pas seulement la curiethérapie) de manière à améliorer la qualité mais aussi assurer une plus grande sûreté de ce type de traitement. Les publications TG 43, 56 et 59 sont considérées par tous comme des documents de référence en assurance qualité en curiethérapie [10, 11, 12,13].

- **TG43** : Ensembles de données sont présentées par les membres ESTRO et d'autres dans le but d'utiliser ces données comme un outil de contrôle de la qualité et de l'achèvement ou la mise à jour des données personnalisées dans le système de planification de traitement en curiethérapie.
- L'International Committee on Radiological Units (ICRU) fondé dès 1928 s'est donné pour première mission de proposer des unités de mesure reconnues internationalement et utilisées dans le cas d'applications médicales entre autres [14]. Dans le cas de curiethérapie, la publication ICRU 38 propose une méthodologie de calcul de la dose de rayonnement délivrée à la lésion.
- L'European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) [15] a été créée dans les années 1980 afin d'étudier les avancées dans tous les aspects de la radiothérapie au sens large. Cette organisation propose entre autre des cours, workshops et congrès permettant la mise en commun des connaissances et la formation du personnel.

Depuis ces dernières années, de nombreuses avancées ont été observées dans le domaine de la curiethérapie :

- De nombreux isotopes de très basse énergie ont été mis sur le marché comme par exemple : Iode 125, Palladium 103....
- Les systèmes utilisés pour l'imagerie des lésions tels que la radiologie, le CT Scanner mais aussi la résonance magnétique nucléaire ou l'échographie, donnent des images de plus en plus précises et permettent une localisation en 3D.
- Les exigences d'assurance qualité telles que celles sur la précision balistique, l'uniformité de la dose ou l'incertitude sur la dose absolue sont de plus en plus strictes.

Tous les éléments cités plus haut obligent à une meilleure connaissance de la source mais aussi des autres éléments entrant dans la réalisation du traitement, c'est-à-dire :

- Les applicateurs utilisés pour le positionnement des sources.
- Les systèmes de planification de traitement ou TPS (Treatment Planning System) qui sont des programmes informatiques permettant de définir les positions et les temps de séjour de la source dans le corps afin de rencontrer les exigences définies par le radiothérapeute pour le traitement de la lésion. [8]

I.4. Différents types de la curiethérapie : [16]**I.4.1. Selon la position du radioélément par rapport à la tumeur à traiter :****I.4.1.1. La curiethérapie interstitielle :**

Les sources sont placées à l'intérieur du tissu à irradier selon des règles d'implantation prévisionnelles (système de Paris).

I.4.1.2. La plésiocuriethérapie ou curiethérapie de contact :

Ce type de curiethérapie se divise en curiethérapie endocavitaire et en curiethérapie endoluminale. Les sources, introduites dans une cavité naturelle, sont placées au contact du tissu à irradier.

I.4.2. Selon le débit de dose :

Le débit de dose est défini par le rapport entre la dose délivrée et la durée pendant laquelle les sources radioactives sont à l'intérieur du malade. Trois types de curiethérapie sont ainsi déterminés en fonction du débit de dose :

- La curiethérapie de haut débit : plus de 12 Gy/heure.
- La curiethérapie de moyen débit : 2 à 12 Gy/heure.
- La curiethérapie de faible débit : 0,33 à 0,5 Gy/heure.

I.5. Mode d'irradiation : [17]**I.5.1. Irradiation continue :**

Les traitements en curiethérapie à bas débit de dose sont réalisés par une irradiation continue en utilisant des sources d'activité linéique constante, le césium 137 et les fils d'iridium 192. Ces sources radioactives restent en place délivrant le débit de façon continue durant la durée du traitement.

I.5.2. Irradiation fractionnée :

Le développement technologique des projecteurs de source d'iridium 192 d'activité élevée ont permis la réalisation d'irradiations fractionnées pour le traitement à haut débit de dose, et des irradiations extrêmement fractionnées pour le traitement à débit de dose pulsé. Ces projecteurs utilisent une source d'iridium de dimensions très petites. Cette source quasi ponctuelle se déplace pas à pas dans une succession de positions connues dans un applicateur à l'aide du projecteur de source. Cette succession de positions est occupée par la source pendant une durée plus ou moins longue (appelée pulse). La curiethérapie à haut débit de dose

ou à débit de dose pulsé a l'avantage de produire le même effet biologique que la curiethérapie à bas débit de dose et d'assurer une radioprotection du personnel soignant en évitant la manipulation de sources radioactives grâce aux projecteurs de source . De plus, la possibilité de faire varier le temps d'arrêt de la source à chaque position dans chaque cathéter a offert l'avantage le plus intéressant de la curiethérapie à haut débit ou à débit pulsé dans le domaine du calcul de la répartition de dose en permettant la modulation de la distribution de dose, ce qui est appelé optimisation .

I.6. La curiethérapie HDD : [18]

La curiethérapie à haut débit de dose dite HDR utilise des sources radioactives qui sont introduites par une machine dans des cathéters temporairement placés dans le corps du patient.

Si les objectifs de ces deux types de curiethérapie sont les mêmes, c'est-à-dire détruire la tumeur par irradiation en délivrant une dose suffisante pour détruire les tissus tumoraux sans surdosage susceptible d'entraîner des effets secondaires et tout en protégeant les organes à risque (comme le rectum, la vessie, etc.) et les tissus sains.



Figure I.1 : le curietron.

I.6.1. Phases du traitement :

La HDR curiethérapie à haut débit de dose consiste à introduire temporairement dans le corps du patient par voie opératoire ou à travers une cavité une source radioactive. La source se déplace à travers un cathéter (tube étroit) et s'arrête à différents intervalles. Elle est en fait contrôlée par une machine programmée qui s'appelle un « remote afterloader », et qui pousse la source radioactive à haut débit (cobalt 60) dans chaque cathéter, en s'arrêtant à des positions calculées dites positions d'arrêt espacées par exemple de 2,5 ou 5 millimètres et pour un temps prescrit. La distribution de dose peut donc être modulée grâce aux nombreuses positions d'arrêt en y laissant plus ou moins longtemps la source.

Les doses finales reçues peuvent être évaluées avant de commencer tout traitement. Un autre avantage est qu'une fois la curiethérapie terminée le patient n'est plus radioactif.

Le traitement consiste alors en un petit nombre de séances (3 ou 10) séances de quelques minutes (10/15).

I.6.2. Placement des cathéters dans le corps du patient :

Le médecin, après avoir localisé par imagerie 3D la tumeur et défini ce qu'on appelle le volume cible, appelé CTV (Clinical Target Volume) choisit le type d'implantation des cathéters appropriés pour le type de tumeur à soigner : dans une cavité (cancer gynécologique) ; dans un tube (bronches, œsophage) ou à travers la tumeur (sein, prostate, etc.).

I.6.3. Simulation :

Le radiophysicien recalcule l'exacte position des cathéters après leur implantation, localise la tumeur et les organes à risque adjacents OAR (organes à risques) par imagerie 3D (scanographie, rayons X, ultrasons, tomographie, imagerie par résonance magnétique,...).



Figure I.2 : Coupes Scanner.

I.6.4. Dosimétrie :

Les doses à prescrire sont alors définies. Une prescription peut par exemple donner la dose minimale pour couvrir le volume cible CTV, les doses maximales à ne pas dépasser pour les organes à risque OAR. Les positions d'arrêt ainsi que le temps d'arrêt associés doivent alors être calculés. C'est cette partie qui est automatisée dans les logiciels de plan de traitement.

Des courbes d'isodoses autour du CTV et des OAR sont également fournies.

I.6.5. Traitement :

Dès que le traitement proposé est approuvé, les données sont transférées à la machine HDR d'émission de source qui applique le traitement sur le patient.



Figure I. 3 : Une patiente pendant sa séance de traitement.

I.6.6. Enlèvement des implants :

Après le traitement, les applicateurs sont retirés du corps du patient et le patient peut partir.

I.7. Le cancer du col utérin :

I.7.1. Introduction :

Le cancer du col de l'utérus est une pathologie d'origine infectieuse. Il est au deuxième rang des cancers chez la femme dans le monde en termes d'incidence et au premier rang en termes de mortalité, principalement dans les pays en voie de développement [19].

En Algérie, le cancer du col se place en deuxième position après celui du sein avec une incidence de 10,4. [20]

Le Papillomavirus est un virus très courant qui se transmet sexuellement. La plupart des nouvelles infections s'éliminent spontanément, mais quand elles persistent, elles peuvent entraîner le développement de lésions précancéreuses qui, si elles ne sont pas traitées, sont susceptibles d'évoluer en cancer [21].

La biologie des HPV est un champ d'investigation immense dont les zones d'ombre sont encore très nombreuses. Les manifestations cliniques des infections par les Papillomavirus humains, allant de la simple verrue plantaire au carcinome épidermoïde du col utérin, sont le reflet de la diversité de ces virus et de leurs propriétés biologiques [22].

Depuis des décennies, la stratégie de dépistage du cancer du col de l'utérus découle du fait qu'il s'agit d'une maladie progressive, qui débute par des lésions intra-épithéliales pouvant aboutir au développement d'un cancer in situ ou d'un cancer invasif, à la suite d'un processus de longue durée [23].

Beaucoup de pays ont mis en place un programme de dépistage, [22]. Un programme national, de dépistage a été lancé en 2001 dont le but de contribuer à l'amélioration des indicateurs de la santé de la reproduction, par la réduction sensible de la mortalité féminine liée au cancer du col et à l'incidence des formes infiltrantes [24].

La stratégie de dépistage basé sur la cytologie est la technique la plus répandue permettant de dépister les lésions précancéreuses. Elle a permis de diminuer l'incidence des cancers invasifs et la mortalité dans la plupart des pays [25,26].

Cette technique basée sur l'œil nu humain pour l'interprétation a présenté des limites, ce qui permet de préciser l'intérêt du test d' HPV. Il fournit une plus grande sensibilité qu'un suivi cytologique [27].

I.7.2. Le col de l'utérus :

I.7.2.1. Anatomie : [28]

L'utérus a la forme d'une poire dont l'extrémité renflée, aplatie de haut en bas, est dirigée vers le haut, alors que l'extrémité rétrécie regarde vers le bas et présente une concavité antérieure. La partie supérieure ou corps de l'utérus possède une face antérieure et une face postérieure. Le Fundus, bombé dépasse l'abouchement des trompes. Le col utérin représente la partie effilée de la poire. Dans l'utérus non gravide celui-ci occupe à peu près le 1/3 inférieur de l'utérus. De forme cyclique, il est dirigé vers le bas et vers l'arrière et pénètre le 1/3 supérieur du vagin, c'est la partie vaginale du col. La partie supra-vaginale du col est entourée de tissus sous péritonéal auquel il est attaché.

Le col présente une lèvre antérieure et une lèvre postérieure. Autour du col se présentent les culs de sac vaginaux. L'isthme est la zone de transition entre le col et le corps utérin.

L'utérus est un organe centro-pelvien situé en arrière de la vessie, en avant du rectum et au-dessous de l'intestin grêle et au-dessus du vagin.

L'utérus est amarré à la paroi pelvienne par trois paires de ligaments : les larges, latéralement, les ligaments ronds en avant et les ligaments utéro-sacrés en arrière.

Anatomo-pathologiquement, l'exocol est recouvert d'une muqueuse malpighienne, l'endocol d'une muqueuse glandulaire. La frontière est appelée la zone de jonction. [La suite]

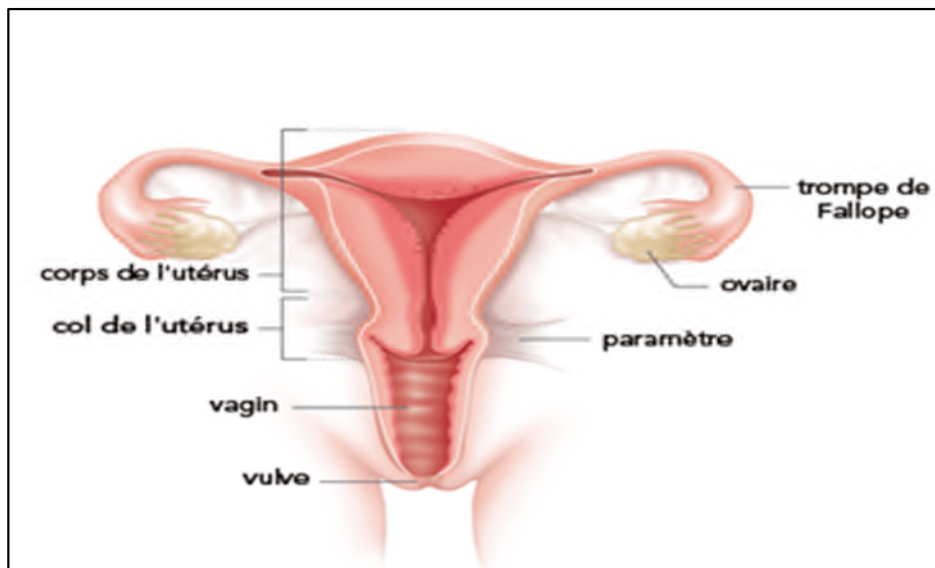


Figure I.4 : L'appareil reproducteur féminin.

Point de communication entre l'utérus et le vagin, le col de l'utérus mesure environ 2 centimètres de long et comprend deux parties :

- Une partie haute, appelée endocol ou canal endocervical, située du côté du corps de l'utérus ;
- Une partie basse, appelée exocol. Situé du côté du vagin, l'exocol est visible à l'œil nu lors de l'examen gynécologique.

À la limite de l'endocol et de l'exocol, se trouve la zone de jonction. C'est ici que prennent naissance la plupart des cancers.

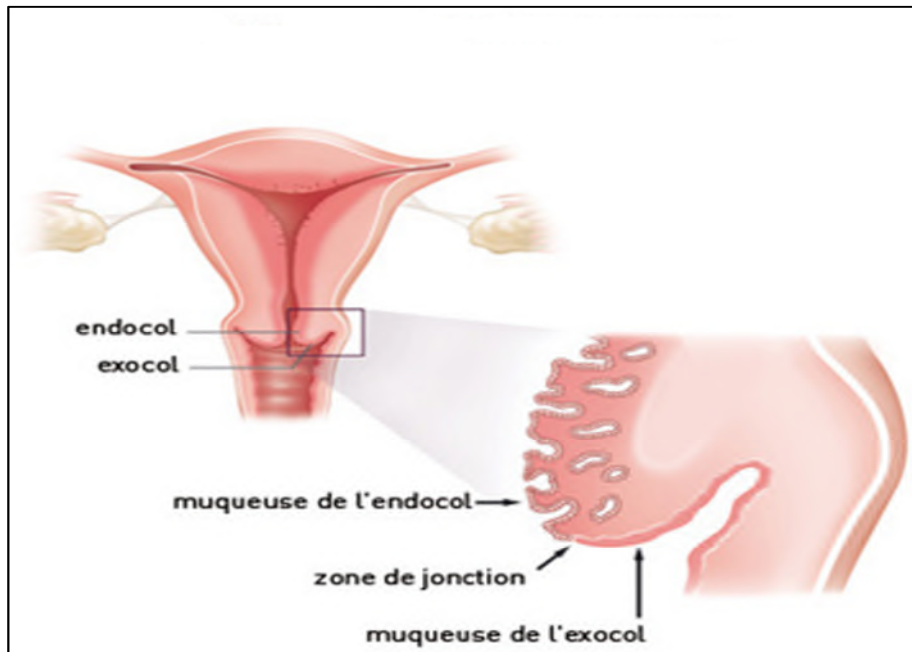


Figure I. 5 : schéma descriptif de l'utérus.

I.7.2.2. Histologie :

Deux types d'épithélium tapissent la surface du col de l'utérus : épithélium pavimenteux (également appelé épithélium malpighien) tapissant l'exocol, constitué de plusieurs couches de cellules et épithélium cylindrique (également appelé épithélium glandulaire) constituant la portion endocervicale réparti en une unique couche cellulaire. Il est beaucoup plus mince que l'épithélium pavimenteux (figure I.6). La différence d'épaisseur entre les deux épithéliums donne une ligne étroite, marquée par une dénivellation dite la zone de jonction pavimonto-cylindrique(JPC). La localisation de la JPC originelle varie avec l'âge de la femme, son statut hormonal, l'utilisations ou non d'une contraception orale [25].

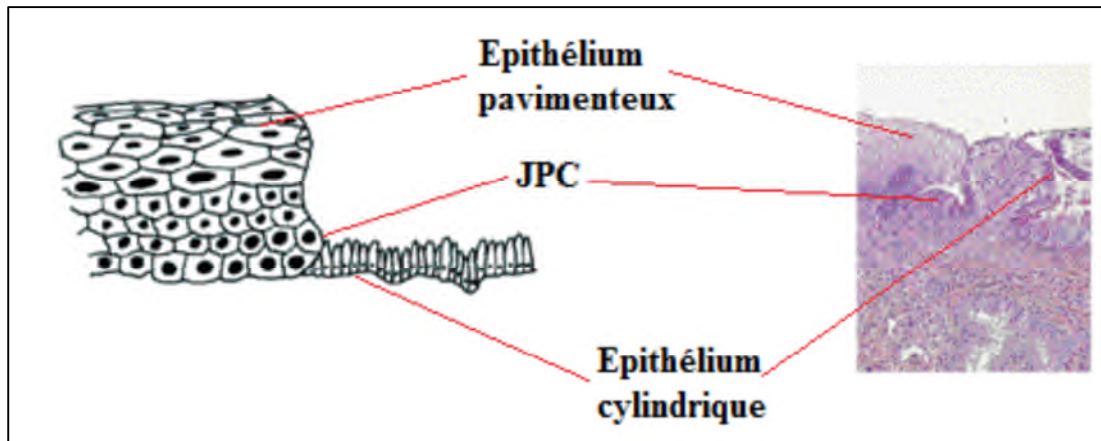


Figure I.6 : Épithélium pavimonto-cylindrique.

I.7.3. Définition du mot cancer :

D'après la définition de l'OMS en 2006, Cancer est un terme utilisé pour désigner la prolifération maligne autonome et anarchique des cellules. Une telle prolifération entraîne la formation de tumeurs qui peuvent envahir des organes voisins ou distants, en détruisant les tissus normaux et en rivalisant pour l'utilisation de l'oxygène et des nutriments.

On parle de métastases quand de petits groupes de cellules se détachent de la tumeur originelle et sont transportés par voies sanguine et lymphatique vers des sites distants, pour y former de nouvelles tumeurs similaires à la tumeur originelle. [29]

I.7.4. Définition du cancer du col de l'utérus :

Il s'agit d'un cancer qui se forme dans les tissus du col utérin. Il s'agit généralement d'un cancer à croissance lente qui peut ne pas donner de symptôme, mais peut être détecté lors d'un frottis de dépistage. Au cours d'un frottis, on prélève des cellules du col utérin, que l'on observe ensuite au microscope. Le cancer du col utérin est presque toujours causé par une infection par le virus du papillome humain (HPV). [30]

I.7.5. Histoire naturelle du cancer du col de l'utérus :

Le cancer du col utérin est un cancer qui se développe très lentement, sur une quinzaine d'années. Les lésions précancéreuses de cette pathologie débutent généralement à la jonction entre les muqueuses malpighiennes et glandulaires du col de l'utérus. Il est donc important de localiser cette zone en perpétuel remaniement, car elle correspond à un site privilégié d'infection par les papillomavirus. [31]

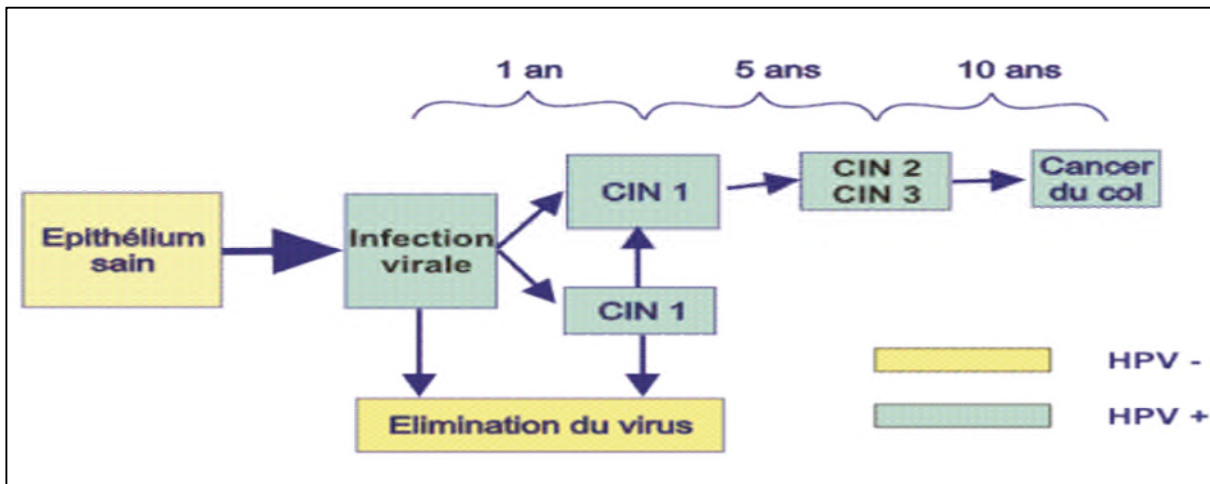


Figure I.7 : Schéma de l'histoire naturelle du cancer du col de l'utérus.

I.7.6. Épidémiologie :

Le cancer du col de l'utérus est le deuxième cancer le plus fréquent chez la femme avec près de 493 000 nouveaux cas estimés en 2002 et plus de 500 000 en 2005. Il a provoqué en 2005 près de 260 000 décès dont près de 95 % dans les pays en voie de développement, pays dans lesquels ce cancer est la première cause de mortalité par cancer dans la population féminine [19].

En Afrique, le nombre de cas de cancer du col estimé chaque année est de 78897. Soit une incidence standardisée sur l'âge de 29,3 pour 100.000 par an, avec de grandes variations entre les régions : 42,7 pour 100.000 par an en Afrique de l'Est (pic en Tanzanie : 68,6 pour 100.000 par an), 38,2 pour 100.000 par an en Afrique de Sud, 29,3 pour 100.000 par an en Afrique de l'Ouest, 28 pour 100.000 par an en Afrique du Centre et 12,1 pour 100.000 par an en Afrique du Nord où l'incidence varie entre 6,8 pour 100.000 par an en Tunisie, et 13,2 pour 100.000 par an au Maroc[26].

En Algérie. L'incidence standardisée du cancer du col de l'utérus était estimée à 15,5 pour 100.000 où 1726 femmes sont diagnostiquées par an avec un cancer du col utérin dont 1391 en décèdent [32]. Les dernières estimations de Globacan avancent une incidence standardisée de 10,4 pour 100.000 femmes et un taux de mortalité de 6,1 [20].

I.7.7. Facteurs de risque :

Plusieurs études fondamentales et épidémiologiques ont été réalisées dans le but de saisir les principaux facteurs de risque incriminés dans la genèse du cancer du col utérin [25].

I.7.7.1. Les facteurs de risque d'une infection par HPV :

- Les rapports sexuels non protégés avec des partenaires multiples ou des rapports sexuels avec un homme qui a plusieurs partenaires sexuels.
- Le début de la vie sexuelle à un âge précoce.
- L'utilisation à long terme de contraceptifs hormonaux.
- Les grossesses multiples.
- Une mauvaise hygiène.
- D'autres infections sexuellement transmissibles. [30]

I.7.7.2. Les facteurs de risques de développement du cancer du col utérin une fois que l'infection par HPV est présente :

Une diminution des défenses immunitaires par une immunodéficiences causée par le virus de l'immunodéficiences humaine (VIH), par une infection ou un traitement médicamenteux qui affectent le système immunitaire. [30]

I.7.7.3. Autres facteurs qui affaiblissent le système immunitaire et l'état de santé général :

Comme le tabagisme, une mauvaise alimentation (par exemple, une faible consommation de fruits et de légumes), des habitudes de sommeil irrégulières et un manque d'exercice physique. [30]

I.7.8. Le dépistage du cancer du col de l'utérus :

Est l'utilisation systématique d'un test pour déceler les anomalies du col de l'utérus dans une population asymptomatique. Les femmes ciblées par ce dépistage peuvent se sentir en parfaite santé et ne voir aucune raison de se rendre dans une structure de soins [25].

I.7.8.1. Différents examens de dépistage :

I.7.8.1.1. Examen cytologique :

Les recommandations françaises ont été rappelées en 2010, elles consistent en la réalisation d'un frottis chez les patientes de 25 ans avec contrôle à 26 ans puis frottis triennal chez toutes les femmes asymptomatiques ayant ou ayant eu des rapports sexuels [33]. Il existe actuellement deux techniques de frottis :

a. Le frottis conventionnel (dit Papanicolaou) :

Le prélèvement se fait avec une spatule d'Ayre qui permet de prélever à la fois au niveau de l'orifice cervical externe et au niveau de l'endocol. L'étalement du matériel prélevé se fait sur la lame en verre et doit être effectué par un geste uniforme [34]. La fixation doit être réalisée immédiatement [25].

b. Frottis en milieu liquide :

Le prélèvement est fait à l'aide d'une brosse en plastique spécifique à la technique. La partie centrale des poils de la brosse est introduite dans le canal endocervicale [27]. La brosse est immédiatement rincée dans le flacon qui contient un fixatif permettant le transport de l'échantillon au laboratoire [35].

I.7.8.1.2. Examens histologiques :

a. Biopsie cervicale :

La biopsie consiste à prélever un petit échantillon de tissu dans les régions anormales du col. Elle peut être réalisée directement si la lésion est visible ou mieux, sous repérage colposcopique (biopsie colposcopique) [34, 25].

b. Colposcopie :

La colposcopie a pour but de repérer des anomalies au niveau de la muqueuse du col utérin et d'en préciser la topographie. En tant que telle, elle est peu performante lorsqu'elle est utilisée comme outil diagnostique. En revanche, sa réalisation est indispensable pour diriger les biopsies et par conséquent aboutir au diagnostic histologique [25].

I.7.8.1.3. Test HPV :

Afin d'améliorer les performances de dépistage et du fait de l'étroite implication de l'HPV dans la survenue de lésions cancéreuses et précancéreuses, la détection de l'HPV a été proposée [36]. Le diagnostic de l'infection repose essentiellement sur la détection du génome viral par biologie moléculaire compte tenu du caractère difficilement cultivable en routine de ces virus [37].

I.8.9. Classification : [38]**I.8.9.1. Classification FIGO :**

Le système d'évaluation des stades des cancers des organes génitaux le plus largement utilisé est celui de (FIGO) « la Fédération Internationale de Gynécologie Obstétrique » qui s'applique à toutes les formes morphologiques des cancers du col de l'utérus (**tableau I.1**).

I.8.9.2. Classification TNM :

Elle est définie en fonction de la taille de la tumeur (T), du statut ganglionnaire (N) et de la présence de métastases à distance (M) (**tableau I.1**).

TNM	Stades des carcinomes du col utérin	FIGO
Tis	In situ	0
T1	Limité à l'utérus	I
T1a	Diagnostic seulement histologique	IA
T1a1	Profondeur < 3mm, extension horizontale < 7mm	IA1
T1a2	Profondeur entre 3 et 5mm, extension horizontale < 7mm	IA2
T1b	Lésion cliniquement visible ou microscopique et plus grande que T1a2	IB
T1b1	Lésion < 4cm	IB1
T1b2	Lésion > 4cm	IB2
T2	Lésion s'étendant au-delà du col de l'utérus, sans extension aux parois pelviennes, ni au tiers inférieur du vagin	II
T2a	Paramètres respectés	IIA
T2b	Atteinte des paramètres	IIB
T3	Extension au tiers inférieur du vagin aux parois pelviennes et hydronéphrose	III
T3a	Extension au tiers inférieur du vagin	IIIA
T3b	Extension aux parois pelviennes et/ou hydronéphrose	IIIB
T4	Extension à la vessie et/ou au rectum ou au-delà du petit bassin	IVA
N1	Ganglions régionaux	-
M1	Métastases à distance	IVB

Tableau I.1 : Classifications TNM et FIGO.

I.8.10. Les organes à risque en curiethérapie gynécologique :

Une procédure a été mise en place pour la définition des organes critiques. En ce qui concerne la vessie, elle doit être vidée au moment du scanner dosimétrique et remplie de 100 cm³ de liquide physiologique avec 20 cm³ de produit de contraste dans un ballonnet. Le contour externe est dessiné, puis le contour interne pour obtenir une épaisseur de paroi de 4 mm. La paroi vésicale est dessinée sur l'organe en totalité. En ce qui concerne la paroi rectale, elle est entourée de la même façon, paroi externe puis paroi interne avec une épaisseur de 4 mm. Le contour se fait 2 cm en dessous et 2 cm au-dessus des sources actives. Dans la partie haute du pelvis, en particulier pour les curiethérapies de l'endomètre, le tube digestif le plus proche de l'utérus est délimité même s'il ne s'agit plus du rectum [7].

I.8.11. Modalité du traitement : [39]

Le traitement du cancer du col de l'utérus dépend avant tout du stade (ANAES, 2002).

La stratégie thérapeutique va être envisagée en fonction du stade initial de la tumeur, de l'âge de la patiente, de son état général, de son désir de conserver sa fertilité, du bilan d'extension et des facteurs histo-pronostiques de la tumeur (taille, type histologique, extension ganglionnaire, extension métastatique...).

La décision des modalités du traitement est une décision collégiale qui implique plusieurs spécialistes.

I.8.11.1. La chirurgie :

Le traitement chirurgical consiste en l'ablation de la tumeur et des ganglions lymphatiques pelviens. La chirurgie peut être :

- Une conisation, c'est-à-dire une exérèse d'une partie du col correspondant à un cône ou un cylindre dont la base est exocervicale et le sommet endocervical, passant à distance de la jonction pavimento-cylindrique.
- Une amputation du col utérin,
- Une hystérectomie.
- Une colpohystérectomie avec lymphadénectomie.

La chirurgie est effectuée soit par voie vaginale, soit par coelioscopie ou par laparotomie.

Le traitement chirurgical peut être exclusif.

I.8.11.2 .La radiothérapie :

Deux types de radiothérapies peuvent être utilisées et associées :

- **La curiethérapie utérovaginale ou radiothérapie interne** : une source radioactive est introduite dans la cavité utérine et vaginale au contact de la tumeur,
- **La radiothérapie externe** : à distance de la tumeur.
- **La radiothérapie est parfois exclusive** : Elle peut être utilisée avant la chirurgie (radiothérapie néo-adjuvante) ou après (radiothérapie adjuvante).

La radiothérapie néo-adjuvante est réalisée avant la chirurgie. Elle peut être utilisée seule ou en association à une chimiothérapie (radio-chimiothérapie concomitantes). Son but est de détruire la tumeur ou de réduire sa taille afin qu'elle soit plus facilement opérable.

La radiothérapie adjuvante est réalisée 4 à 6 semaines après la chirurgie. Elle peut aussi être associée à une chimiothérapie. Le but est d'éradiquer toutes les cellules cancéreuses qui pourraient être restées dans la sphère génitale après la chirurgie.

I.8.11.3. La chimiothérapie :

On l'associe généralement à la radiothérapie (avant ou après) pour augmenter l'efficacité de cette dernière, mais elle peut être exclusive. Les stratégies de chimiothérapie ont été utilisées avant la chirurgie (chimiothérapie néo adjuvante) et parfois après la chirurgie (chimiothérapie adjuvante). Elle a montré récemment une efficacité en associations concomitantes avec la radiothérapie (radio-chimio concomitantes), qui est parfois exclusive.

Chapitre II :

**Les paramètres physiques et
dosimétriques en curiethérapie à
haut débit de dose.**

II.1. Introduction :

Jusqu'ici nous avons fait des généralités sur la curiethérapie et le cancer du col utérin. Dans cette deuxième partie nous passons en revue les notions de dosimétrie nécessaires pour la compréhension de cette étude du point de vue des interactions rayonnement-matière, des formalismes utilisés et des notions de radioactivité plus spécifiques pour les applications en curiethérapie. Nous parlerons aussi des effets biologiques des rayonnements ionisants pour comprendre l'impact du choix d'une technique par rapport à une autre et réaliser la nécessité de délivrer la dose le plus justement possible et au plus près de la tumeur.

II.2. Interactions des rayonnements ionisants avec la matière : [40]**II.2.1. Introduction :**

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme de particules ou de photons. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu traversé, une partie ou la totalité de leur énergie. Le milieu absorbant subit donc des modifications dues à l'absorption des rayonnements.

II.2.2. Classification des rayonnements :

On peut classer les rayonnements en deux catégories selon leur nature et selon leurs effets sur la matière.

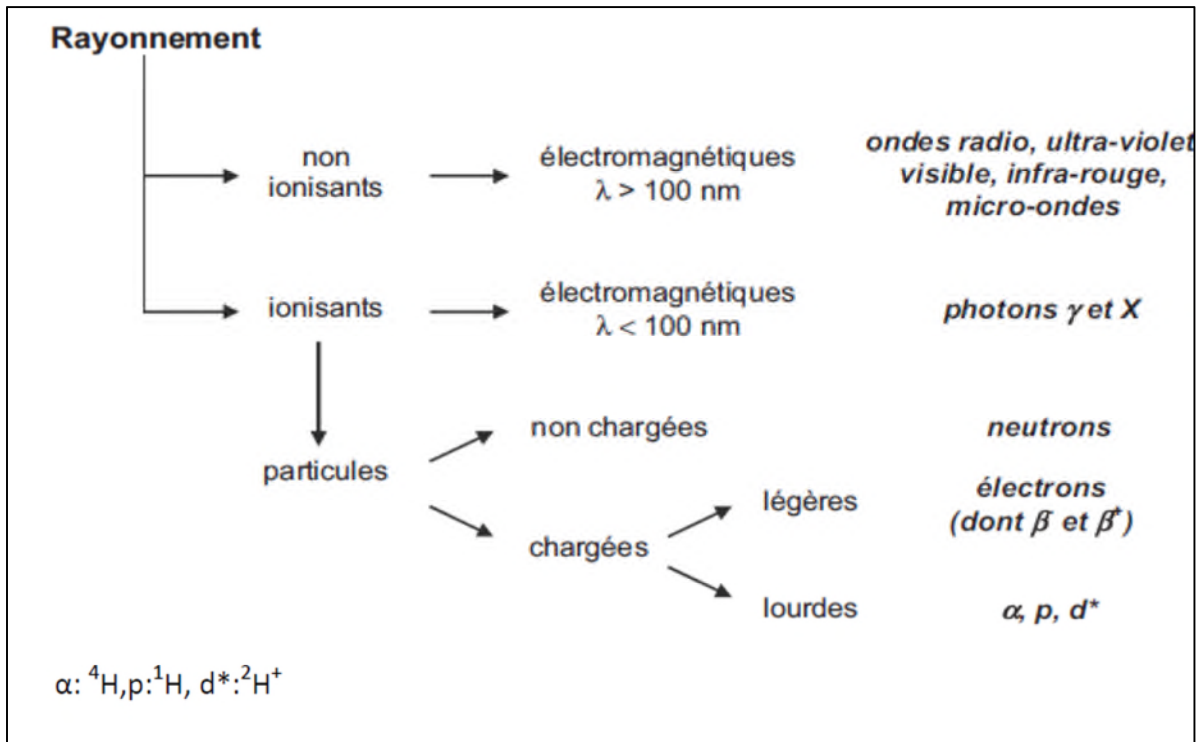


Figure II.1 : Classification des rayonnements.

- **Les rayonnements directement ionisants** : sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons.
- **Les rayonnements indirectement ionisants** : électriquement neutres, sont susceptibles de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu. Dans ce cas, l'ionisation se fait en deux étapes. Les rayonnements électromagnétiques (X et γ) et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents.

L'étude quantitative de l'action des rayonnements ionisants entre dans le domaine de la radioprotection et de la dosimétrie. Elle est fondée sur la mesure de l'ionisation que ces rayonnements produisent dans le milieu traversé, par le biais de l'exposition, soit par la mesure de l'énergie qu'ils communiquent à la matière en la traversant soit par la dose absorbée. Si les rayonnements ionisants cèdent, en totalité ou en partie, leur énergie à la matière traversée, cette dernière subit en retour des modifications physiques, chimiques et thermiques.

II.2.3. Interactions photon-matière :

Le terme « photon » s'applique aux rayonnements électromagnétiques émis soit dans les transitions nucléaires « Rayons γ », soit dans les transitions atomiques « Rayons X ». Lors de la traversée d'un milieu matériel quelconque, tout photon a une certaine probabilité d'interagir avec ce milieu. Cette interaction peut être classée selon :

- la nature d'interaction : photon/électron ou photon/noyau,
- le type de l'événement produit : l'absorption, la diffusion ou la production des paires.

II.2.3.1. L'Effet photoélectrique :

Le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie E du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison W), l'excédent d'énergie se retrouve sous forme d'énergie cinétique E_{cin} de l'électron éjecté ($E = W + E_{\text{cin}}$). L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission de photon de fluorescence ou d'un électron Auger.

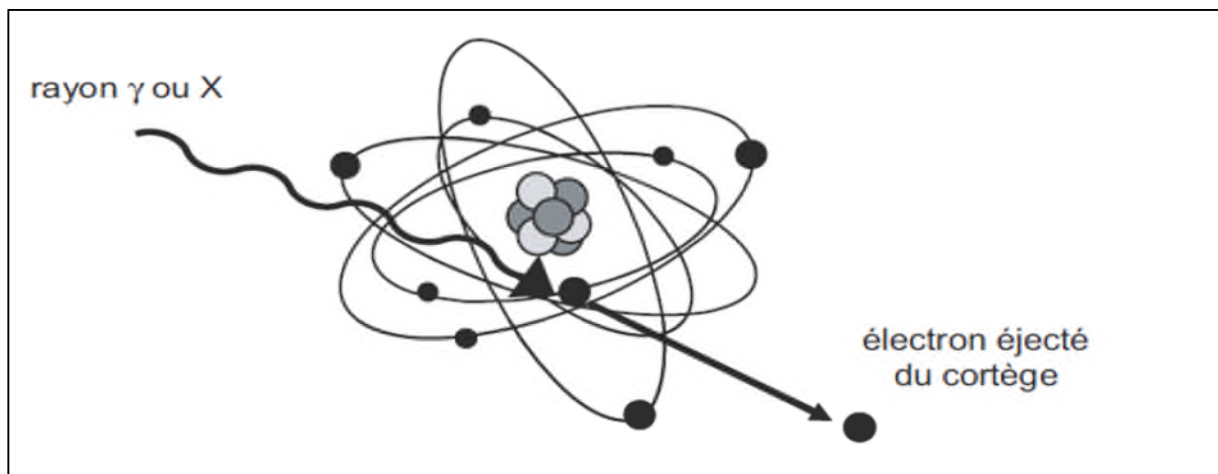


Figure II.2 : Effet photoélectrique.

Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place de l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux de Z petit, le photon de fluorescence produit un nouvel effet avec émission d'un électron : c'est l'effet Auger.

La probabilité d'avoir un effet photoélectrique entre le rayonnement électromagnétique et la matière est décrite par la section efficace de l'effet photoélectrique qui dépend fortement de l'énergie du photon incident et du numéro atomique Z du milieu absorbeur.

II.2.3.2. L'Effet Compton :

Le photon incident interagit avec un électron, mais cet électron à une énergie de liaison beaucoup plus faible que celui impliqué dans l'effet photoélectrique. La diffusion Compton concerne donc des électrons moins liés, l'électron cible est expulsé dans une direction donnée, c'est l'électron Compton. Le photon incident est diffusé dans une direction qui fait un angle avec la direction de l'électron Compton (**figure II.3**). Lorsque l'énergie du photon incident croît, l'énergie emportée par l'électron Compton devient de plus en plus importante par rapport à celle du photon diffusé.

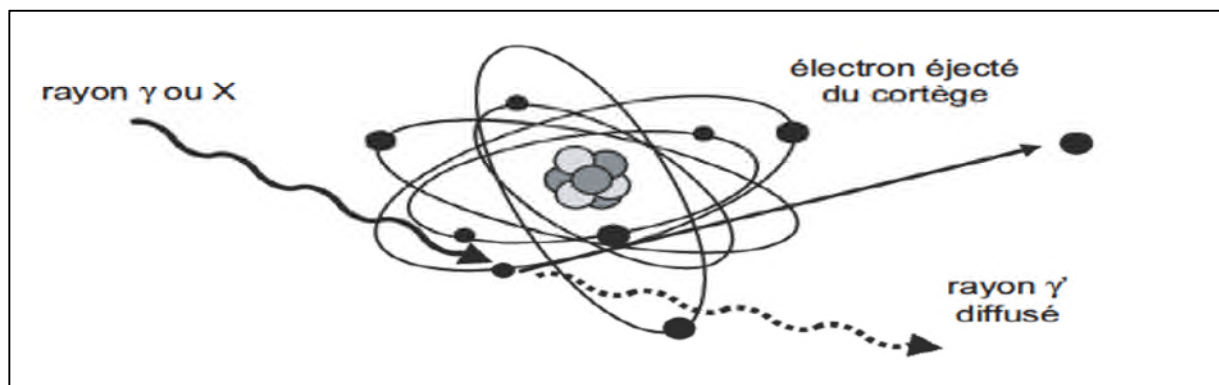


Figure II.3 : l'Effet Compton.

II.2.3.3. Effet de création de paires (e^- , e^+) :

Cet effet résulte de l'interaction d'un rayonnement électromagnétique avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Le rayonnement incident disparaît et donne naissance à un positon et un négaton. L'énergie nécessaire pour obtenir la matérialisation de cette paire est égale à 1,022 MeV, au-dessous de cette valeur, la réalisation de cet effet est énergétiquement impossible, au-dessus l'excédent d'énergie ($E_\gamma > 1,022$) apparaît sous forme d'énergie cinétique du positon et du négaton.

Il apparaît donc que les rayonnements électromagnétiques, grâce aux trois effets que nous venons de décrire, créent (paire positon-négaton) ou mettent en mouvement (photoélectron, Électron Compton) des électrons qui vont ioniser la matière. C'est la raison pour laquelle on les qualifie de rayonnements indirectement ionisants.

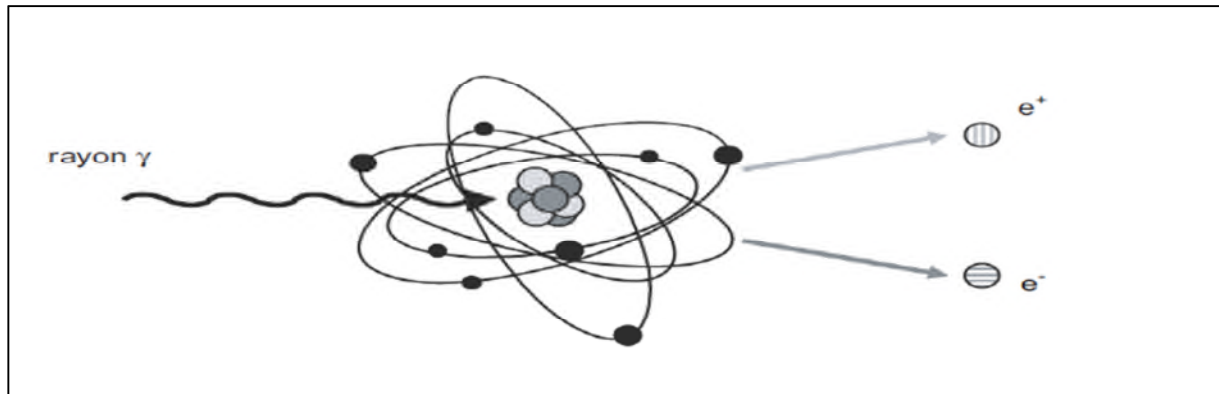


Figure II.4 : Effet de création de paires.

II.2.3.4. Sections efficaces d’interactions :

A chacun de ces modes d’interaction est associée une section efficace, qui dépend de l’énergie des photons incidents et du numéro atomique Z du matériau traversé.

L’importance relative de ces trois modes en fonction de E et Z est représentée sur la figure(7), avec σ_{ph} , σ_c et σ_{pair} les sections efficaces des effets photoélectrique, Comptons et création de paires respectivement.

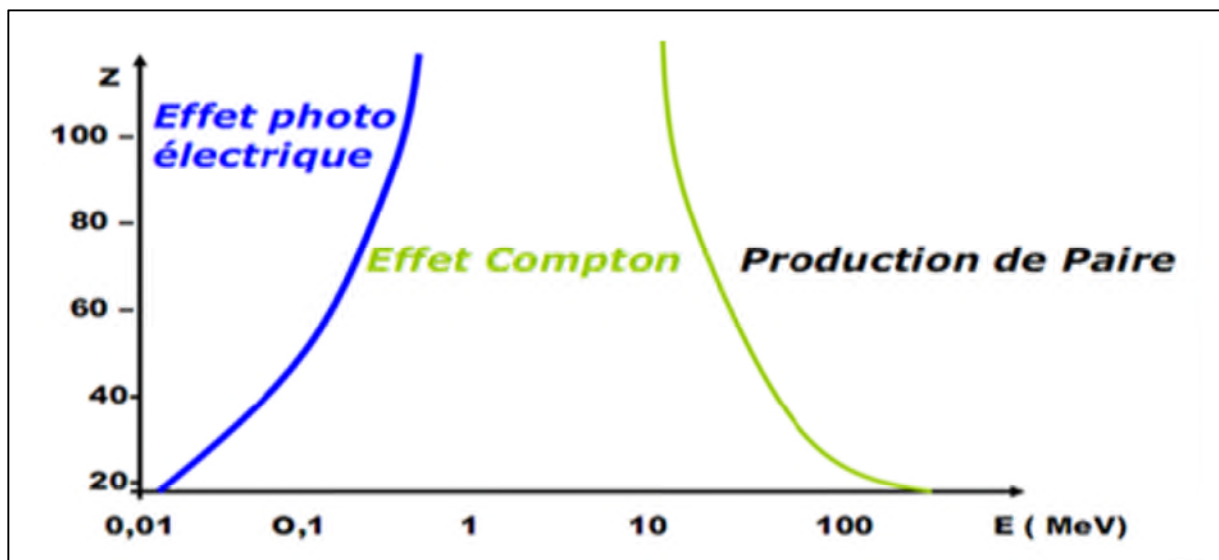


Figure II.5 : domaine des trois phénomènes d’interaction.

L’interaction des photons avec la matière a comme section efficace la somme de toutes les sections efficaces des différents processus. Elle est donnée par :

$$\sigma_{tot} = \sigma_{ph} + \sigma_c + \sigma_{pair}.$$

II.2.3.5. Loi d'atténuation :

L'absorption des photons dans la matière dépend de la nature du milieu ainsi que de l'énergie et de photons incidents. La loi d'atténuation d'un faisceau mono énergétique et parallèle dans un milieu homogène est donnée par la relation :

$$\Phi(x) = \Phi^0 e^{-\mu x}$$

Φ_0 : le flux de photons du faisceau incident.

$\Phi(x)$: le flux de photons sortant d'un milieu absorbant d'épaisseur x .

μ : le coefficient d'atténuation linéaire qui est proportionnel à la section efficace d'interaction

$$\mu = n \sigma_{\text{tot}}$$

n est le nombre de noyaux ou d'électrons atomiques par cm^3 .

- **Le coefficient d'atténuation massique μ / ρ :**

Le coefficient d'atténuation linéaire μ dépend de la nature du matériau. Si on considère μ_1 de l'eau et μ_2 de l'air, les mesure montrent que $\mu_1 > \mu_2$. Il est alors apparu plus fructueux d'introduire la masse volumique ρ du milieu traversé pour avoir μ/ρ représentant le coefficient d'atténuation massique μ/ρ a sensiblement la même valeur pour un même corps quel que soit son état.

$$dN/N = \mu \cdot dx = (\mu/\rho) \cdot \rho dx$$

$$\text{Or } dN/N = d\rho \rightarrow \mu/\rho = d\rho/\rho dx$$

μ/ρ représente la probabilité d'interaction par unité de masse du milieu traversé. Elle s'exprime en cm^2/g .

II.2.3.6. Couche de demi-atténuation (CDA) :

C'est l'épaisseur nécessaire pour atténuer de moitié le nombre de photons incidents.

Pour une épaisseur $x=1$ CDA, on a :

$$N = N_0 / 2 \rightarrow N/N_0 = 1/2 = e^{\mu \text{CDA}}$$

$$\rightarrow \text{CDA} = \text{Ln } 2/\mu$$

Le CDA représente une caractéristique des différents matériaux vis-à-vis des rayonnements électromagnétiques.

II.3. Les sources radioactives utilisées en curiethérapie : [8]

Différentes sources peuvent être utilisées en curiethérapie. On y trouve principalement des sources de rayonnement β (^{90}Sr - ^{90}Y ; ^{32}P), de rayonnement X (^{125}I) et des sources de rayonnement γ (voir tableau 2) qui sont aussi souvent utilisées.

Les sources que l'on utilisera pour les émissions de photons sont encapsulées de façon à :

- Contenir la radioactivité.
- Assurer la rigidité de la source
- Absorber les rayonnements α et β provenant de la source.

Le choix de la source adéquate pour le traitement de la tumeur se fera par rapport à certaines caractéristiques physiques ou dosimétriques telles que :

- L'énergie des photons et leur pénétration dans les tissus mais aussi à travers la capsule.
- La demi-vie.
- L'activité spécifique.
- La distribution de dose autour de la source.

Isotope	Energie γ moyenne (MeV)	Demi-vie
^{60}Co	1,25	5,26 ans
^{137}Cs	0,66	30 ans
^{198}Au	0,41	2,7 jours
^{192}Ir	0,38	73,8 jours
^{125}I	0,028	60 jours
^{103}Pd	0,021	17 jours

Tableau II.1 : Caractéristiques physiques des sources utilisées en curiethérapie.

Différents éléments sont utilisés pour caractériser les sources :

- La géométrie des sources :

On peut trouver différents types de géométries telles que (voir Figure II.7) :

- Source linéaire (tube).

- Aiguille (needle).
- Fil (wire).
- Ensemble de grains (seed ribbon).
- Train de source (source train).
- « stepping source » (cylindre pouvant se déplacer par pas connus).

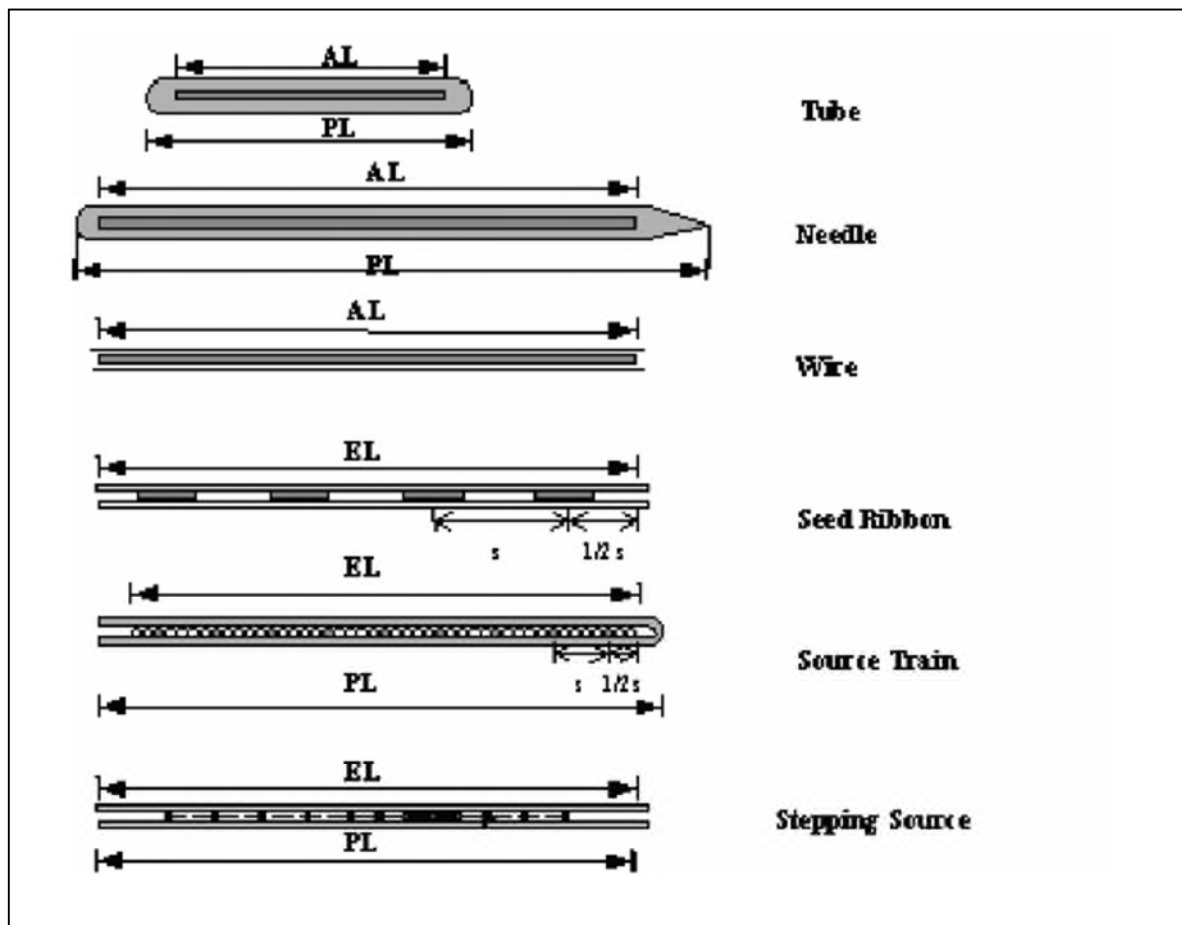
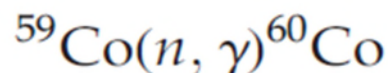


Figure II.6 : Différentes géométries de sources en curiethérapie.

Pour chacun de ces types de sources, on définira la longueur active (AL) c'est-à-dire celle de la source radioactive proprement-dite, la longueur physique (PL) incluant la capsule. Dans le cas de sources multiples ou pouvant prendre plusieurs positions au cours du traitement, on définira aussi la longueur équivalente (EL) c'est-à-dire la longueur totale du déplacement.

La source utilisée dans ce travail est une source de ^{60}Co : [41]

- En 1938, ^{60}Co a été découvert par John Livingood et Glenn Seaborg à l'université de la Californie-Berkley ; Livingood a activé des échantillons dans un cyclotron et Seaborg a séparé les éléments isotopes d'intérêt. Après la deuxième guerre mondiale et les bombes atomiques à Hiroshima et Nagasaki, les scientifiques au Conseil de Recherche national canadien identifient le ^{60}Co comme une source radioactive utile pour la radiothérapie. Ceci était dû au fait qu'en 1947 une installation lourde de réacteur à eau était disponible à Chalk River qui a rendu la production possible de grandes quantités de ^{60}Co .
- Les traitements par curiethérapie à haut débit de dose utilisant les sources ^{60}Co ont un avantage économique par rapport à peu de remplacements des sources de HDR dues à la longue demi-vie de 5,27 années. L'énergie plus élevée de photon (l'énergie moyenne de 1,253 Mev de ^{60}Co par rapport à ^{192}Ir , le rend plus difficile à protéger. Le ^{60}Co est produit par neutron irradiation :



- Les sources sont des cubes du métal radioactif de cobalt garni d'une capsule titanique sphérique. Le diamètre global typique est environ 3 millimètres avec un intérieur de cube en cobalt de 1,3 millimètre dont une activité au maximum 18,5 GBq.
- Dans une lettre à la revue « Science » en juin 1948 sur "Les Aiguilles radioactives contenant du cobalt 60", William Myers, du Département de médecine de l'Université Ohio State, décrit des études sur le ^{60}Co commencées en octobre 1947. Pour la production de ^{60}Co radioactif fil, un alliage d'aiguilles composé de 45 % de cobalt et 55 % de nickel, le soi-disant coranique, a été utilisé afin de surmonter les difficultés liées à l'usinage de cobalt pur. Myers a également déclaré que le bénéfice attendu lors de l'utilisation du ^{60}Co sources lorsqu'on compare au ^{226}Ra devrait être que le ^{60}Co fils radioactifs peut être plié pour correspondre à la forme des tumeurs qui sont dans un environnement anatomique difficile (par exemple :os) et qu'il n'y a pas de danger de perte par des fuites ou ruptures.

- La conception initiale du ^{60}Co sources revêtait la forme d'aiguilles et étaient essentiellement une copie d'aiguilles ^{226}Ra existant. En raison de son activité spécifique élevée, le ^{60}Co est appropriée pour la fabrication de petites sources de grande activité et a été principalement utilisée pour remplacer le ^{226}Ra à la curiethérapie gynécologique.
- ^{60}Co se désintègre par émission β^- en donnant le ^{60}Ni . La désexcitation pour les états excités de ^{60}Ni se produit principalement par le biais d'émissions de rayonnements γ où il y a deux lignes d'énergie dominante de 1.1732 et 1.332 MeV, chaque une avec une intensité absolue d'environ 100 %. En moyenne, deux photons sont émis par la désintégration. La principale du rayonnement bêta a une énergie maximale de 0,318 MeV, une énergie moyenne de 0.096 MeV et une intensité absolue de 99,88 %. La plus haute énergie du rayonnement bêta est de 1.491 MeV et une énergie moyenne de 0.679 MeV avec une probabilité d'émission de 0,12 %. En raison de la faiblesse relative des énergies des électrons émis. La figure 9 illustre le schéma de désintégration et le spectre d'énergie des photons émis pour le ^{60}Co .

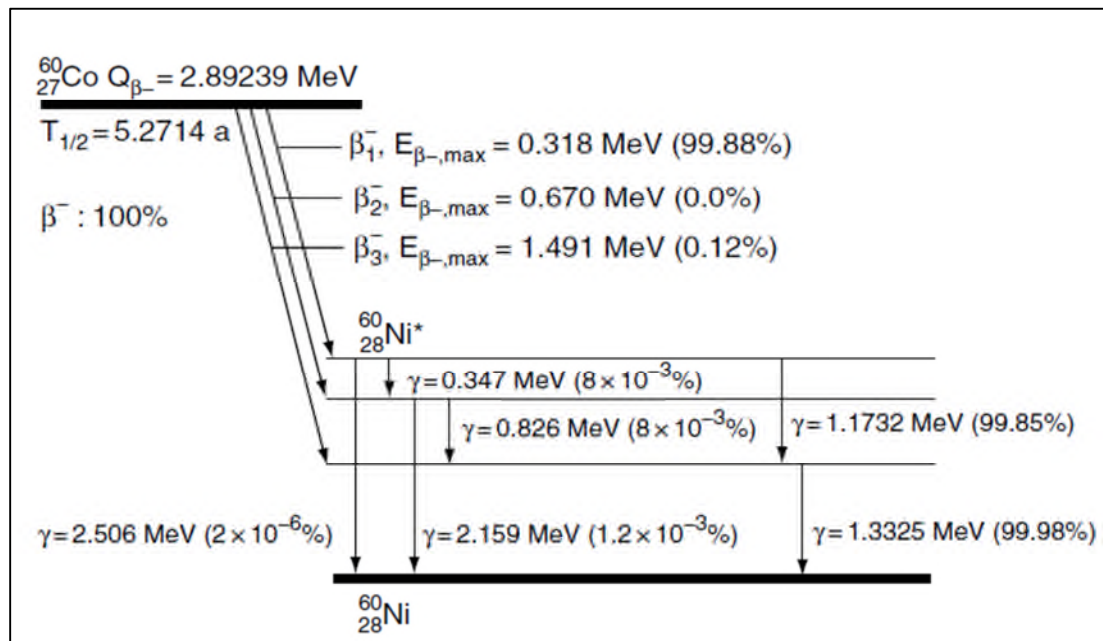


Figure II.7 : Représentation schématique du rayonnement β^- qui se décompose du ^{60}Co qui se désintègre presque totalement (99,92%) au troisième état excité du ^{60}Ni .

II.3.1 Les paramètres physiques et dosimétriques de la curiethérapie HDD :

II.3.1.1. Les paramètres physiques :

- Période : [42]

La décroissance radioactive, c'est-à-dire la variation du nombre de noyaux radioactifs au cours du temps, est un phénomène aléatoire. On peut néanmoins prévoir qu'au bout d'un temps donné, appelé période **T**, la moitié du nombre de noyaux radioactifs présents est désintégrée. Les valeurs des périodes sont très différentes d'un radionucléide à l'autre et sont exprimées suivant les cas en années ou en jours.

- Activité et activité spécifique : [44]

L'activité (**A**) d'un radioélément désigne le nombre de noyaux qui se désintègrent spontanément par unité de temps.

$$A = dN/dt$$

Elle est exprimée en becquerel (Bq) :

$$1\text{Bq} = 1 \text{ désintégration par seconde.}$$

Anciennement, l'activité était exprimée en curie (Ci) :

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \cdot 10^{10} \text{ Bq} \quad 1 \text{ mCi} = 37 \text{ MBq.}$$

L'activité spécifique est l'activité massique de la source exprimée en **MBq/μg**.

II.3.1.2. Les paramètres dosimétriques :

- Dose absorbée : [43]

La dose absorbée correspond à la quantité d'énergie cédée par unité de masse de matière exposée aux rayonnements.

Dans un milieu exposé aux rayonnements ionisants, la dose absorbée **D** en un point déterminé est donnée par la relation :

$$D = dE/dm$$

Dans laquelle **dE** est l'énergie cédée par les rayonnements à l'élément de matière de masse **dm** entourant le point considéré, c'est-à-dire la différence entre la somme des énergies des rayonnements qui ont pénétré dans l'élément de matière et la somme des énergies qui en sont ressorties.

D'après cette relation, dans le système international (SI) de mesures, une dose absorbée se mesure en joule par kilogramme.

Par définition : **1 gray (Gy) = 1 joule par kilogramme (J.kg⁻¹)**

Une unité historique est encore utilisée, le rad :

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad. Rad} = 10^{-2} \text{ Gy} = 10 \text{ mGy.}$$

- **Débit de dose absorbée D et le débit de kerma K : [43]**

On définit le débit de dose absorbée D et le débit de kerma K comme étant les variations respectivement de la dose (dD) et du kerma (dK) par intervalle de temps dt :

$$D = dD/dt \quad \text{et} \quad K = dK/dt$$

Ils s'expriment en Gy.S⁻¹ ou en multiples et sous-multiples de ces unités.

- **Kerma : [45]**

Le kerma (K) (kinetic energy released in material), défini uniquement pour les rayonnements indirectement ionisants, a pour définition :

$$K = dE_{tr}/dm.$$

Et s'exprime en gray (Gy) ; dE_{tr} est 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.

Compte tenu de l'énergie des rayonnements utilisés en curiethérapie et des milieux légers concernés, on peut admettre que dans des conditions d'équilibre électronique (c'est-à-dire au sein du milieu) : D ≡ K.

La différence, due à la fraction d'énergie des particules chargées qui est perdue sous forme de rayonnement de freinage, est négligeable.

- **Débit de kerma de références dans l'air : [42]**

Le débit de kerma de références K_R d'une source est le débit de kerma dans l'air au sein de l'air corrigé de l'atténuation dans l'air et de la contribution de tout rayonnement diffusé à une distance unité. Suivant la forme de la source, il peut être global ou linéique et s'exprime soit en μGy.h⁻¹ à 1 m (μGy.h⁻¹.m²). Soit en μGy.h⁻¹ à 1 m par unité de longueur de source (μGy.h⁻¹.m².cm⁻¹), soit en multiples ou sous-multiples de ces unités, ainsi on a :
1 μGy.h⁻¹.m² = 1 cGy.h⁻¹.cm²

Facilement repliable à l'activité apparente, le débit de Kerma s'exprime par une grandeur accessible directement à la mesure et dont la valeur dépend des seules caractéristiques de la source. Le débit de Kerma de référence permet de s'affranchir de la nature de la source : par exemple : $1 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2$ de césium 137 est pratiquement équivalent, du point de vue des distributions de doses, à $1 \mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2$ d'iridium 192.

II.4. Dosimétrie :

L'utilisation d'un applicateur β impose de connaître le débit de dose \mathbf{D} ($\text{Gy}\cdot\text{min}^{-1}$) à sa surface, ainsi que la distribution de dose obtenue dans tout tissu au contact duquel il est placé.

II.4.1. Etalonnage des sources :

La détermination du débit de dose à la surface d'un applicateur β est généralement faite par un laboratoire spécialisé : soit directement au moyen d'une chambre d'ionisation à extrapolation si l'applicateur est plan, soit par l'intermédiaire d'une sonde à scintillation, qui permet de comparer le débit de dose d'un applicateur concave à celui d'un applicateur plan de même fabrication, lequel a été étalonné par l'intermédiaire d'une chambre à extrapolation. L'applicateur d'étalonnage : avant utilisation il est recommandé d'effectuer une mesure de débit de dose à la surface par exemple par thermoluminescence, pour s'assurer que l'applicateur livré correspond bien à celui mentionné sur le certificat, le débit des applicateurs de ^{90}Sr - ^{90}Y et de ^{106}Ru - ^{106}Rh peut être considéré comme constant pendant la durée de l'application, mais il doit être corrigé semestriellement dans le cas du ^{90}Sr - ^{90}Y et hebdomadairement dans celui du ^{106}Ru - ^{106}Rh pour tenir compte de leur décroissance respectivement égale à 2.5% par an et 1% par semaine. [46]

II.4.2. Pouvoir de pénétration dans l'eau :

Le pouvoir de pénétration du rayonnement β dépend de l'énergie des particules β émises par le radioélément, qui se distribue suivant un spectre caractérisé par son énergie maximale et par son énergie moyenne, égale en première approximation au tiers de la précédente. Il est généralement caractérisé par le parcours apparent des électrons les plus énergétiques du spectre, appelé parcours apparent maximal R_{max} , et respectivement égal à 1.1 et 1.8 cm d'eau pour le ^{90}Sr - ^{90}Y et le ^{106}Ru - ^{106}Rh .

Ces données ne présentent en fait d'intérêt pratique que dans le domaine de la radioprotection, car les sources β sont toujours recouvertes d'une mince pellicule métallique (pour éviter toute contamination) qui rend le spectre différent de celui relatif au radionucléide pur. [47]

II.4.3. Distribution de la dose :

Les courbes isodoses et les courbes de rendement en profondeur que l'on peut établir par le calcul ou trouver dans la littérature fournissent un ordre de grandeur de la distribution de dose dans les tissus, mais elles conduisent le plus souvent à une surestimation de la dose en profondeur de plus, pour un radionucléide donné, même si la filtration par la pellicule métallique protectrice est identique. La forme de l'applicateur, les dimensions de la surface active et l'homogénéité influent sur le rendement en profondeur il est donc indispensable d'établir les données relatives à l'applicateur que l'on utilise. [48]

II.5. Calcul de la distribution des doses :

II.5.1. Introduction :

Le calcul de la distribution des doses absorbées au sein et au voisinage d'une application de curiethérapie permet de choisir la géométrie la mieux adaptée aux volumes à traiter, de s'assurer que l'application nécessaire pour atteindre les valeurs de dose souhaitées. [49]

II.5.2. Calcul de la dose en un point :

La dose totale D délivrée en un point pendant un temps donné s'obtient simplement en multipliant le débit de dose D par le temps. Ce débit de dose dépend des caractéristiques physiques et géométriques de la source et de la position respective de la source et du point ainsi que de la composition du milieu. En pratique, deux jouent un rôle prépondérant :

- D'une part, le débit de kerma de référence global ou linéique de la source.
- D'autre part, la distance de chaque élément de la source au point de calcul.

En revanche, on peut généralement, sans trop d'erreur, négliger l'effet de filtration oblique au sein de la source et de son enveloppe et admettre, dans un premier temps, que la source est placée au sein d'un milieu infini et homogène constitué d'eau. [50]

II.5.3. Source Ponctuelle :

Considérons une source S ponctuelle, isotrope, de débit de kerma de référence K_R placée dans un milieu infini d'eau. Le débit de dose en un point P situé à la distance r de la source est :

$$D = K_R \times \frac{1}{r^2} \times \varphi(r) \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{eau}}$$

- K_R est le débit de kerma de référence ;
- $1/r^2$ est un facteur géométrique prenant en compte la dispersion géométrique des photons dans toutes les directions de l'espace à partir d'une source ponctuelle (loi de l'inverse du carré de la distance).
- $\varphi(r)$ est la transmission effective par une épaisseur r d'eau au sein du milieu infini. Elle dépend du radioélément considéré et peut se définir par le rapport de la dose au point P dans une toute petite masse d'eau juste suffisante pour assurer l'équilibre électronique, le reste du milieu environnant étant constitué d'air, et D_{eau} est la dose au même point lorsque le milieu environnant est constitué d'eau. Ses valeurs peuvent être obtenues soit par calcul, soit expérimentalement.
- $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{\text{air}}^{\text{eau}}$ est le rapport des coefficients massiques d'absorption par l'eau et par l'air. Il permet de prendre en compte le fait que localement, au point P, l'énergie transférée par les photons est absorbée par l'eau et non par l'air comme dans la définition du kerma de référence. [51]

II.5.4. Source mobile :

Une autre possibilité pour simuler une source continue ou discontinue consiste à déplacer une source unique quasi ponctuelle, de débit de kerma de référence K_R , le long d'une trajectoire fixe. Ce déplacement est soit continu à vitesse donnée, soit discontinu, pas à pas, la source restant pendant un temps t_j en chaque position fixe S_j . Dans le cas du déplacement continu, tout se passe pour le calcul du débit de dose comme si on avait une source continue de longueur égale à la distance parcourue et de débit de kerma de référence total K_R . La dose s'obtient alors simplement en effectuant le produit du débit de dose par la durée du déplacement (la décroissance de la source pendant cette durée étant supposée négligeable). pour un déplacement discontinu, si les distances E entre deux positions consécutives S_j et les durées t_j sont toutes égales, on est ramené au cas d'un train de n

sources de débit de kerma de référence total $n \times K_R$, restant en place pendant un temps t_j ; si non, il faut considérer séparément chaque position, S_j et calculer pour chacune la dose délivrée en P pendant le temps t_j . [52]

II.5.5. Calcul par ordinateur de la distribution des doses :

En curiethérapie intracavitaire ou interstitielle, les calculs de dose par ordinateur sont devenus indispensables pour optimiser les traitements. Il faut pour cela disposer de matériel et de logiciel bien adaptés. [53]

Le matériel se compose d'une unité centrale de calcul et de périphériques qui permettent de communiquer avec l'unité. On trouve le plus souvent :

- un clavier pour entrer les données alphanumériques.
- un écran permettant l'affichage des textes et des graphiques (position des sources, isodoses...).
- un lecteur des courbes ou digitaliseur, placé de préférence sur un négatoscope, pour entrer directement les positions des sources et points de repères à partir des documents radiologiques.
- une imprimante et/ou un traceur de courbe pour conserver une trace sur papier des informations affichées à l'écran, qu'il s'agisse des textes ou des graphiques.
- une unité de lecture de disquettes, cassettes ou bandes magnétiques, pour pouvoir charger dans l'ordinateur les programmes et données nécessaires à son fonctionnement.
- Le logiciel (ou programme de calcul) est l'enchaînement des opérations nécessaires au traitement des données tel qu'il est décrit à l'aide d'un langage (pascal, fortran...).

[54]

II.5.5.1. Organigramme :

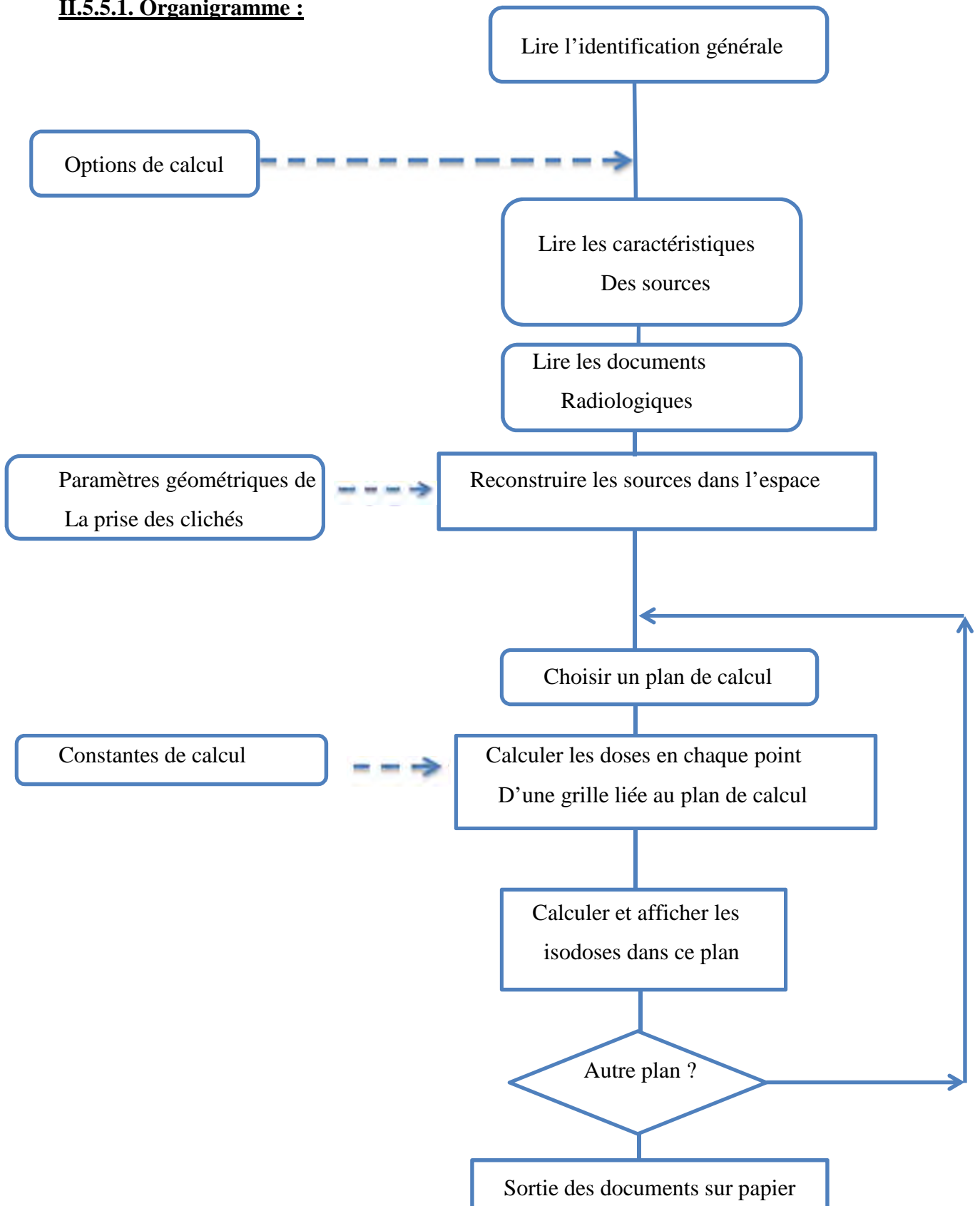


Figure II.8 : Enchaînement des principales fonctions d'un programme de calcul de doses en curiethérapie. [54]

II.5.6. Reconstruction des positions des sources dans l'espace :

Il faut toujours repartir de la position réelle des sources dans le patient, obtenu à partir de radiographies. Pour des raisons de radioprotection, les clichés sont généralement effectués avec des sources factices métalliques qui occupent la même position que les sources réelles. Pour retrouver les trois coordonnées de l'espace x , y et z , on est amené à utiliser un minimum de deux documents radiographiques sur lesquels on relève les projections des sources. Connaissant les conditions géométriques de prise des clichés, il est possible de recalculer les coordonnées des sources dans l'espace. [55]

II.5.6.1. Systèmes des coordonnées :

Ils dépendent du mode de reconstruction. Il convient de distinguer, d'une part, les systèmes de coordonnées à deux dimensions liés aux radiographies, qui servent à relever les coordonnées des différents points choisis sur les images des sources, et d'autre part, les systèmes à trois dimensions dans lesquels s'effectue la reconstruction dans l'espace. Il est commode de prendre les clichés le malade étant couché sur le dos et de définir les axes de ces systèmes parallèlement à l'intersection des plans principaux du patient placé dans cette position (**figure II.10**). Faute de recommandations internationales, l'orientation et la dénomination des axes est arbitraire. En curiethérapie, on oriente souvent l'axe x de la droite vers la gauche et l'axe y des pieds vers la tête ; mais on a préféré ici adopter les conventions généralement utilisées en imagerie scanographique et en radiothérapie externe, à savoir l'axe x de la droite vers la gauche, l'axe y postéro-antérieur et l'axe Z , des pieds vers la tête. Les origines des systèmes sont de préférence liées au dispositif de prise de cliché (par exemple : Rayon central du faisceau de rayons X) pour le relevé sur les films, et aux structures anatomiques pour la reconstruction tridimensionnelle. [56]

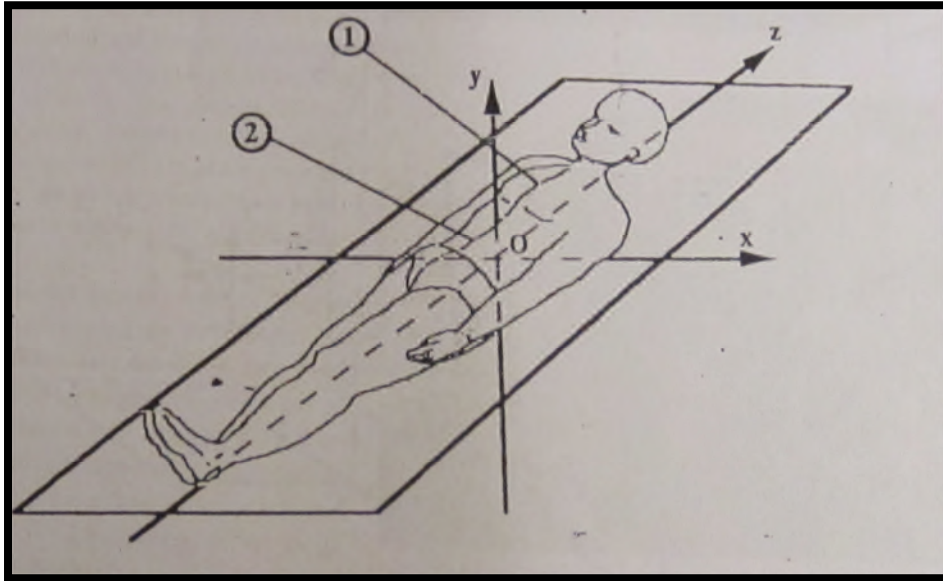


Figure II.9 : Système de coordonnées anatomique, permettant le calcul des positions des sources dans l'espace, il est défini par l'intersection de 3 plans, le malade étant en décubitus dorsal : plan sagittal perpendiculaire à la table passant par deux points 1 et 2 situés sur la ligne médiane, plan transverse perpendiculaire aux deux précédents. [57]

II.5.6.1. Coupes tomographiques Y ou scanographiques :

Les coupes tomographiques et scanographiques font directement apparaître, à un facteur d'agrandissement près, des points appartenant aux sources et situés à différents niveaux parfaitement identifiés.

Les tomographies traditionnelles, largement utilisées dans le passé pour le calcul manuel des doses (Pierquin & Fayos 1960. Pierquin et al. 1962). Il est aussi possible de faire appel aux coupes scanographiques sur lesquelles les structures anatomiques sont parfaitement visibles et le choix des points et plans de calcul facile à faire. Si on veut avoir une précision suffisante sur le calcul des coordonnées des sources et sur la position de leurs extrémités, il est nécessaire d'acquérir un grand nombre des coupes fines. Il faut de plus, pour éviter les artefacts, choisir soigneusement le matériau des sources factices et préférer les fils de cuivre aux fils de plomb. [58]

II.5.7. Calcul des distributions des doses :

Le calcul s'effectue point par point successivement pour chacune des sources. La dose délivrée en un point pour une source dépend d'une part, des caractéristiques de la source et, d'autre part, de la position relative de la source et du point.

Une première solution, applicable aux sources rigides (tubes, aiguilles ou grains), consiste à associer à chaque source une grille cartésienne ou polaire et à stocker dans l'ordinateur les valeurs de dose en chaque point de cette grille. Il reste ensuite à retrouver la position du point de calcul sur cette grille et à effectuer une interpolation en appliquant, le cas échéant, une correction pour le débit de kerma de référence (ou "activité") et le temps d'application. On peut d'emblée intégrer dans les tableaux des doses stockées des corrections de filtration oblique calculées séparément par des méthodes très élaborées ou obtenues expérimentalement ; on peut également stocker des distributions des doses correspondant à des arrangements des sources fixées sur un applicateur (par exemple disques ophtalmiques). En revanche, on est contraint d'utiliser toujours les mêmes types des sources. Les distributions des doses correspondantes sont généralement fournies en même temps que le programme et il est indispensable de s'assurer qu'elles correspondent aux sources effectivement utilisées. [59] Dès que l'on a affaire à des sources de forme ou de longueur variable comme les fils radioactifs ou les trains de sources, il faut impérativement recourir à une autre solution basée sur l'une des méthodes. Ces méthodes font intervenir des éléments géométriques (distance au centre ou à l'axe de la source, angle sous lequel la source est vue du point de calcul, etc.), qui peuvent facilement être calculés lorsque l'on connaît les coordonnées de la source et du point. Elles font également appel à un certain nombre de données fixes qui jouent un rôle déterminant sur la validité du calcul, les valeurs attribuées à ces données sont le plus souvent proposées en même temps que le programme. Elles sont alors stockées dans le programme lui-même ou de préférence, dans des fichiers ou "bibliothèques" qui peuvent, si besoin être modifiées par l'utilisateur.

Les données fixes nécessaires au calcul des doses se répartissent schématiquement selon trois catégories relatives à la spécification des sources. L'atténuation par le milieu, l'auto absorption et la filtration. [60]

II.5.8. Données relatives à l'atténuation par le milieu :

L'atténuation est traduite par la fonction $\phi(r)$. Que l'on peut approcher par un polynôme de la forme $A + Br + Cr^2 + Dr^3$. Ainsi, l'intégrale, qui peut toutes être strictement calculées. De cette manière, on est capable de prendre en compte les variations d'atténuation par le milieu lorsque les différents éléments d'une source rectiligne sont considérés.

L'approche polynomiale présente l'inconvénient de n'être valable que jusqu'à une distance r_{im} de la source. Au-delà, on peut utiliser une approximation exponentielle de la forme :

$\varphi(r) = e^{-\mu_e (r-R)}$, ou μ_e à une valeur proche du coefficient linéique d'absorption et ou R est une constante permettant d'assurer la continuité de $\varphi(r)$ pour $r = r_{lim}$.

$\Phi(r)$ est constant le long de la source et égal à $\varphi(r_0)$. [61]

II.6. Rôle du débit de dose en curiethérapie :

II.6.1. Introduction :

Le rôle de débit de dose intervient dans de nombreux problèmes courants de la curiethérapie. En particulier en comparer des protocoles de traitement utilisant des doses et des durées différents, pour adapter la dose de façon appropriée à la durée de l'application, pour comparer les effets de la curiethérapie à ceux de l'irradiation fractionnée et pour évaluer l'effet de leur association dans un traitement mixte. [62]

L'effet d'une irradiation continue délivrant une dose D dépend de la durée t de l'irradiation, et donc le débit de dose $D = D/t$.

En curiethérapie courant, des doses de quelques dizaines de grays sont délivrées en quelques jours et les débits de dose se situent dans un domaine de 0.25 à 1 Gy/h.

Le rôle du débit de dose relève de mécanismes purement radiobiologiques, indépendants des problèmes dosimétriques, c'est-à-dire de la technique de mise en place des sources, de la méthode de détermination et de spécification de la dose délivrée.

Les conséquences éventuelles sur l'effet du traitement qui peuvent être liées au système utilisé (règle de mise en place des sources, spécification de la dose). [63]

II.6.2. Mécanismes radiobiologiques en cause :

L'effet biologique diminue lorsque la durée de l'irradiation augmente, c'est-à-dire lorsque le débit de dose diminue. Dans les conditions courantes de la curiethérapie, cette variation de l'effet est essentiellement attribuable à la réparation des lésions cellulaires qui se produisent pendant l'irradiation. [64]

Pour une irradiation très brève, la courbe de survie cellulaire, représentant en coordonnées semi-logarithmiques la variation du taux de survie cellulaire S en fonction de la dose D (**figure II.11**) présente de façon générale une pente initiale et une incurvation ou épaulement qui sont habituellement interprétées en considérant que la mort cellulaire peut résulter de deux mécanismes :

- des lésions directement létales conduisant à un taux de survie

$$S = \exp - (\alpha D)$$

Représenté par la tangente initiale à la courbe de survie, des lésions “sublétales”, individuellement ou non létales et potentiellement réparables, mais dont l’interaction ou l’accumulation dans une même cellule entraîne la mort de celle-ci. Ce type de mortalité conduit à un taux de survie S :

$$S = \exp -(\beta D^2).$$

L’association de ces deux types de mortalité conduit à l’expression ‘linéaire-quadratique’ (LQ) usuellement adoptée pour représenter la courbe de survie pour une irradiation unique brève :

$$S = \exp - (\alpha D + \beta D^2).$$

L’importance relative des deux types de mortalité est caractérisée par le paramètre α/β , qui, pour une irradiation très brève, représente la dose pour laquelle leurs contributions aux taux de survie sont les mêmes ($\alpha D = \beta D^2$). Elle dépend de la dose du type des cellules. Elle dépend aussi du débit de dose lorsque l’irradiation n’est pas très brève.

A très faible débit de dose, la production des lésions sublétales est relativement lente par rapport à la vitesse de leur réparation, qui s’oppose alors à leur accumulation. La mortalité cellulaire résulte donc essentiellement des **lésions** directement létales et la courbe de survie est exprimée par le terme

$$S = \exp - (\alpha D).$$

Qui représente la tangente initiale à la courbe de survie fondamentale, à débit très élevé. [64]

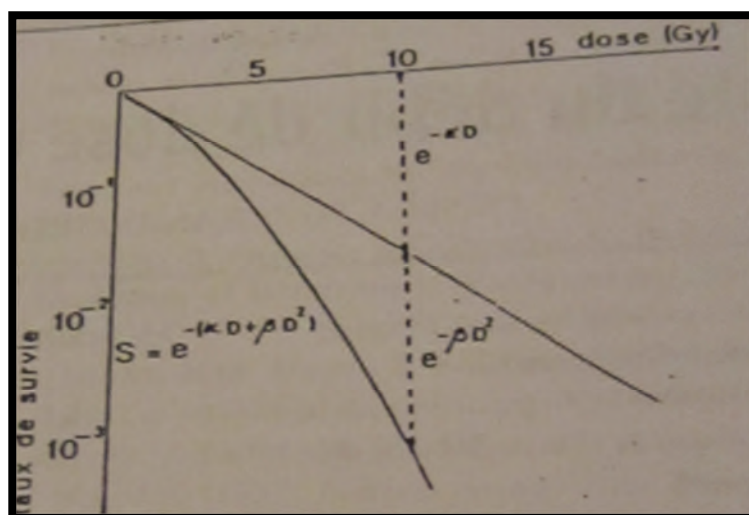


Figure II.10 : Courbe de survie cellulaire pour une séance unique de brève durée. [64]

II.6.3. Etude théorique du rôle du débit de dose : [65]

Une formule simple exprimant la variation de la dose isoeffet D en fonction du débit D ou de la durée du traitement égale à D/D . Est un instrument commode pour résoudre les problèmes courants de la curiethérapie.

Plusieurs études théoriques basées sur des considérations radiobiologiques simples ont abouti à un résultat concordant. L'expression couramment adoptée est :

$$D \left(\frac{\alpha}{\beta} + \frac{2}{\text{Log } 2} \cdot D \cdot \text{Tr} \right) = \text{constant}$$

Où α/β et T_r sont les paramètres concernant la réparation pour l'effet considéré.

Les doses isoeffet D et D' pour des débits D et D' sont donc dans le rapport :

$$\frac{D'}{D} = \frac{\frac{\alpha}{\beta} + \frac{2}{\text{log}2} \cdot D \cdot \text{Tr}}{\frac{\alpha}{\beta} + \frac{2}{\text{log}2} \cdot D' \cdot \text{Tr}}$$

II.6.4. Valeurs de α/β :

Les valeurs de α/β ont été déterminées pour divers effets biologiques par de nombreuses études expérimentales sur la variation de la dose isoeffet en fonction de la dose par séance avec des irradiations fractionnées. Les résultats obtenus pour les tissus sains sont raisonnablement concordants (Thames & Hendry 1987). On peut admettre de façon schématique que :

- $\alpha/\beta = 10$ Gy pour les réactions précoces de la peau et des muqueuses.
- $\alpha/\beta = 3$ Gy pour les réactions tardives telles que sclérose, nécrose tardive de la peau et des muqueuses, effets sur les tissus sains à réaction tardive (tissu nerveux, poumon, rein, etc.....). [66]

Les études cliniques ont montré que ces valeurs de α/β établies chez l'animal étaient applicables aux tissus humains et rendaient compte de la variation de la dose isoeffet en fonction de la dose par séance. Elles montrent aussi qu'une valeur $\alpha/\beta = 10$ Gy est applicable à l'épithélioma épidermoïde, tandis que des valeurs plus faibles seraient à appliquer à l'adénocarcinome du sein, au mélanome, etc. [67]

II.6.5. Inhomogénéité de la dose et du débit dans le volume irradié :

L'inhomogénéité de la dose dans le volume irradié est un caractère inévitable de la curiethérapie. La dose spécifiée correspond à une surface isodose circonscrivant le volume tumoral : la dose est plus élevée à l'intérieur de cette surface et plus faible à l'extérieur.

Le débit en chaque point est proportionnel à la dose qui y est délivrée et présente donc la même inhomogénéité que la dose. Si l'on exclue les régions qui reçoivent une dose supérieure à 120 Gy (dont l'effet est une destruction tissulaire qui n'est plus corrélée à la dose) et les régions qui reçoivent une dose inférieure à 30 Gy (dont les conséquences cliniques sont minimales si évidemment il n'y a pas d'autre irradiation associée). Le débit de dose varie d'un facteur 4 dans le volume restant.

La conséquence de l'inhomogénéité du débit est d'accroître relativement l'effet biologique dans les régions où la dose est élevée et de le diminuer relativement dans les régions où la dose est faible. Par exemple, si la dose spécifiée est 60 Gy/6 j (débit 0.42 Gy/h) :

- En un point qui reçoit 120 Gy le débit est 0,83 Gy/h. Cet accroissement du débit par rapport au débit de référence de 0.42 Gy/h est équivalent à un accroissement de la dose de 10% pour la tumeur ($\alpha/\beta = 10$ Gy) et de 30 % pour l'effet tardif sur les tissus sains ($\alpha/\beta = 3$ Gy).
- En un point qui reçoit 40 Gy le débit plus faible (0.28 Gy/h) est équivalent pour l'effet tardif à une diminution de dose de 10%.

La distribution de la dose a une signification purement physique. Pour lui donner une signification biologique, il faudrait pondérer les valeurs affectées aux isodoses par un facteur représentant le rôle du débit ; la valeur numérique de ce facteur dépend de la dose, de la durée du traitement et de l'effet considéré. [68]

II.6.7. Curiethérapie à haut débit de dose :

Les problèmes radiobiologiques des irradiations délivrées avec des doses élevées de brève durée ne sont pas spécifiques de la curiethérapie.

Une vaste expérience clinique des irradiations externes a conduit à la conclusion, universellement admise, que les doses par séance élevées ont des conséquences thérapeutiques défavorables, car elles accroissent les réactions tardives des tissus sains par rapport au contrôle tumoral. Les raisons radiobiologiques en sont connues :

- La contribution de l'accumulation des lésions sublétales à la mortalité cellulaire pour des doses élevées de brève durée est plus importante pour les réactions tardives que pour la tumeur.
- Dans la tumeur, la proportion des cellules hypoxiques survivantes est accrue car le nombre d'intervalles entre séances, pendant lesquels se produit la réoxygénation, est d'autant plus faible que le nombre de séances est plus réduit.

Les conséquences défavorables ont été constatées cliniquement avec des doses par séance de 3 Gy. Mais il est possible que des doses par séance relativement élevées puissent être mieux tolérées en curiethérapie que pour les irradiations externe car les volumes irradiés sont en général moins étendus.

L'expérience clinique de la curiethérapie à débit élevé avec une séance unique a confirmé cette modalité thérapeutique mais était à déconseiller .L'étude clinique se poursuit donc avec des irradiations fractionnées en quelques séances de 5 à 7 Gy, étalées sur quelques semaines, qui paraissent mieux tolérées.

On peut calculer T équivalence biologique d'une dose D fractionnée par séances à dose d. à haut débit, et une dose D' classiquement fractionnée en séances de 2 Gy, par la relation soit :

$$D'=D. (\alpha/\beta + d) / (\alpha/\beta + 2).$$

L'application de cette formule conduit aux valeurs numériques. [69]

II.8. Système de Manchester :

La curiethérapie intracavitaire du cancer du col utérin est profondément basée sur le développement des divers systèmes qu'ils essayaient de combiner les pratiques avec une approche plus scientifique et plus systématique.

Le système dosimétrique se rapporte à un ensemble des règles au sujet d'un type d'applicateur spécifique, isotope radioactif, et la distribution des sources dans l'applicateur, Pour fournir une dose définie à une région indiquée dans le traitement.

Dans tout système, les spécifications de traitement en termes de dose, le temps et l'administration est nécessaire pour mettre en application la prescription à façon conformée.

Le système de Manchester a été développé en 1932 par Tod et Meredith, et plus tard a été modifié en 1953 par Holt. Il a normalisé le traitement avec les doses prédéterminées et les débits de dose sont dirigés vers des points fixes dans le bassin. Les points A et B ont été

choisis sur la théorie que la dose dans le triangle para cervical a effectué la tolérance normale de tissu. [70]

Le système de Manchester spécifie la dose à deux points : le point A et le point B, il évalue également la dose aux OAR comme les points vessie et rectum. La durée de l'implant est basée sur le taux de la dose reçue par un point, dit point A qui est localisé à 2 centimètres supérieur à l'os cervical et 2 centimètres latéral au canal cervical. Un autre point dit point B est défini latéralement à 3 centimètre du point A. [71]

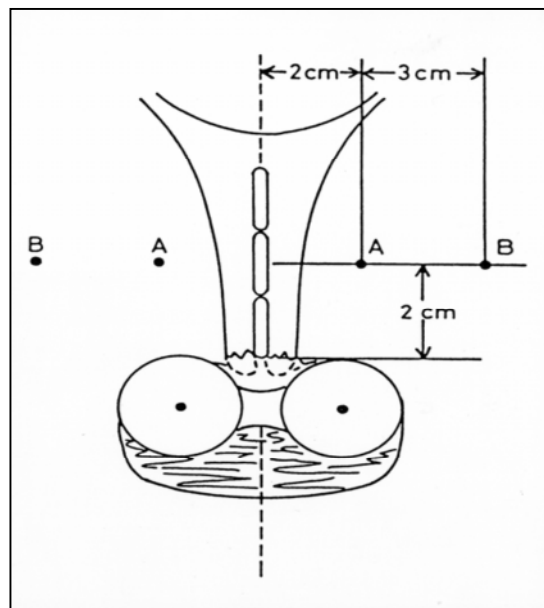


Figure II.11 : Points A et B de Manchester (**applicateur de Fletcher**).

La technique de Manchester classique a été basée sur l'utilisation d'une sonde intra-utérine avec deux longueurs standard de 4 centimètres et 6 centimètres ou une de longueur de 3.5 centimètres, et deux capsules ovoïdales vaginales de différents diamètres de 2 centimètres, 2.5 centimètres, ou 3 centimètres. Cependant, l'angle entre la sonde intra-utérine et les capsules vaginales est un angle droit contrairement à la structure anatomique utérine ce qui fait que cette technique est abandonnée.

La technique moderne de Manchester est physiquement semblable à la technique classique. Les sondes intra-utérines ont les mêmes longueurs fixes sauf qu'elles sont orientées de 40 degrés en rapport des capsules vaginales, qui ont gardé leurs formes ovoïdales. [71]

II.8.1. Points de référence de dose : [71]

II.8.1.1. Dose au point A :

- Définition du point A :

Le point **A**, dit point A de Manchester, est relativement défini sur le film orthogonal antérieur à l'applicateur (**figure II. 12**). Il est localisé à **2** centimètres de la mi-ligne de la source intra-utérine qui coupe les sources vaginales en deux et à **2** centimètres de la tangente des sources vaginales.

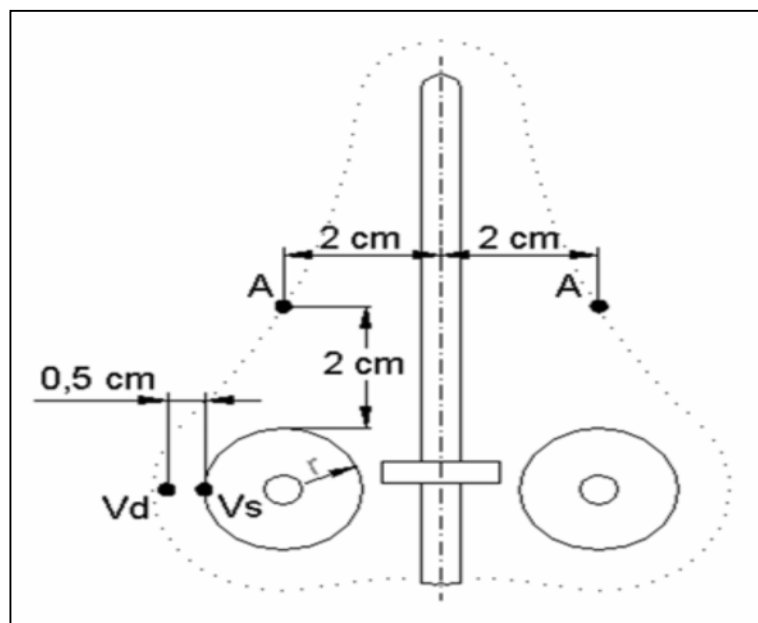


Figure II.12 : Définition du point A de Manchester (**applicateur de Fletcher**) [72].

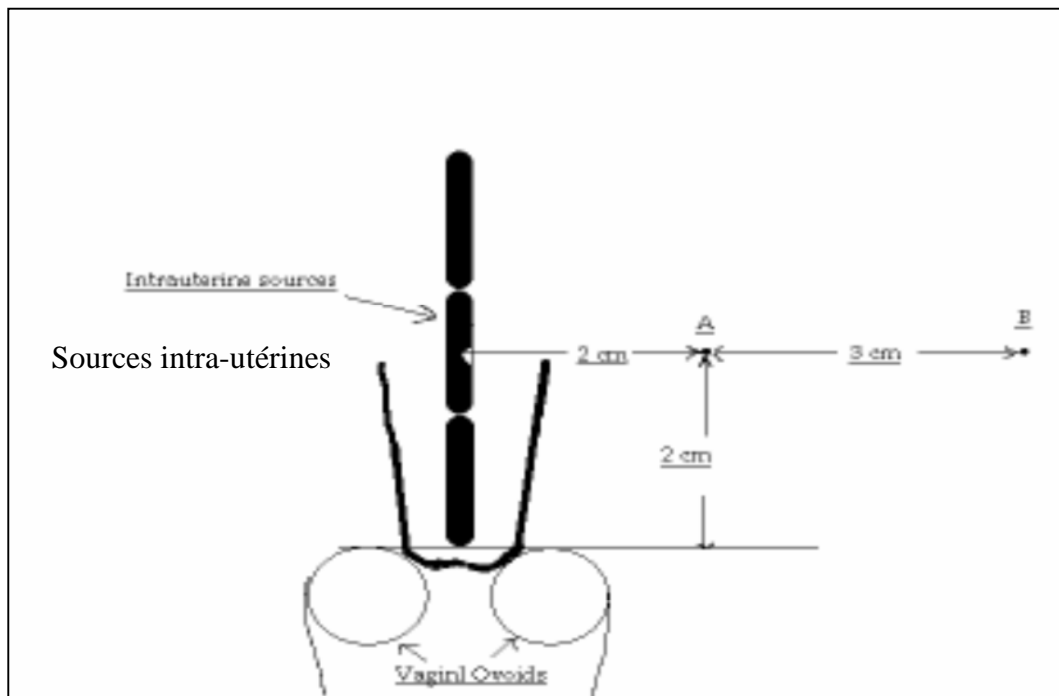
Les concepts reliés aux points **A** de Manchester ont été introduits dans les années 1934-1938. Depuis lors, beaucoup de modifications ont été présentées à l'emplacement de ce point, ou au concept de ce point lui-même.

Bien qu'il soit reconnu que le choix des points de référence de dose est difficile à cause de la décroissance de la dose autour des sources, le point **A** est considéré comme un point de prescription de la dose pour la curiethérapie intracavitaire du col de l'utérus. Cette recommandation est justifiée par le fait que le point **A** est encore utilisé pour la prescription de la dose dans une majorité de centres dans le monde [71].

II.8.1.2. Dose au point B : [71]

- **Définition du point B :**

Le point **B** est défini à **5** centimètres de la mi-ligne de la source intra-utérine, c'est à dire à **3** centimètres du point **A**.



Applicateur vaginal

Figure II.13 : Définition du point B de Manchester (**applicateur de Fletcher**).

II.8.1.3. Points de référence des organes à risque [71] :

Les complications cliniques d'une curiethérapie intracavitaire du cancer du col utérin les plus fréquentes, résultantes d'une haute dose délivrée aux portions du rectum et de vessie qui sont aux proximités des sources. L'emplacement de l'applicateur par rapport au rectum et vessie est très important pour garder la dose à ces structures critiques aussi basse que possible. Généralement, le gynécologue écarte les structures sensibles de l'applicateur à l'aide d'un coton chirurgical, pour déplacer les structures sensibles loin des applicateurs et immobilise tout mouvement de ce dernier.

- **Définition** :

Dans la curiethérapie du carcinome utérin, les organes les plus exposés aux risques d'irradiation sont le rectum, la vessie, l'intestin et la paroi vaginale.

II.8.1.3.1. Point de référence de la vessie [71] :

La détermination du point de référence de la vessie, se fait en rapport avec un ballon rempli de 7 cm³ d'un fluide radio-opaque, introduit au niveau de la vessie.

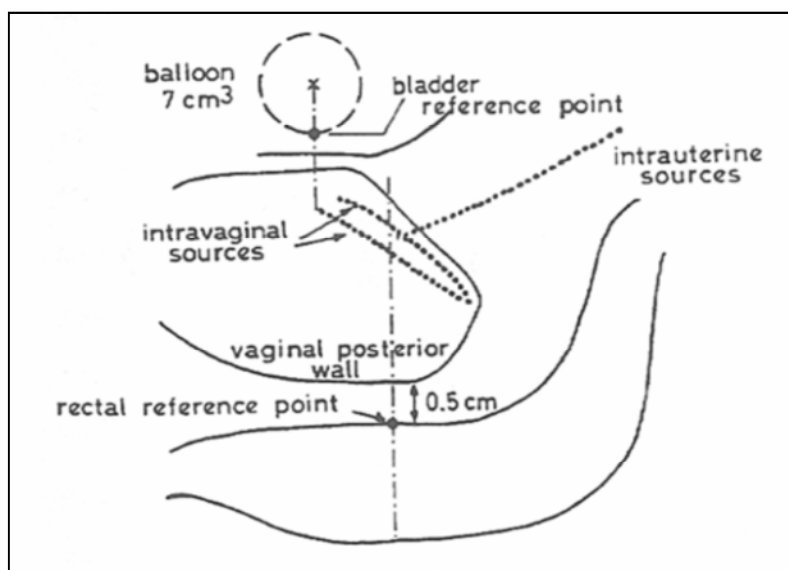


Figure II.14 : Détermination des points de référence de la vessie et du rectum comme proposé par Chassagne et Horiot.

II.8.1.3.1. Point de référence du rectum [71] :

Le point de référence d'estimation de la dose rectale (rectal référence point) dépend de l'applicateur, il est localisé à 5 millimètres derrière la paroi vaginale postérieure sur une ligne (AP) « AntéroPostérieur » sortie du milieu des sources vaginales.

II.8.1.3.2. Volumes de référence [71] :

II.8.1.3.2.1. Volume à traiter :

Le volume à traiter est le volume qui a la forme d'une poire, il doit recevoir au moins la dose prescrite par le radiothérapeute.

II.8.3.2.1.2. Volume du point A [71] :**II.8.3.2.1.2. a. Définition :**

Le volume du point A est le volume compris par l'isodose qui passe par le point A, ce volume est recommandé pour rapporter le rapport entre les dimensions du volume à traiter et celles du volume réel.

II.8.3.2.1.3. b. Recommandations du volume du point A :

Les dimensions du volume de référence devraient être rapportées comme indiqué dans La géométrie de l'isodose passant par le point A, définit les dimensions du volume du point A (la longueur, la largeur et l'épaisseur).

II.8.1.3.3. Volume de la dose de référence [71] :**II.8.1.3.3. a. Définition :**

Le volume de référence est le volume compris par l'isodose de référence, il est différemment sélectionné et spécifié à cause des différentes techniques utilisées et exécuté dans les centres.

II.8.1.3.3. b. Recommandations du volume de la dose de référence [71] :

La comparaison des volumes de référence (le volume traité et le volume du point A) déterminés par l'application des différentes techniques utilisées en curiethérapie intracavitaire, doit correspondre aussi avec le CTV respectif.

Cependant, pour une application donnée, les dimensions du volume traité ou du volume du point A doivent être rapportées à la dose prescrite pour définir ce volume. Inversement, la dose ne peut pas être rapportée à ce volume.

Chapitre III :

Matériels

III.1. La source de cobalt 60 :

En 1962, Walstam a présenté le premier concept d'un projecteur de source à chargement différé équipé de Co-60. Depuis son introduction, le Co-60 a connu un immense succès et n'a cessé d'évoluer pour répondre aux besoins de la curiethérapie HDD moderne. En 2003, Eckert & Ziegler BEBIG a conçu et développé la première source de Co-60 miniaturisée. Cette conception, encore moderne à l'heure actuelle, permet d'effectuer des irradiations à l'aide d'applicateurs avec les diamètres les plus fins et les courbures les plus serrées. À ce jour, plus de 220 projecteurs de source à chargement différé MultiSource d'Eckert & Ziegler BEBIG équipés de sources Co-60 ont été installés dans le monde et continuent de démontrer leur exceptionnelle fiabilité. (Chapitre II). [73]

III.2. Le scanner :

Le Scanner est une imagerie tomographique basée sur l'utilisation des coefficients d'absorption X du corps humain. Son principe consiste à réaliser des images en coupes fines du corps. Depuis la commercialisation du premier modèle médical en 1975 par la marque EMI (suite aux travaux de G.N. Hounsfield), plusieurs types de scanographes se sont succédés. Ils se caractérisent par le type de détecteur, les mouvements et le temps nécessaire à l'acquisition d'une coupe ainsi que le nombre de détecteurs. Le tube à rayon X peut irradier une rangée de détecteurs ; on a alors des scanographes "mono-barrette", ou deux rangées de détecteurs, ou un système multi-détecteur. Dans les services hospitaliers, deux types de scanographes sont généralement utilisés aujourd'hui :

- les scanners mono- ou bi-barrettes ;
- les scanners multi-barrette (depuis 2003, 2004) ;

Le scanner est un examen non seulement très utile pour le repérage de la cible mais surtout indispensable en curiethérapie car c'est lui qui permet d'obtenir l'information nécessaire pour simuler le dépôt d'énergie des rayonnements dans le patient. [74]

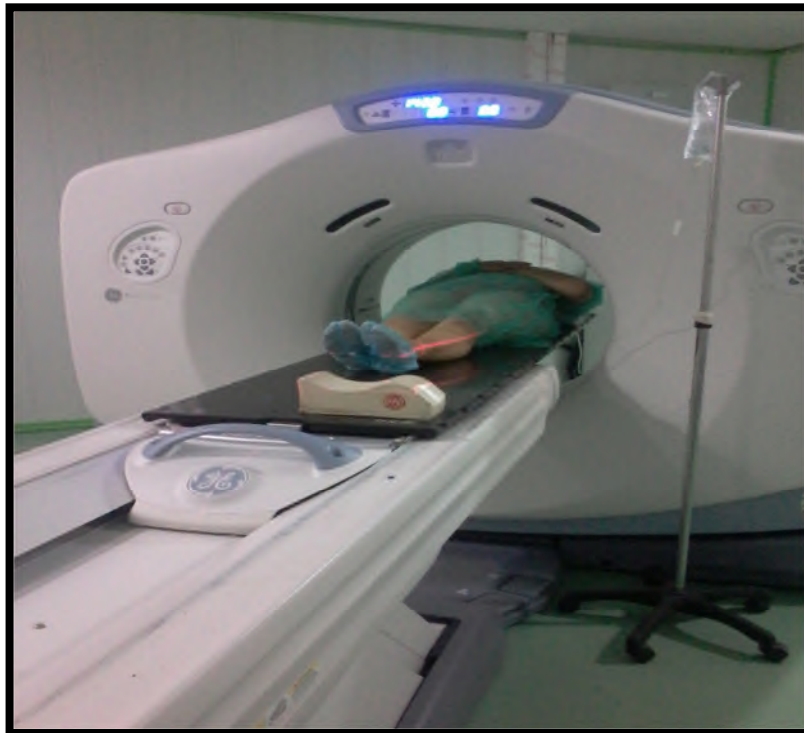


Figure III.1 : Le scanner.

III.3. Les applicateurs [75] :

Les applicateurs intracavitaires abritent les sources radioactives et sont insérés dans l'utérus et le vagin, ils incluent une sonde utérine (tandem) et des capsules vaginales (Colpostats ou ovoïdes) développées par des chercheurs français.

Les deux types les plus utilisés sont les applicateurs (**Ring** et **Fletcher**).

III.2.1. Applicateur Ring [75] :

L'applicateur Ring est un outil essentiel de curiethérapie, basé sur la technique de Manchester pour la curiethérapie gynécologique. Il contient un tube intra-utérin et un anneau peuvent facilement être inséré.

Une fois qu'on place, ils ferment ensemble à clef dans une géométrie fixe, et devient immobile pendant le traitement.

L'applicateur Ring est disponible dans différents ensembles des angles 30°, 45° et 60°, l'angle défini relativement à l'axe de l'applicateur. Chaque ensemble se compose de 3 anneaux à deux voies avec des diamètres de 25, 30, et 35mm, mesuré à partir du centre, avec 3 correspondants tubes intra-utérins avec des longueurs d'unité internationale de 20, 40, et 60mm. Les anneaux de COUP D'OEIL avec les diamètres extérieurs de 36, de 42 et de 45mm sont de manière

permanente attachés. Les différents angles, diamètres, et les longueurs, la flexibilité et options de traitement sont fournis à partir d'un médecin.

La géométrie fixe du Ring fournit une distribution de dose reproductible. La combinaison d'un anneau et un dépassement intra utérin à angles de tube par le centre de l'anneau a comme conséquence une excellente assurance de dose au col utérin.



Figure III.2 : Applicateur Ring.

III.2.2. Applicateur Fletcher [75] :

Applicateur Fletcher est basé sur la géométrie de la conception conventionnelle pour la curiethérapie gynécologique. On le prévoit principalement pour le traitement du col utérin, l'applicateur compatible est fait de titane. Ceci le rend mécaniquement robuste, avec les objets façonnés minimaux dans les images CT.

Il est facile d'insérer les tubes intra-utérins minces et les différents tubes ovoïdes.

Une fois qu'en positionne, ils ferment à clef, et sont fixés et on serre des vis pour rester stable et immobile pendant le traitement.

Les ovoïdes fournissent l'espacement entre la source et le tissu. Pour optimiser l'adaptation à l'anatomie de la patiente individuelle, l'ensemble inclut des ovoïdes de différentes tailles.

Cet applicateur particulièrement conçu et produit la distribution idéale de dose pour entourer complètement le col utérin. L'applicateur Fletcher est un outil important pour la curiethérapie gynécologique.

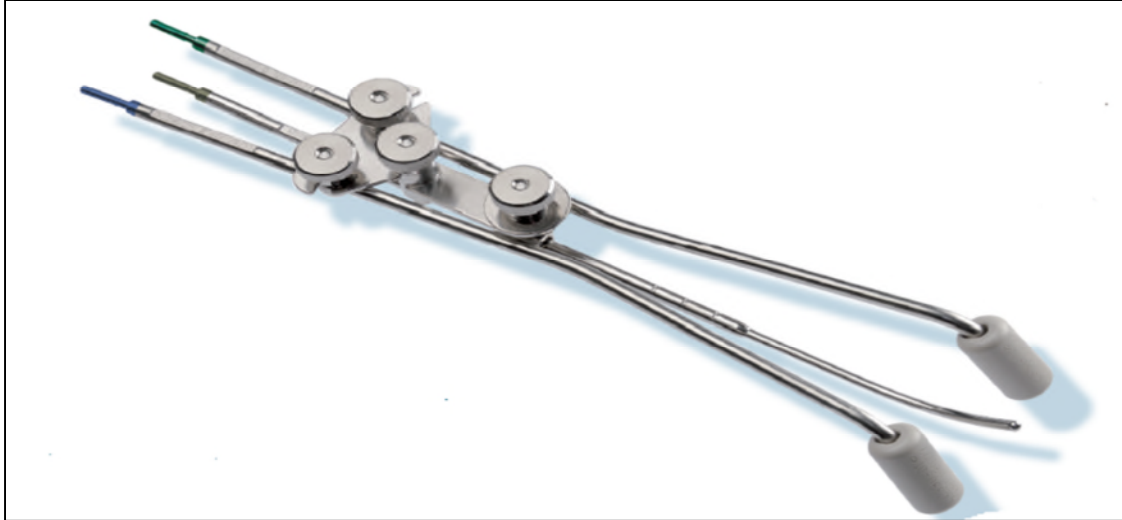


Figure III.3 : Applicateur Fletcher.

III.3. Les cathéters :

Un cathéter est un dispositif médical qui sert à distribuer des sources radioactives à l'organisme d'un patient. Le cathéter se présente sous la forme d'un tube long et mince inséré dans un appareillage de HDR [76].

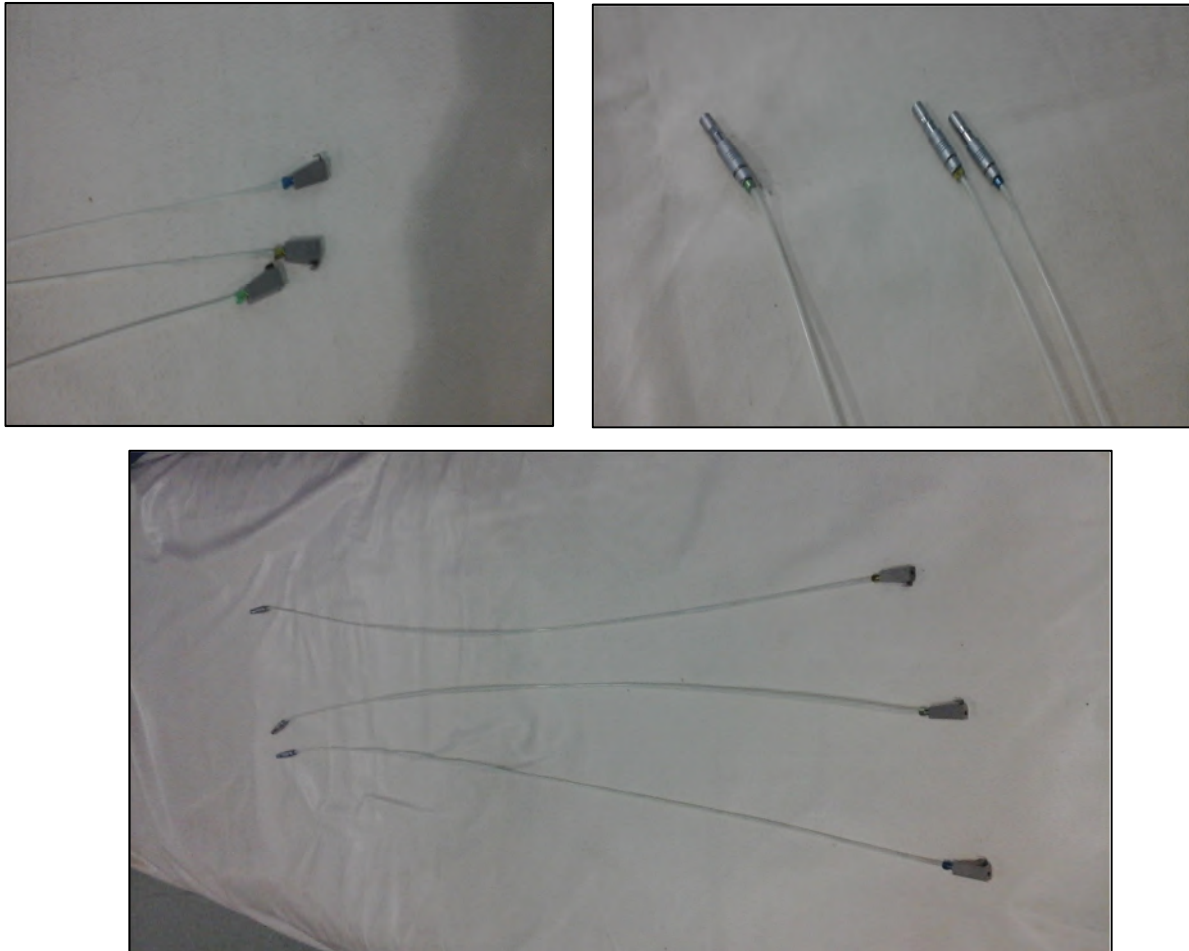


Figure III.4 : Les cathéters utilisés en curiethérapie intracavitaire.

III.5. Le système de planification de traitement TPS [77] :

Le système de planification de traitement en brachythérapie permet non seulement d'évaluer la distribution de dose dans un plan ou un volume mais aussi de calculer le temps nécessaire pour obtenir une dose voulue en un point de référence tenant compte des différentes positions de la source dans le milieu irradié. Le logiciel réalise un calcul déterministe sur base du formalisme du TG-43.

Le logiciel contient une série de tableaux de données telles que les fonctions d'anisotropie, les facteurs géométriques, les coefficients de dose radiale et de débit de dose dans l'eau pour différents types de sources. Lors du calcul, le radiophysicien précisera le type de source utilisée ainsi que son activité apparente ou son « air Kerma strength » afin de réaliser le choix des paramètres utilisés. La géométrie de calcul est réalisée par une reconstruction de

différents plans soit sur base de coupes provenant d'un CT scanner soit sur base de deux clichés RX classiques; l'un en latéral et l'autre en antéro- postérieur. Dans chacun des cas, l'applicateur et/ou les cathéters doivent être insérés dans la patiente dans la position qu'elles auront lors de l'irradiation. Un calcul de dose point par point sera réalisé sur le volume défini. Dans le cas d'un traitement de brachythérapie, le radiophysicien imposera des doses précises à certains endroits, ces doses auront préalablement été définies par le médecin en fonction de la nature de la tumeur. Après définition des positions successives de la source, le TPS calculera les temps respectifs pour chacune de ces positions en vue de l'obtention de la dose totale voulue sur le volume à traiter.

On a plusieurs processus pour la planification de traitement des patients :

- **Identification du patient :**

La première étape est de saisir les données du patient et déterminer le type d'étude. Comme le nom le prénom et le numéro de dossier puis la vérification dans le Planning Image.

- **Vérifications de l'activité de la source :** la date du jour et l'activité doit être vérifiées.

- **Charger des images :**

Dans cette étape le chargement des séquences d'images doit être fait pour des études séquentielles ou des images de projection pour des études orthogonales. Puis la vérification de toutes les images qui vont être reçues.

- **Mise en place de l'applicateur :**

Il peut être nécessaire de définir les positions d'implantation dans les applicateurs par rapport à un point de référence donné.

Dans la mise en place des applicateurs les images passent en mode orthogonal (onglet Orthogonal), puis le choix d'applicateur sélectionné dans la bibliothèque selon la fiche de patient, après l'activation des positions prédéfinies.

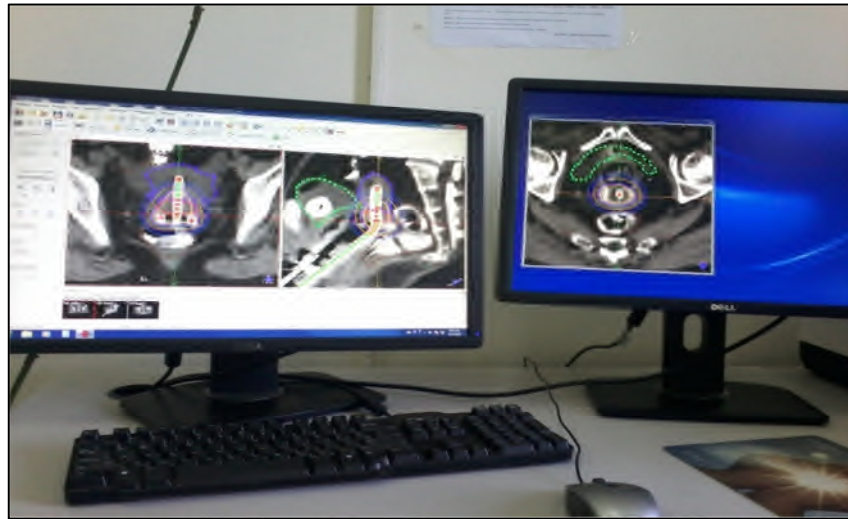


Figure III.5 : La mise en place de l'applicateur.

- **Positionnements de points de calcul :**

L'emplacement des points de contrôle effectué pour les mesures de dose et la détermination de leurs objectifs. On utilise les outils de l'optimisation de dose qui contiennent les processus de calcul automatique du temps d'arrêt des positions actives dans tous les applicateurs pour donner une distribution de dose proche à la dose de prescription.

- **Modification des positions d'implantation :**

Détermination des durées et l'état d'activité de l'implantation pour obtenir la distribution de dose souhaitée.

- **Évaluation du plan :**

L'évaluation des histogrammes et la distribution de dose à l'aide des différents outils de mesure et de visualisation (par exemple, les lignes isodoses ou le moniteur de dose). Après impression et vérification du rapport.

- **Approuve du plan de traitement :**

Signature du rapport après son évaluation après leur génération du fichier de transfert dans l'appareil de projecteur de source.



Figure III.6 : Le système de planification du traitement TPS.

III.4. Projecteur de sources [78] :

La position des sources est un paramètre physique fondamental dans la précision de la dose délivrée en curiethérapie. Les projecteurs de sources jouent ainsi un rôle essentiel dans ce domaine, outre celui lié à la radioprotection qu'ils assurent.

Le projecteur de source HDR est situé dans le Bloc de curiethérapie. Il permet de réaliser les curiethérapies à Haut Débit de Dose.

Il utilise une source élémentaire de cobalt 60 de dimension millimétrique qu'il projette dans des tubes plastiques vecteurs disposés dans le patient.

La dose prescrite par le médecin peut être délivrée en une ou plusieurs séances.

D'une façon générale les projecteurs HDR présente : système de détection de la position des sources, un système de transfert des sources, une minuterie associée à chaque canal. Pour des raisons évidentes de radioprotection, ils possèdent par ailleurs une batterie, un système de rentrée d'urgence des sources radioactives et des dispositifs de voyants lumineux permettant de vérifier l'état du projecteur et la situation des sources radioactives. Tous ces projecteurs comportent deux conteneurs de stockage : un permanent et un temporaire. [78]



Figure III.7 : Projecteur de source curietron.

III.7. Caméra et interphone :

Pendant le traitement, la patiente sera seule dans la pièce, surveillée par une caméra et un interphone, comme ça elle reste en contact avec le manipulateur en cas de problème.



Figure III.8 : L'interphone et la caméra.

III.8.Le Contrôle journalier [79] :

- Parmi les données du plan importées depuis le système de planification de traitement vers la console de traitement, il faudrait vérifier l'intensité de la source et les positions et temps d'arrêt.
- L'ajustement des temps d'arrêt du plan par la console de traitement pour tenir compte du jour du traitement devrait être vérifié.
- Le temps d'arrêt minimum devrait être comparé aux limites de l'appareil. Ces limites devraient tenir compte à la fois de l'effet de dose de transit et de la reproductibilité du positionnement.
- La connexion des cathéters et applicateurs aux canaux de l'indexeur sur le projecteur doit correspondre à ce qui a été planifié.
- Mesurer l'irradiation dans la salle de traitement et près de la patiente pour s'assurer que la source est complètement rentrée dans son enceinte blindée.

On fait le contrôle avec de source fictive à l'aide d'un camera aux différentes positions :
(programmation de 3 positions différentes de façon à s'assurer que le positionnement est exacte et que le déplacement est linéaire).



Figure III.9 : Vérification de positionnement et déplacement de la source fictive avec un camera.

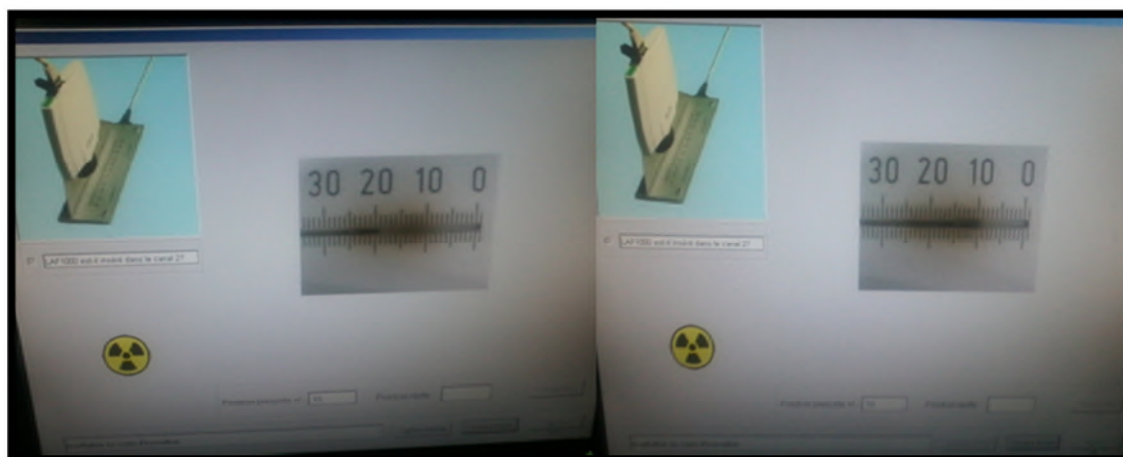


Figure III.10 : Déplacement de la source à différentes distances 10cm et 20cm.

Chapitre IV :

Méthodes, résultats et discussions

IV.1. Introduction :

Ce chapitre présente les résultats de notre étude sur la dosimétrie en curiethérapie HDR, de telles sortes que nous avons travaillé sur différents paramètres physiques et dosimétriques. Notre objectif est d'étudier des cas cliniques réels en se basant sur la distribution de dose, en modifiant quelques paramètres physiques et en surveillant les organes à risques du voisinage.

IV. La méthode dosimétrique : [16]

Afin d'aboutir à une idéale dosimétrie il faut d'abord connaître plusieurs étapes :

- Prescription et traçabilité.
- Acquisition des images Scanner qui montre l'emplacement d'applicateur.
- La définition du volume cible et des organes à risque.
- Le calcul et la spécification de la dose de référence de la distribution de dose.
- Les méthodes d'optimisation.

IV.2.1. Prescription et traçabilité :

La prescription et traçabilité de traitement s'effectuent au par le medecin qui donne un programme de traitement basé sur le cas de la patiente (Age, stade de la tumeur,.....etc).

IV.2.1.1. La fiche médicale :

Contient des coordonnées de la patiente et le protocole de traitemant (la dose délivrée, intervalle de temps entre les séances de traitement, la date de traitement, les fractions de dose, le stade du tumeur, histologie....). Ce programme de traitement doit être respecter par le medecin et le physicien.

SERVICE DE RADIOTHERAPIE ONCOLOGIE

EHS EMIR ABDELKADER

CURIETHERAPIE UTERO-VAGINALE RING**PHOTO :****NOM :** | _____ | **PRENOM :** _____ |**DATE NAISSANCE :** | ____/____/____ |**LOCALISATION :** | Col Utérin | **STADE :** | II_B Carcinome Epidermoïde |**TRAITEMENTS ANTERIEURS :****CHIMIOTHERAPIE :** _____ |**RADIOTHERAPIE :** Dose | 46 Gy Nbre Fractions | 23 |, Début _____ |, Fin _____ |

Comorbidités: _____ |

Précautions: _____ |

Cs CURIETHERAPIE :

Schéma Estro avant RTE | ____ | Schéma Estro avant curiethérapie | ____ |

DESCRIPTION RING APPLICATEUR (Prévisionnel) :

Fletcher longueur sonde : | ____ |

+ Aiguilles :

Nbre d'aiguilles prév : _____

A

Dose totale : |19.5|Gy|_|_| Dose/fraction : |6.5|Gy| Nbre de fractions : |5|_|_|

Date d'implantation : |_|_|_|_|_|_|_|_|_|_| Date de 1^{ère} fraction : |_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|

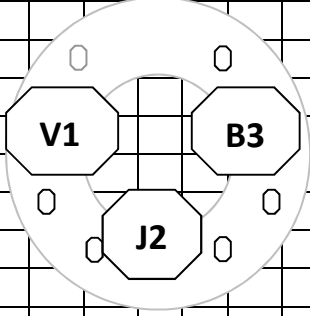
ANESTHESIE:

APPLICATEUR IMPLANTE:

CT/MR-Ring Applicator Set 0141 (45deg)

Ring-Applicator 45°, 25mm	LCT41-1
Ring-Applicator 45°, 30mm	LCT41-2
Ring-Applicator 45°, 35mm	LCT41-3
Sonde utérine ; 20mm	LCT41-6
Sonde utérine ; 40mm	LCT41-7
Sonde utérine ; 60mm	LCT41-8

B

	HAUT														
Schéma															
DROITE															GAUCHE
	BAS														

		Validation dosimétrique	
Séance dosimétrique	Date	Physicien	Médecin
N°1			

Séance N°	Date	Heure	Dose	Opérateur 1	Opérateur 2
F1	J1		6.5		
F2	J2		6.5×2F		
F3	J3		6.5×2F		
F4					

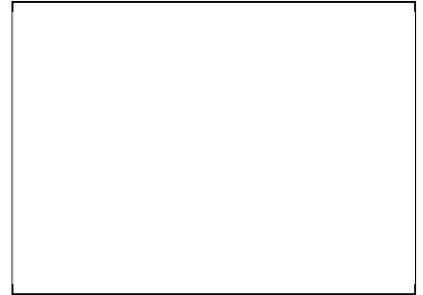
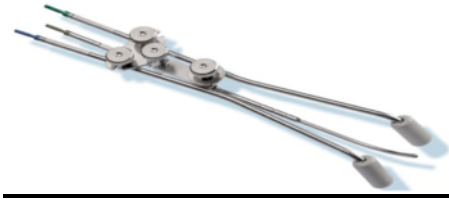
Date désapplication : |_|_|_|_|_|_|_| | **Signature de l'Opérateur :** _____

C

Figure IV.1 : A,B,C, Représentent une fiche médicale de la patiente traitée par la radiothérapie externe et la chimiothérapie, contient le protocole de traitement en curiethérapie HDR avec un applicateur Ring. Au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran .

SERVICE DE RADIOTHERAPIE ONCOLOGIE

EHS EMIR ABDELKADER

CURIETHERAPIE UTERO-VAGINALE FLETCHER**PHOTO****NOM** : _____ | **PRENOM** : _____**DATE NAISSANCE** : _____ / _____ / _____**LOCALISATION** : | Col Utérin _____ | **STADE** : II_B Carcinome Epidermoïde _____**TRAITEMENTS ANTERIEURS** :**CHIMIOETHERAPIE** : _____**RADIOTHERAPIE** : Dose | 46 Gy Nbre Fractions | _____, Début 23 _____, Fin _____

Comorbidités : _____

Précautions : _____

Cs CURIETHERAPIE :

Schéma Estro avant RTE | _____ | Schéma Estro avant curiethérapie | _____

DESCRIPTION Fletcher APPLICATEUR (Prévisionnel) :

Fletcher longueur sonde prévisionnelle : | _____ |

+ Aiguilles :

Nbre d'aiguilles prév : _____

A

Dose totale : | 19.5 | Gy | ___ | Dose/fraction : | 6.5 | Gy | Nbre de fractions : | 5 | ___ |

Date d'implantation : | ___ | ___ | ___ | ___ | ___ | Date de 1^{ère} fraction : | ___ | ___ | ___ | ___ | ___ |

ANESTHESIE :

APPLICATEUR IMPLANTE:

CT/MR Fletcher Set 0109

Fletcher Ovoid Tubes right and left

LCT82-02

Mini-Ovoid, 15mm	___	D	___	G	LC330-01
Ovoid Pair, 20mm	___	D	___	G	LC330-02
Ovoid Pair, 25mm	___	D	___	G	LC330-03
Ovoid Pair, 30mm	___	D	___	G	LC330-04

Sondes utérines Set 1102 D=3.5mm titanium

Sonde Utérine 0°	___	LCT01-01
Sonde Utérine 15°, 25mm	___	LCT02-01
Sonde Utérine 20°, 30mm	___	LCT03-01
Sonde Utérine 25°, 35mm	___	LCT04-01
Sonde Utérine 40°, 35mm	___	LCT05-01
Sonde Utérine 30°, 65mm	___	LCT06-01

Sondes utérines Set 1101 D=5mm titanium

Sonde utérine, straight	LCR01-01
Sonde utérine, bent; IUL=40mm	LCR02-01
Sonde utérine, bent; IUL=50mm	LCR03-01
Sonde utérine, bent; IUL=60mm	LCR04-01
Sonde utérine, bent; IUL=35mm, 40°	LCR05-01
Sonde utérine, bent; IUL=65mm, 30°	LCR06-01

Nbre d'aiguilles : | _____ |

Nombre de bandes de packing : | _____ |

B

	HAUT																				
Schéma																					GAUCHE
DROITE																					
BAS																					

		Validation dosimétrique	
Séance dosimétrique	Date	Physicien	Médecin
N°1			

Séance N°	Date	Heure	Dose	Opérateur 1	Opérateur 2
F1	J1		6.5 Gy		
F2	J2		6.5 Gy×2F		
F3	J3		6.5 Gy×2F		
F4					
F5					

Date désapplication : |_|_|_|_|_|_|_|_| **Signature de l'Opérateur :** _____

C

Figure IV.2 : A,B,C, Représentent une fiche médicale de la patiente traitée par la radiothérapie externe et la chimiothérapie, contient le protocole de traitement en curiethérapie HDR avec un applicateur Fletcher. Au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.2.2. Recommandation des contraintes de dose : [80]

EBRT, Dose to ICRU 52 Dose moyen on IMRT	Fraction en point A(Gy)	EDQ2 de la tumeur ($\alpha/\beta=10$ la dose dans le point A) (Gy)	EDQ2 90% de dose dans les organes à risque avec $\alpha/\beta= 3$ (Gy)
25×1.8 Gy	4×7 Gy	83.9	90.1
25×1.8 Gy	5×6 Gy	84.3	88.6
25×1.8 Gy	6×5 Gy	81.8	83.7
25×1.8 Gy	5×5.5 Gy	79.8	82.6

Tableau IV.1 : Les recommandations des contraintes de dose utilisées en curiethérapie HDR.

En radiothérapie externe la dose moyenne délivrée est de 25 Fractions× 1.8Gy. En curiethérapie le point A (point de Manchester) reçoit les fractions de la dose 4×7 Gy correspond à l'équivalent de dose (EDQ2) $\alpha/\beta=10$ est de 39.9 Gy et $\alpha/\beta= 3$ est de 90.1Gy, pour la fraction de la dose 5×6 Gy correspond à 84.3 Gy EDQ2 pour $\alpha/\beta=10$, et 88.6 Gy EDQ2 pour $\alpha/\beta= 3$, la fraction de la dose 6×5 Gy correspond à 81.8 Gy EDQ2 pour $\alpha/\beta=10$, et 83.7 Gy EDQ2 pour $\alpha/\beta= 3$, la dernière fraction 5×5.5 Gy correspond à 79.8 Gy EDQ2 pour $\alpha/\beta=10$, et 82.6 Gy EDQ2 pour $\alpha/\beta=3$.

Spécification de la dose	Curiethérapie Doses	EDQ2
Point A	5×5-6 Gy	Variable
D ₉₀		≥ 80 ≥90 GY EQD2
ICRU point de vessie	5×3.7 Gy	
ICRU point rectum	5×3.7 Gy	
D _{2cm} ³ Vessie		≤ 90 Gy EDQ2
D _{2cm} ³ Rectum		≤ 75 Gy EDQ2
D _{2cm} ³ sigmoïde		≤ 75 Gy EDQ2

Tableau IV.2 : La spécification de la dose dans la dosimétrie de curiethérapie HDR.

Le point A (point de Manchester) reçoit une dose de 5× (5-6) Gy en curiethérapie et cette dose est variable en EDQ2. L'équivalent de dose de la D₉₀ est entre 80 et 90 Gy, l'ICRU les points (vessie, rectum) la dose en curiethérapie 5×3.7Gy, l'équivalent de dose D_{2cm}³ Vessie en EDQ2 est inférieure ou égale à 90Gy, et pour D_{2cm}³ Rectum et sigmoïde, l'équivalent de dose est inférieure ou égale à 75 Gy.

IV.2.3. Contrainte de dose : [80]

La distribution de la dose	Le pourcentage pour la distribution de la dose (%)
D90 Gy	> 105%
D100 Gy	> 75%
V100 Cm ³	> 90%
V150 Cm ³	< 40%
V200 Cm ³	< 20%

Tableau IV.3 : Représente des différentes contraintes de la dose utilisées en curiethérapie HDR.

Ces contraintes de dose doivent être respectées dans la distribution de la dose, d'après ces protocoles, le pourcentage de la D90 est supérieur à 105% , aussi on peut prendre le pourcentage entre 105% et 120% et pour la D100 le pourcentage est supérieur à 75%, pour les volumes V100 , le pourcentage de la dose est supérieur à 90% et pour le V150 et V200 ,il est inférieur à 40%et 20% respectivement.

IV.2.4. Recommandation de prescription de la dose après radiothérapie externe RCT : [80]

Jour	Dose (Gy)	EQD2 (Gy)
J1	7 Gy	EDQ2 14 α/β 10 EDQ2 10 α/β 3
J2 et J3	18 Gy 4.5 Gy/f 2 f/J Intervalle 6h	EDQ2 27 Gy α/β 3 EDQ2 22 Gy α/β 10
Total	25 Gy 5 f 3 J	EDQ2 45 Gy α/β 3 EDQ2 32 Gy α/β 10

Tableau IV.4 : Recommandation de la dose après la radiothérapie externe et la chimiothérapie du traitement de la curiethérapie HDR.

Le tableau IV.4 présente la recommandation de la prescription de la dose après la radiothérapie externe et la chimiothérapie, dans le 1^{er} jour du traitement la patiente reçoit une dose de 7Gy, le 2^{ème} jour du traitement la patiente reçoit 4.5Gy×2F à 6h d'intervalle, le 3^{ème} jour la patiente reçoit une dose de 4.5Gy×2F à 6h d'intervalle. Donc la dose totale est de 25Gy en 5 fractions pendant une durée de traitement de 3 jours, l'équivalent de dose est de 45Gy pour $\alpha/\beta= 3$ et 32Gy pour $\alpha/\beta= 10$.

IV.2.5. Recommandation de la prescription de la dose en curiethérapie exclusive Pré-op : [80]

Jour	Dose (Gy)	EQD2 (Gy)
J1	7 Gy	EDQ2 14 $\alpha/\beta 10$ EDQ2 10 $\alpha/\beta 3$
J2 J3 J4 J5	32 Gy 4 Gy/f 2 f/J Intervalle 6h	EDQ2 45 Gy $\alpha/\beta 3$ EDQ2 37 Gy $\alpha/\beta 10$
Total	39 Gy 9 f 5 J	EDQ2 59 Gy $\alpha/\beta 3$ EDQ2 47 Gy $\alpha/\beta 10$

Tableau IV.5 : Recommandation de la dose pré-op du traitement de curiethérapie exclusive.

Le tableau IV.5 représente la recommandation d'une curiethérapie exclusive, dans cela on délivre une dose de 7Gy dans le 1^{er} jour d'application, puis 2Fractions×4Gy de dose à l'intervalle de 6h, pendant 4 jours du traitement, donc la dose totale est de 39Gy à 9 fractions, pendant 5 jours, l'équivalent de dose pour $\alpha/\beta= 3$ est 59Gy, et pour $\alpha/\beta= 10$, est 47 Gy.

IV.3. La Partie pratique :

Les traitements de curiethérapie en particulier, nécessitent la délivrance d'une dose précise au niveau de la tumeur et une bonne connaissance de la dose dans les zones avoisinantes. Autrement dit, un bon résultat de traitement nécessite une bonne dosimétrie, avec un système de dosimétrie adapté.

Nous avons réalisés trois études basées sur des cas réels cliniques dans l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

Une patiente (XY) âgée de 67 ans qui présente une néoplasie du col utérin classée de stade II_B sans antécédents familiaux. La dose utilisée pour le traitement est de 6.5 Gy×3Fractions (un intervalle de 6h) dans la période de 2 jours (voir rapport de la patiente Annexe 1). Donc on a pris sa dosimétrie comme un point de référence pour les deux premières études.

IV.3.1. La dosimétrie de notre patiente de l'EHS d'Oncologie d'Oran (cancer du col utérin stade IIB) :

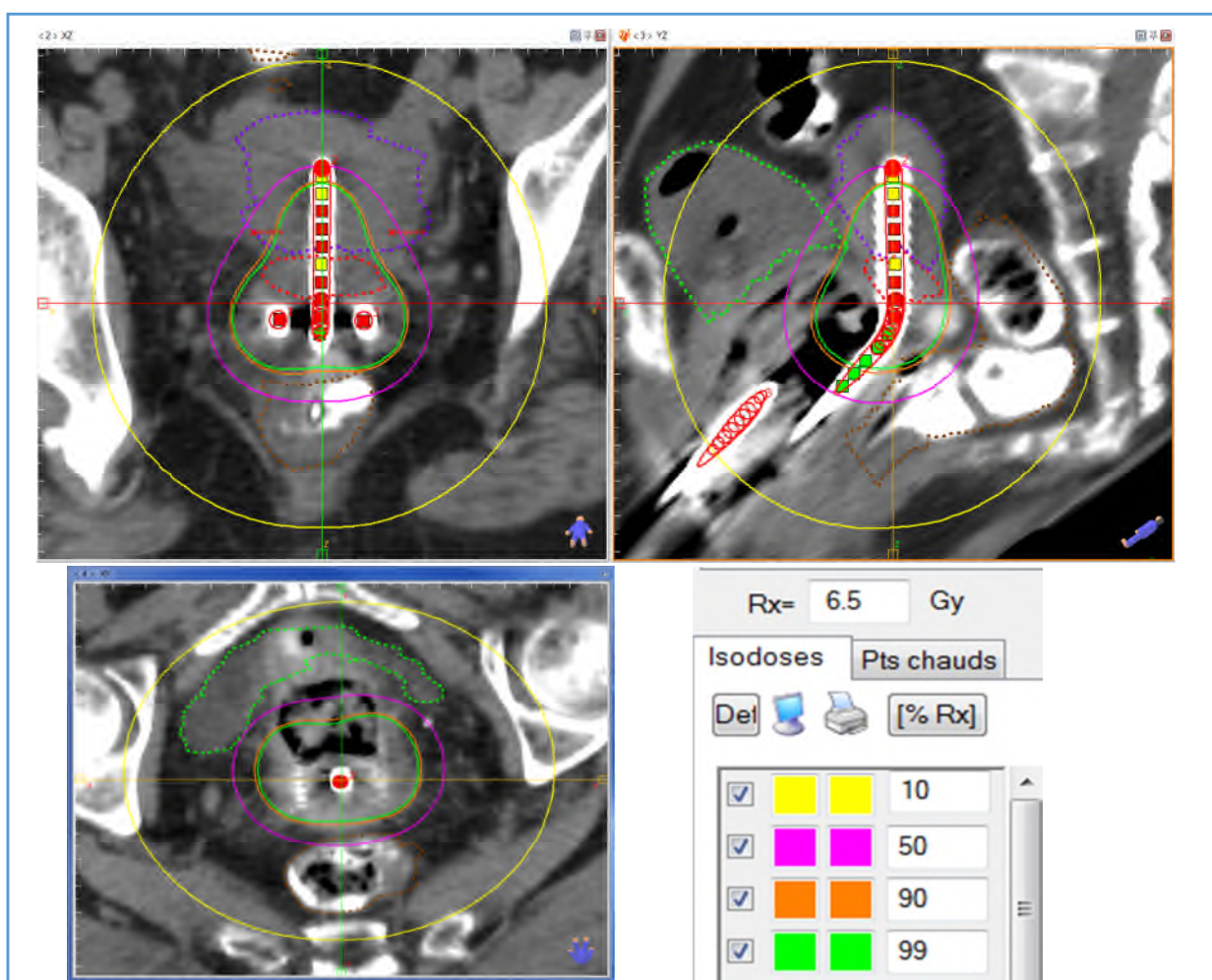


Figure IV.3 : La distribution de la dose 6.5 Gy pour un stade II_B avec un applicateur Fletcher (patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

A partir de la figure IV.3 qui montre la distribution de la dose 6.5 Gy de notre patiente, On a remarqué que la distribution de dose pour la D90 qui est indiquée en couleur orange réalise une bonne couverture sur tout le volume tumoral HRCTV, aussi la couverture est parfaite dans la moitié de l'utérus, ainsi que le 1/3 supérieur du vagin et les paramètres proximaux sont bien adaptés à la D90.

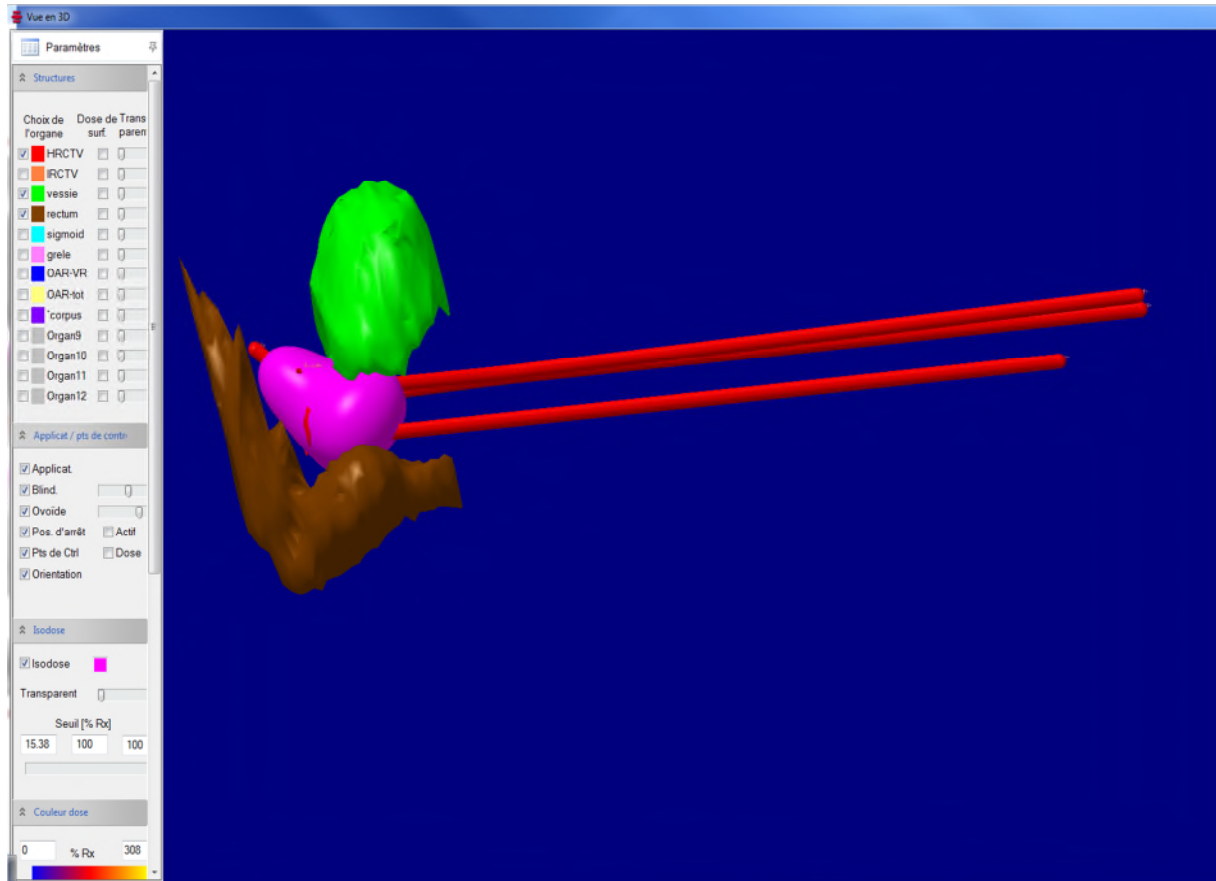


Figure IV.4 : La distribution de la dose 6.5 Gy vue en 3D stade II_B avec un applicateur Fletcher (patiente de l'EHS d'oncologie Emir Abdelkader Oran).



Figure IV.5 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt des trois parties d'applicateur (L U R).

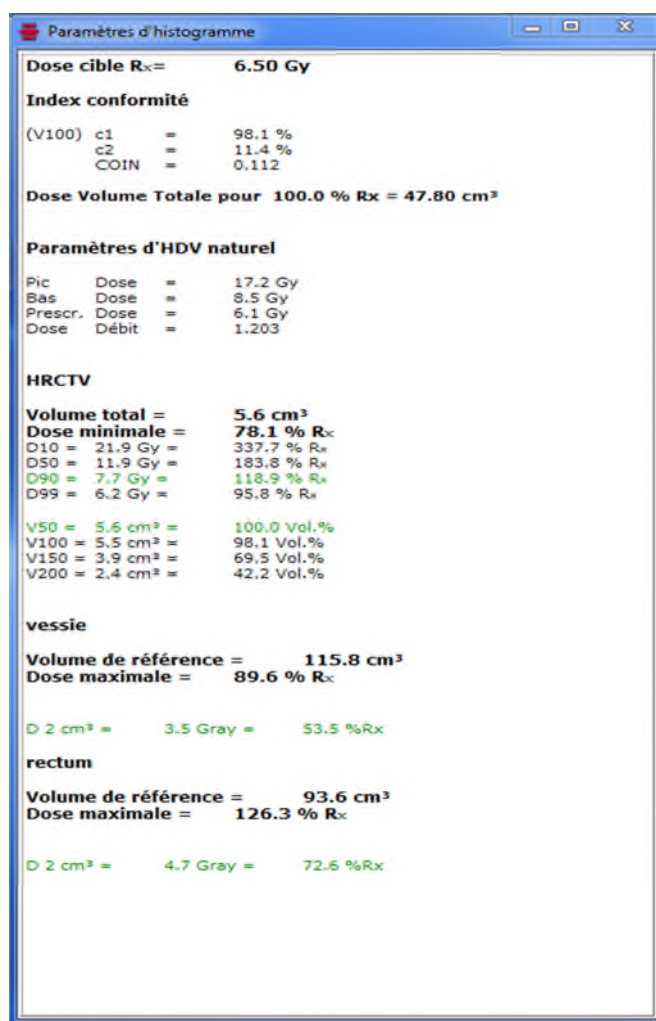


Figure IV.6 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétrique du HRCTV et les organes à risques (OAR).

On remarque que la D90 représente le 118.9% pour un volume de 5.6 cm³ HRCTV, les OAR reçoit deux différentes doses (pour la vessie 3.5Gy avec un pourcentage de 53.5% et pour le rectum 4.7Gy avec un pourcentage de 72.6%).

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.19	-0.71	0.47	7.83	
2	0.98	-1.25	-0.21	0.48	68.99	
3	1.48	-1.31	0.28	0.48	30.99	
4	1.98	-1.36	0.78	0.49	36.96	
5	2.48	-1.40	1.27	0.57	34.52	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				179,29 s = 00:02:59		
Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
3	1.48	-0.01	-0.02	-2.60	36.96	
4	1.98	-0.01	-0.04	-2.10	36.96	
5	2.48	-0.02	-0.05	-1.60	36.96	
7	3.48	-0.02	-0.07	-0.60	47.75	
8	3.98	-0.03	-0.08	-0.10	29.54	
9	4.48	-0.04	-0.03	0.40	6.93	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				195.10 s = 00:03:15		
Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.25	-0.36	0.49	36.96	
2	0.98	1.20	0.14	0.50	32.79	
3	1.48	1.15	0.64	0.51	36.96	
4	1.98	1.10	1.13	0.53	36.96	
5	2.48	1.02	1.62	0.61	36.96	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				180.63 s = 00:03:01		
Temps d'arrêt total pour cette étude:				555.02 s = 00:09:15		
Total Air Kerma de référence (TRAK) :				0.2770 cGy-m ²		

Figure IV.7 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A							Rx = 6.50 Gy
Dose minimale : 3.78 Gy; Dose moyenne: 3.87 Gy (59.53% Rx); Dose maximale: 3.96 Gy;							
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx	
1	A-gauche	2.00	0.00	-2.00	3.78	58,1	
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	3.96	60.9	

Figure IV.8 : Représente le point de Manchester dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

IV.3.1. Etude I :

La méthode dosimétrique en curiethérapie HDR, nécessite une irradiation au niveau du volume cible. Donc notre idée dans cette étude est orientée vers l'activation du temps d'irradiation seulement dans le volume tumoral HRCTV, dans le but de donner le maximum de dose au volume tumoral et surveiller les OAR.

Pour cela on a pensé à faire cette étude sur quelques paramètres physiques (temps (s), distance (cm)) et dosimétriques (débit de dose (Gy/s)) des trois doses suivantes (7Gy, 6.5Gy, 5Gy) utilisées au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran et selon les moyens qu'on avait.

IV.3.1.1. Partie 1 :

Dans cette partie, on a étudié les différents paramètres physiques (temps (s), la distance (cm), et dosimétriques (débit de dose (Gy/s^{-1})) pour les trois doses (5Gy, 6.5Gy, 7Gy), nous avons limité le temps d'arrêt de la source du cobalt 60 dans les quatre positions dans lesquelles le HRCTV est bien couvert (comme le schéma montre figure IV.9), et on mesure le temps d'irradiation ainsi que la distance dans chaque point et on calcule le débit de dose.

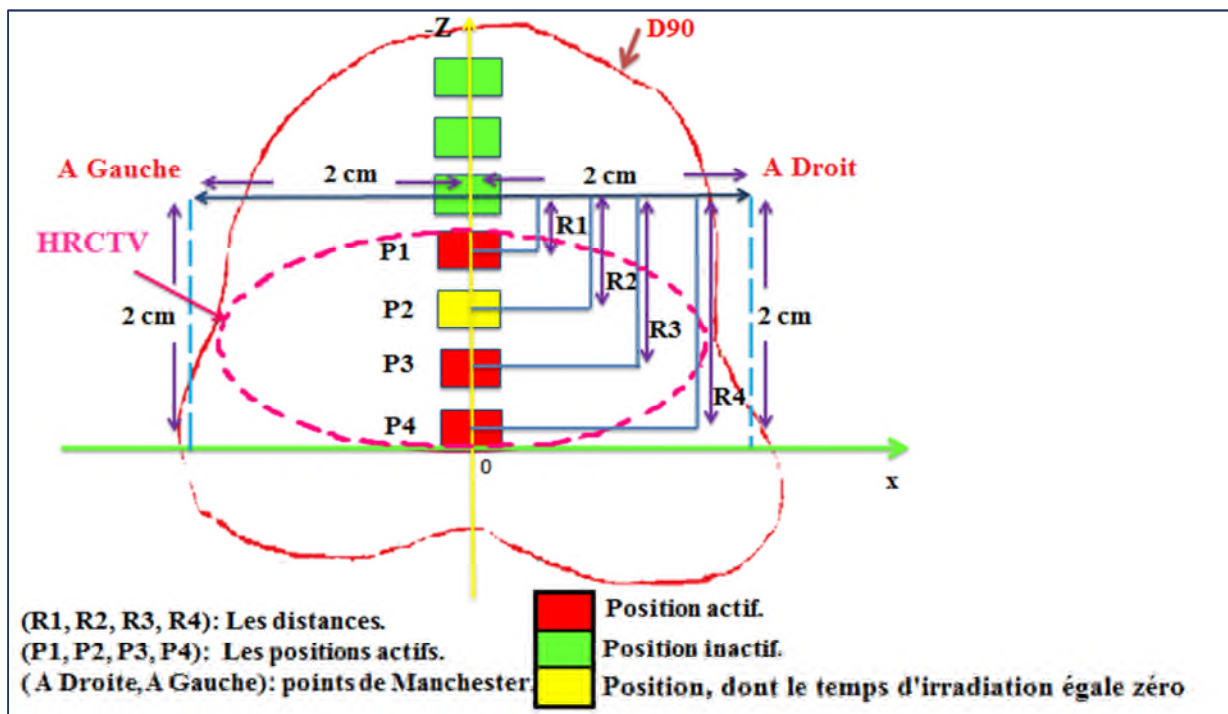


Figure IV.9 : Schéma descriptif de la méthode utilisée dans notre étude (activation de HRCTV), qui montre les paramètres (distances (cm) et le temps (s)) dans chaque position activée.

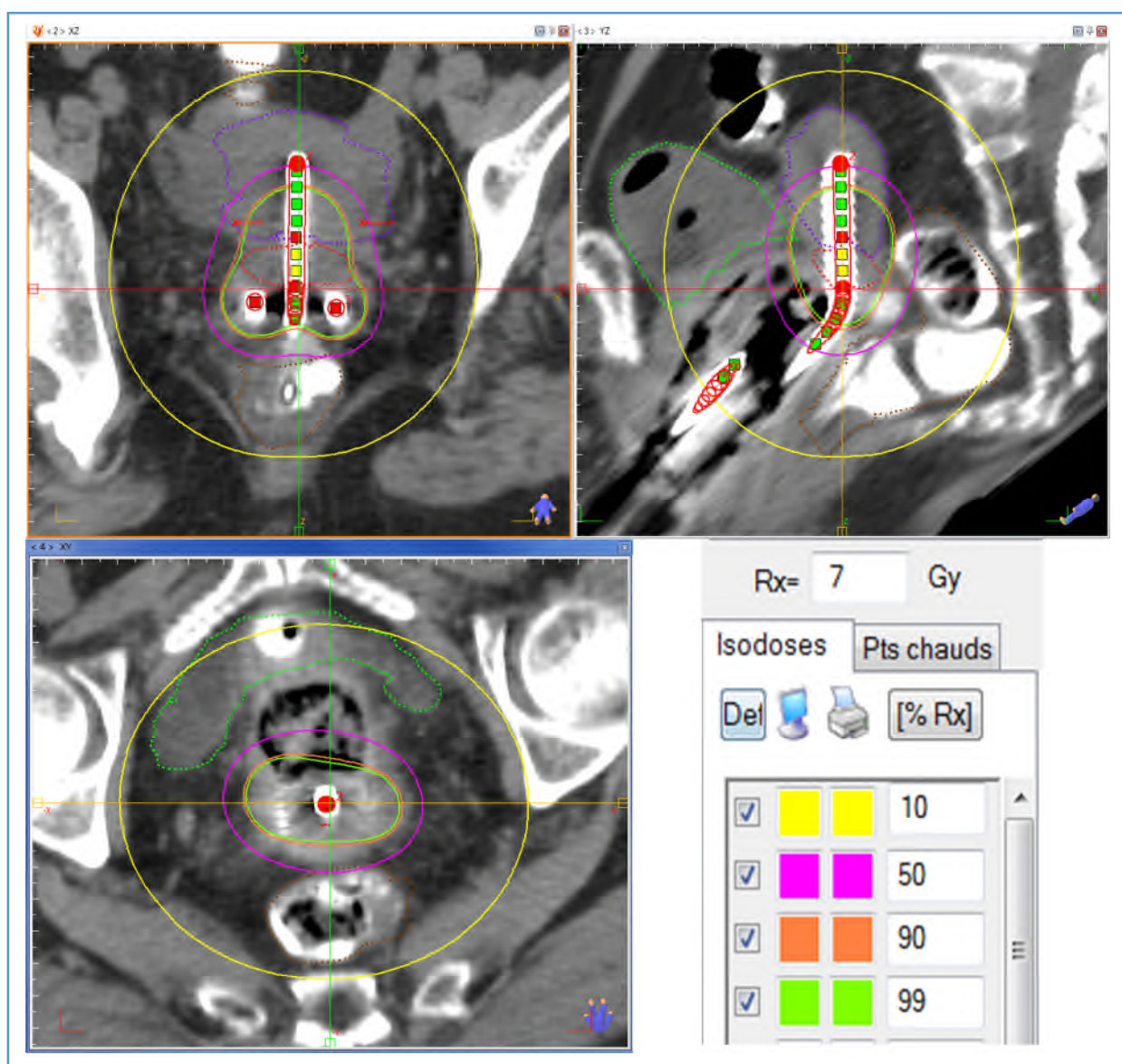
a) Les paramètres physiques et dosimétriques de la dose 7 Gy :

Figure IV.10 : La distribution de la dose 7Gy pour un stade II_B avec un applicateur Fletcher (patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

La figure (IV.10) contient la distribution de la dose 7Gy (7Gy×3Fractions en 2J pour un intervalle du temps de 6H), pour la D10, D50, D90, D99. On remarque une bonne distribution de la dose pour la D90 au niveau du HRCTV et la moitié inférieure de l'utérus. Par contre le 1/3 supérieur du vagin n'est pas suffisamment couvert par la D90.

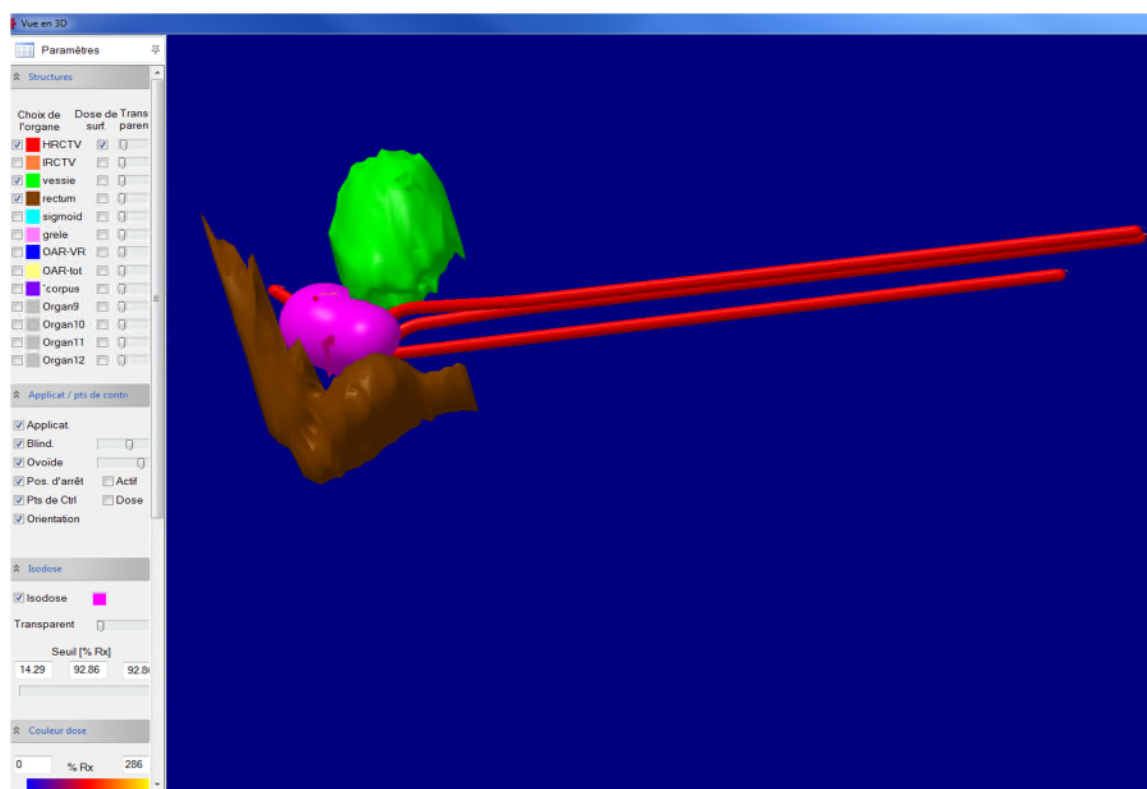


Figure IV.11 : Vue en 3D de la distribution de la dose 7Gy pour un stade II_B avec un applicateur Fletcher (patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdlkader Oran).

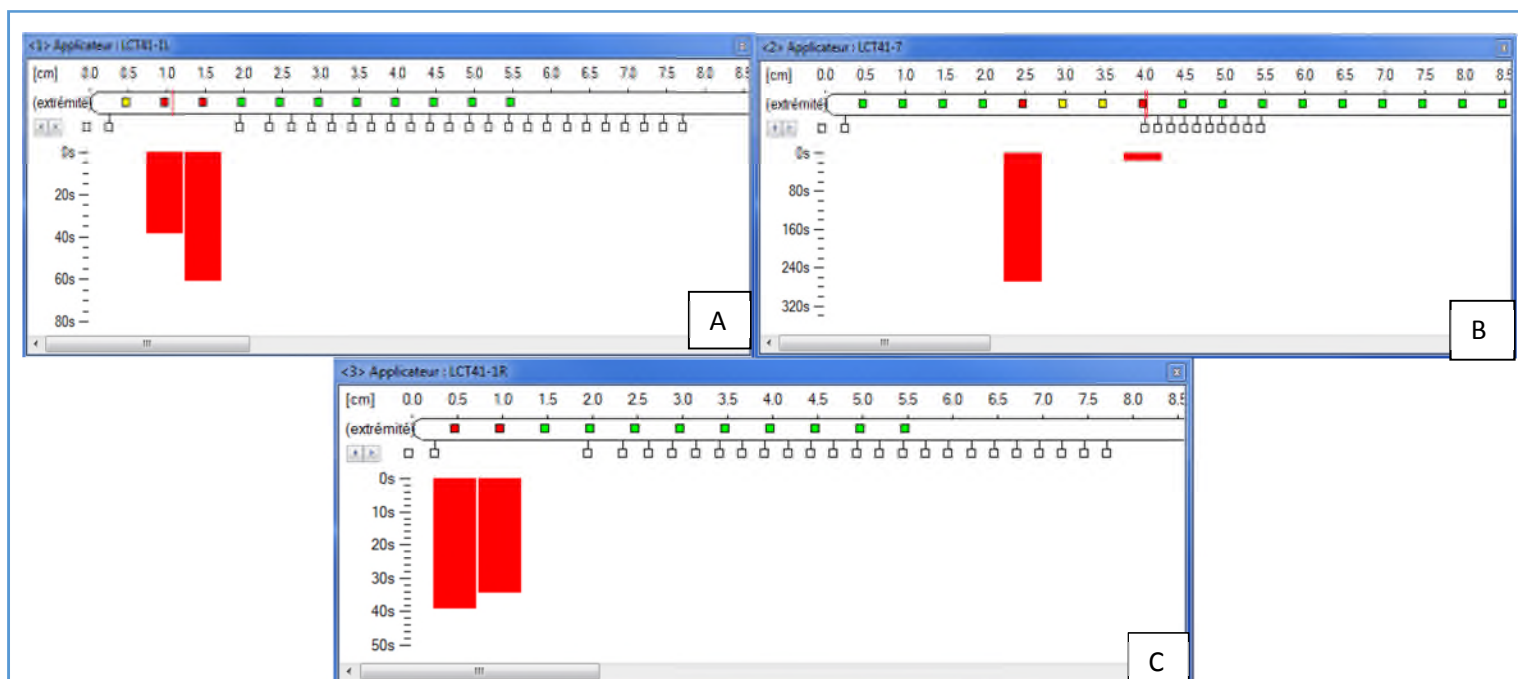


Figure IV.12 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt des trois parties d'applicateur Fletcher (L U R).

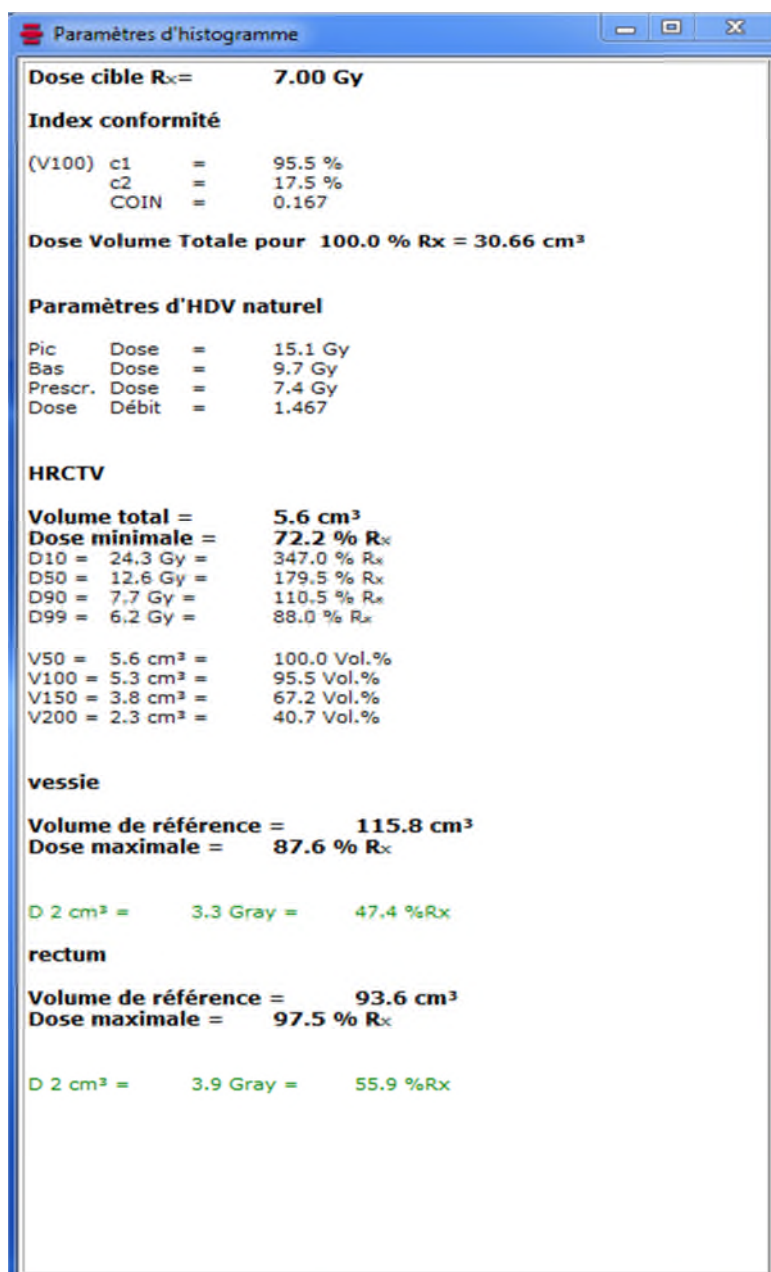


Figure IV.13 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétrique du HRCTV et les organes à risque.

On remarque que la D90 atteint 110.5% pour un volume de 5.6 cm^3 HRCTV, les OAR reçoivent deux différentes doses (pour la vessie 3.3Gy avec un pourcentage de 47.4% et pour le rectum 3.9Gy avec un pourcentage de 55.9%), donc les contraintes de dose respectent bien les protocoles de la méthode dosimétrique utilisée en service.

Applicateur <1>: LCT41-1L

A

Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]
2	0.98	-1.37	-0.10	0.40	38.51
3	1.48	-1.41	0.40	0.42	61.19

Temps d'arrêt total pour cet applicateur : 99.70 s = 00:01:40

Applicateur <2>: LCT41-7

B

Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]
5	2.48	-0.07	-0.01	-1.55	269.71
8	3.98	-0.09	-0.04	-0.05	15.81

Temps d'arrêt total pour cet applicateur : 285.51 s = 00:04:46

Applicateur <3>: LCT41-1R

C

Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]
1	0.48	1.23	-0.33	0.58	39.10
2	0.98	1.16	0.16	0.59	34.58

Temps d'arrêt total pour cet applicateur : 73.68 s = 00:01:14

Temps d'arrêt total pour cette étude: 458.89 s = 00:07:39

Total Air Kerma de référence (TRAK) : 0.2290 cGy·m²

Figure IV.14 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point dans l'espace lumineux traité précisent la position.

Rx = 7.00 Gy						
Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A						
Dose minimale : 4.42 Gy; Dose moyenne: 4.48 Gy (64.02% Rx); Dose maximale: 4.54 Gy;						
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx
1	A-gauche	1.88	0.08	-1.99	4.54	64.9
2	A-droite	-2.12	0.08	-1.97	4.42	63.2

Figure IV.15 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité précisent la position.

b) Les paramètres physiques et dosimétriques de la dose 6.5 Gy de la patiente stade IIB de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran :

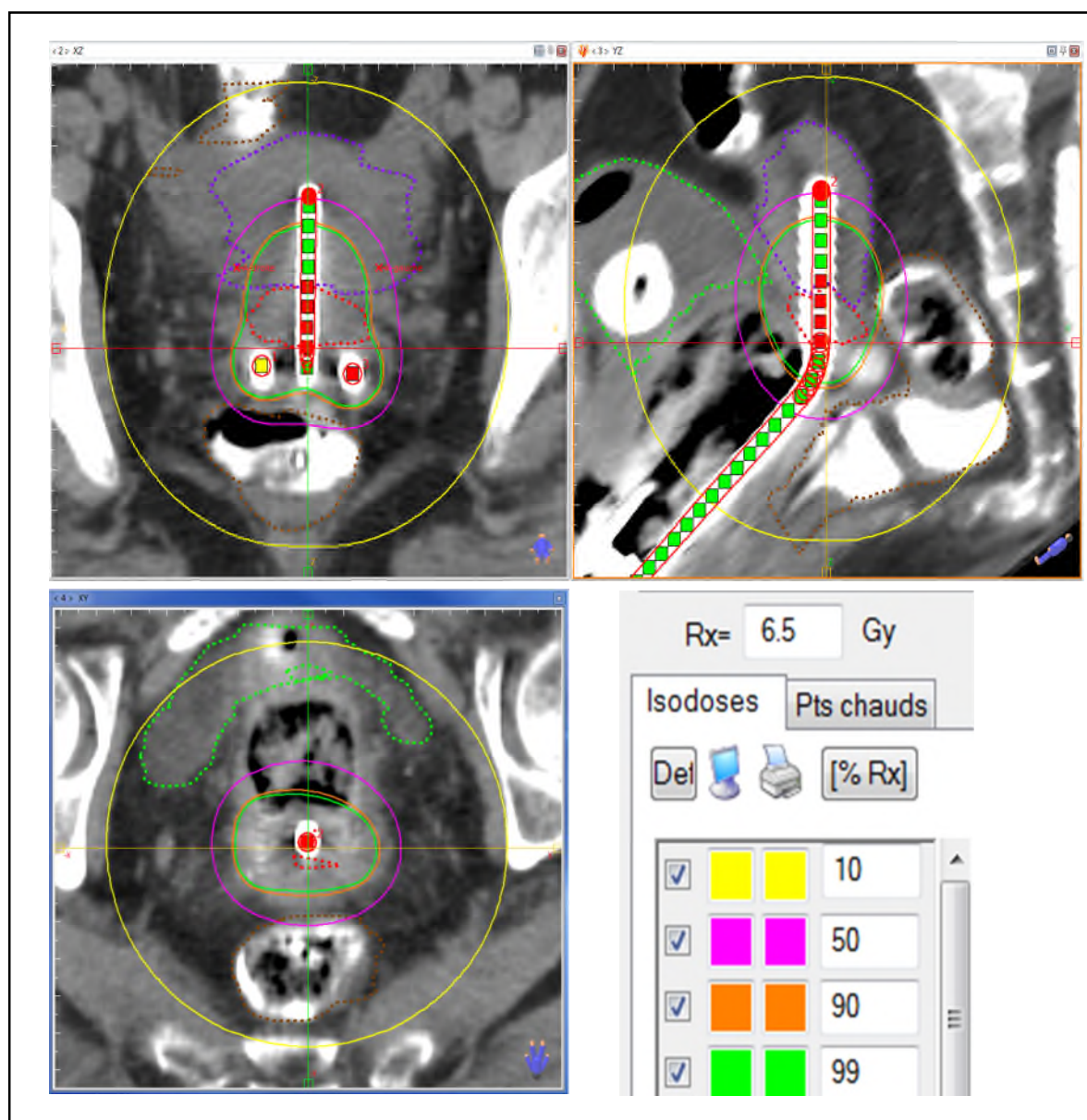


Figure IV.16: La distribution de la dose 6.5 Gy pour un stade IIB avec un applicateur Fletcher (patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

La figure IV.16 contient la distribution de la dose 6.5Gy pour les pourcentages D10, D50, D90, D99. On remarque une bonne distribution de dose pour le pourcentage de la D90 au niveau de HRCTV et la moitié inférieure de l'utérus. Par contre la couverture est limitée au 1/3 supérieur du vagin qui n'est pas suffisamment couvert par la D90.

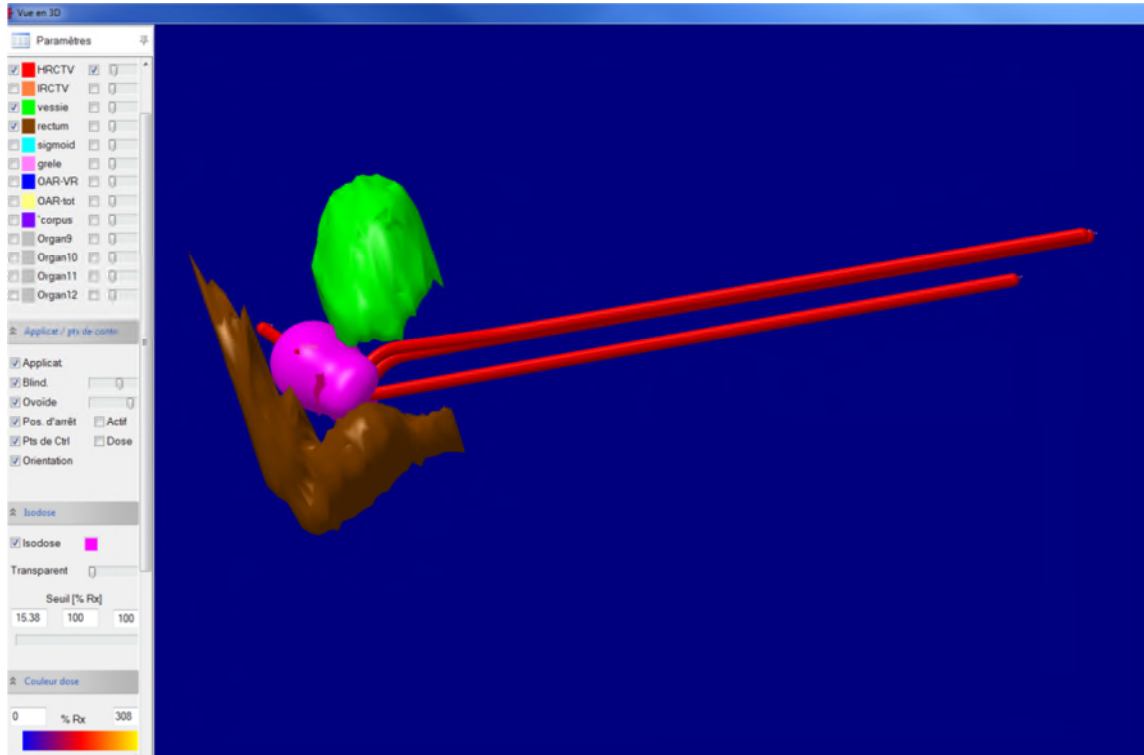


Figure IV.17 : Vue en 3D de la distribution de la dose 6.5 Gy pour un stade IIB avec un applicateur Fletcher (patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

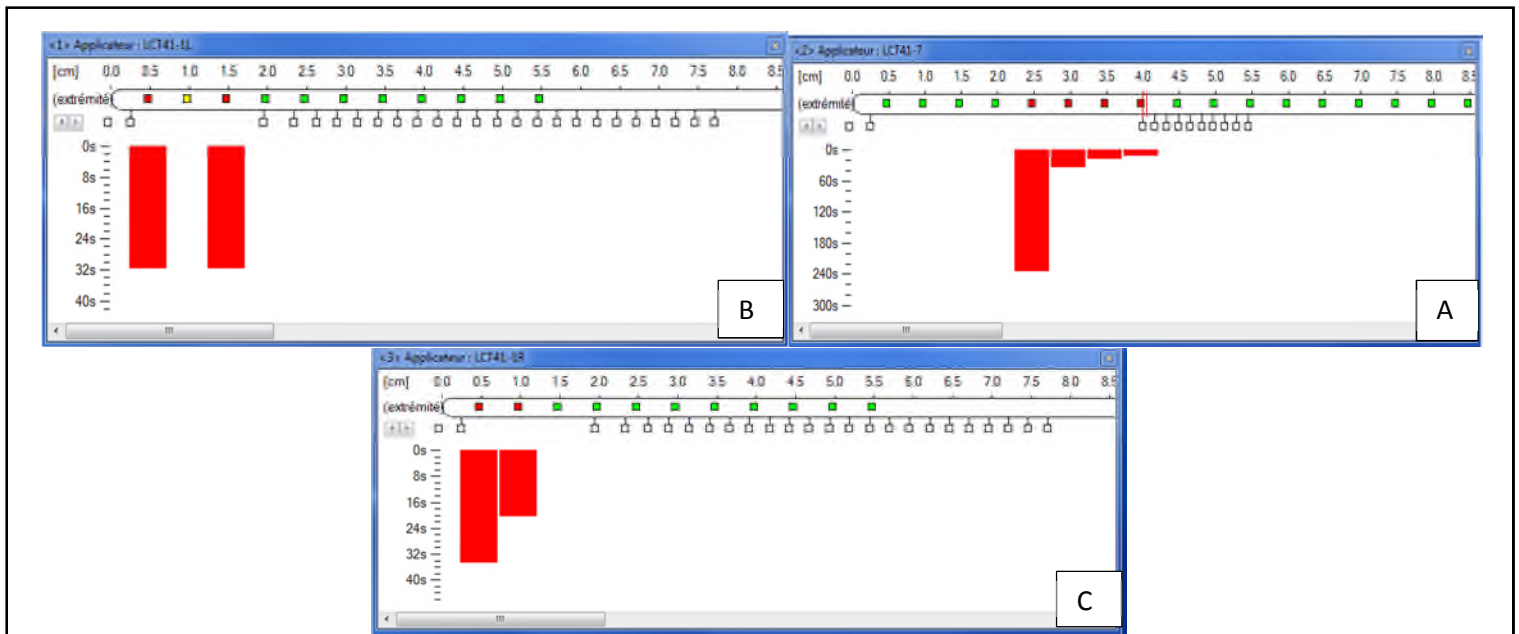


Figure IV.18 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt des trois parties d'applicateur Fletcher (L U R).

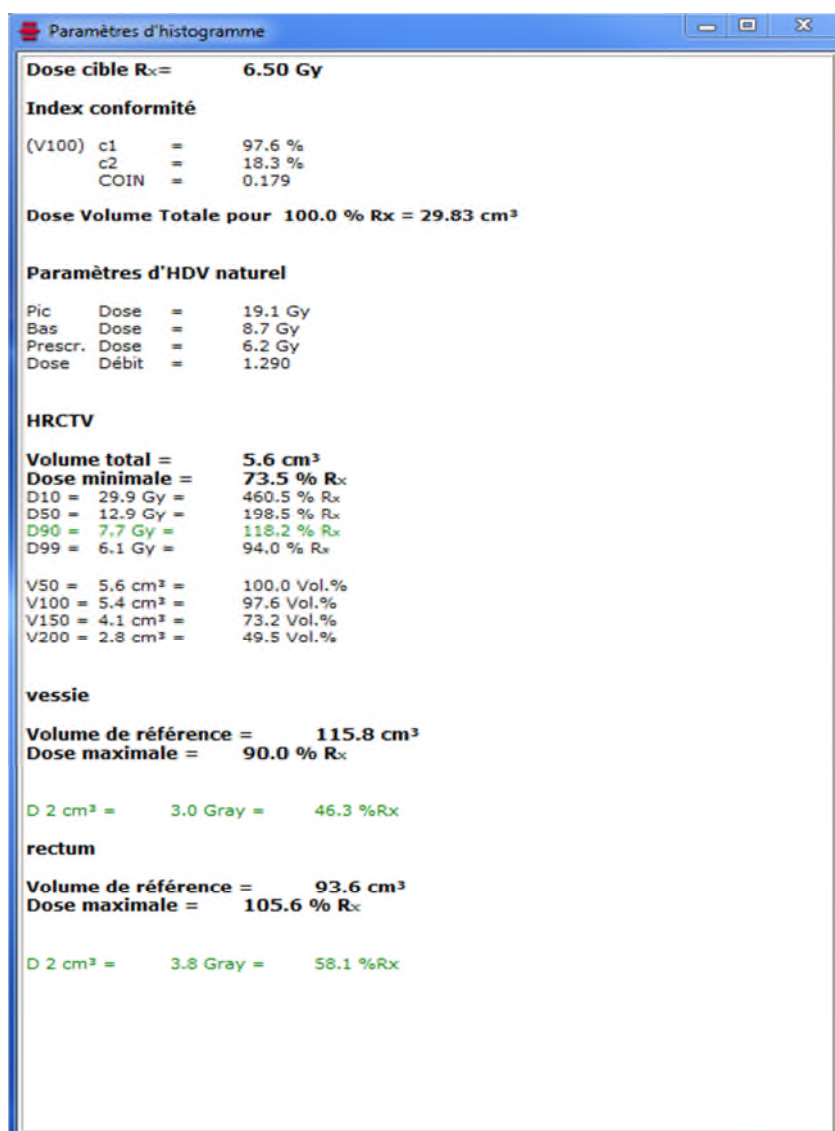


Figure IV.19 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétrique du HRCTV et les OAR.

On remarque que la D90 atteint 118.2% pour un volume de 5.6 cm³ HRCTV, les OAR reçoivent deux différentes doses (pour la vessie 3Gy avec un pourcentage de 46.3% et pour le rectum 3.8Gy avec un pourcentage de 58.1%).

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.30	-0.49	0.36	31.61	
3	1.48	-1.27	0.51	0.37	31.61	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				63.22 s = 00:01:03		

Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
5	2.48	0.02	0.00	-1.58	235.12	
6	2.98	0.01	0.00	-1.08	35.03	
7	3.48	0.01	0.00	-0.58	18.54	
8	3.98	0.00	0.01	-0.08	11.16	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				299.86 s = 00:05:00		

Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.28	-0.39	0.56	34.78	
2	0.98	1.26	0.11	0.56	20.54	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				55.32 s = 00:00:55		
Temps d'arrêt total pour cette étude:				418.39 s = 00:06:58		
Total Air Kerma de référence (TRAK) :				0.2088 cGy·m ²		

Figure IV.20 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point dans l'espace lumineux traité en précisant la position .

Rx = 6.50 Gy						
Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A						
Dose minimale : 4.12 Gy; Dose moyenne: 4.16 Gy (64.05% Rx); Dose maximale: 4.21 Gy;						
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx
1	A-gauche	2.00	0.00	-2.00	4.12	63.4
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	4.21	64.7

Figure IV.21 : Représente le point de Manchester dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

c) Les paramètres physiques et dosimétriques de la dose 5Gy :

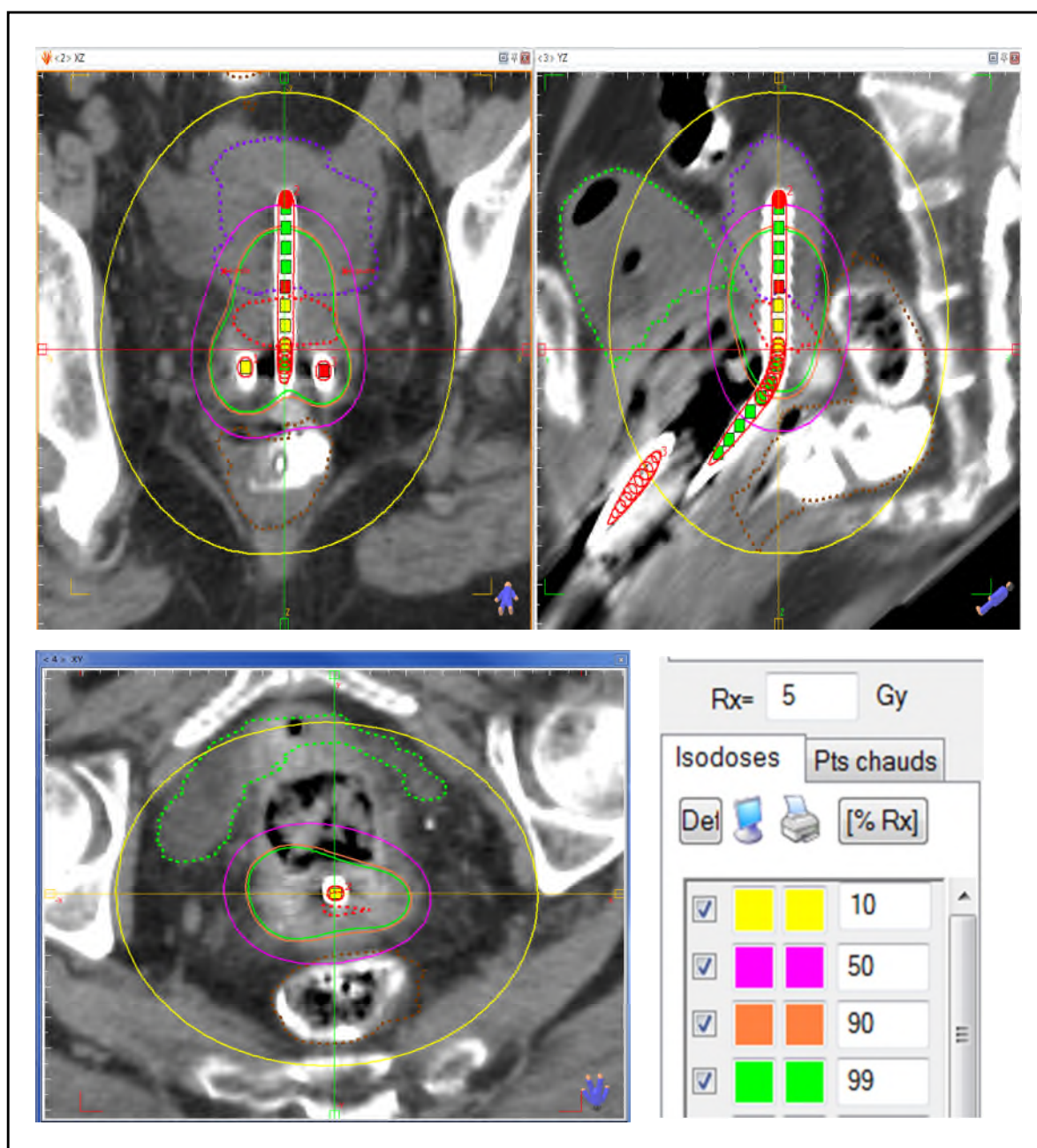


Figure IV.22 : La distribution de la dose 5Gy pour un stade IIB avec un applicateur Fletcher (patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

La figure IV.22 contient la distribution de dose pour la D10, D50, D90, D99, pour une dose de 5Gy×5 Fractions en 3J (pour un intervalle de temps de 6H). On remarque une bonne distribution de dose pour la D90 au niveau de HRCTV et la moitié inférieure de l'utérus, mais le 1/3 supérieur du vagin n'est pas suffisamment couvert.

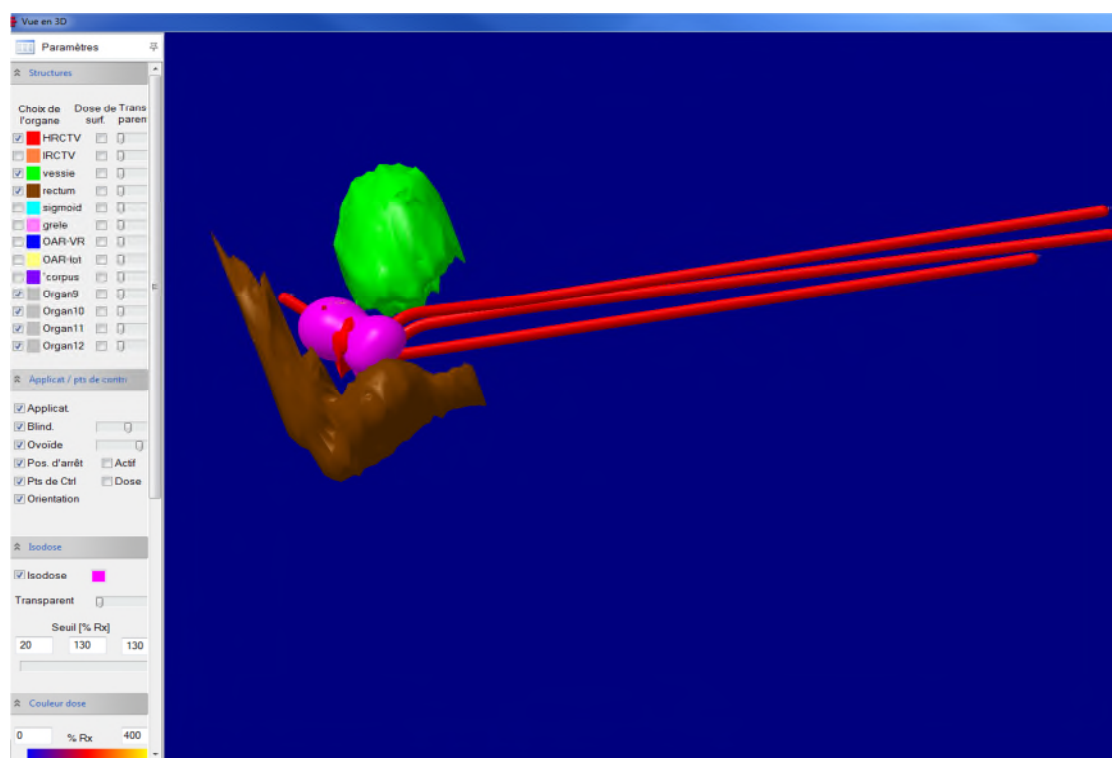


Figure IV.23 : Vue en 3D de la distribution de la dose 5Gy pour un stade IIB avec un applicateur Fletcher (patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

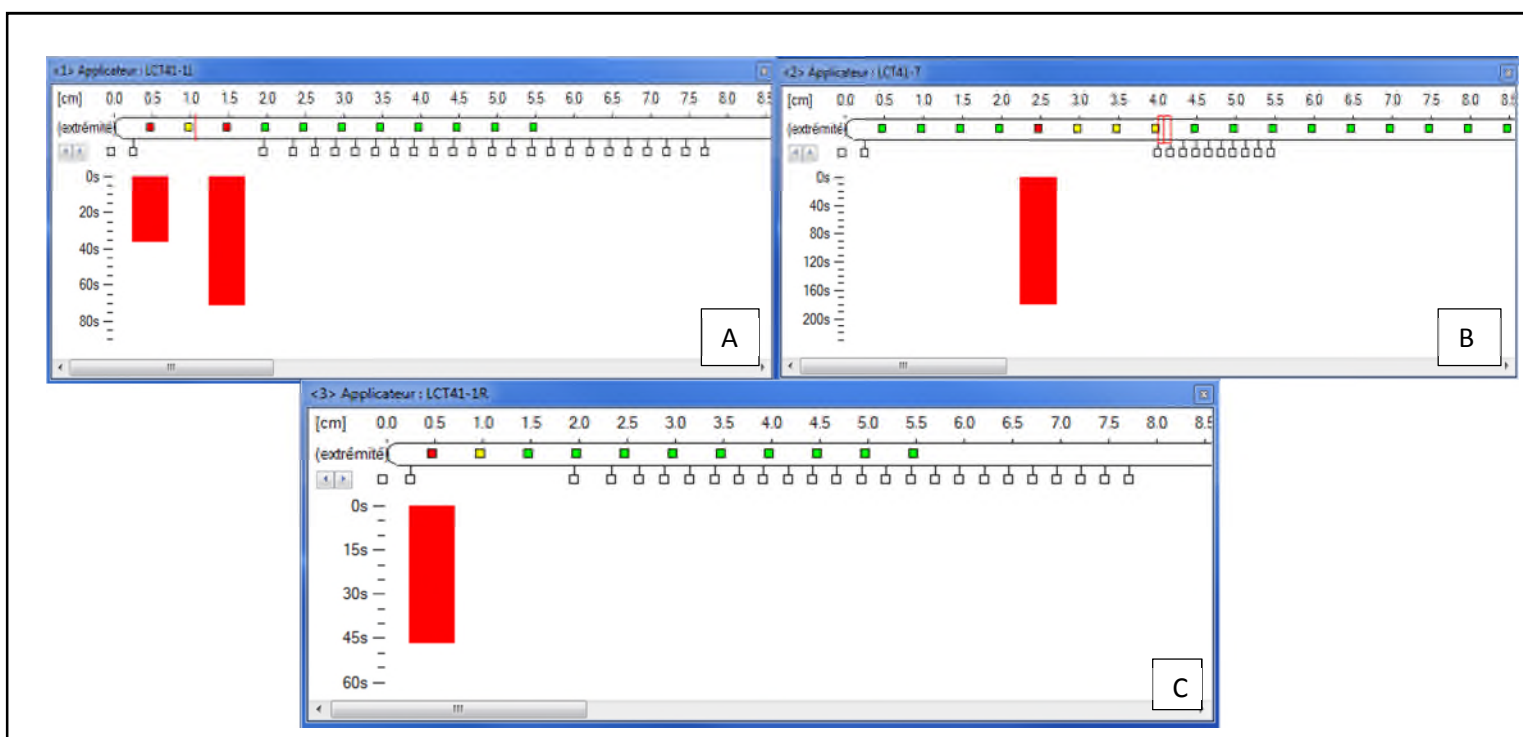


Figure IV.24 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt dans les trois parties de l'applicateur Fletcher (L U R).

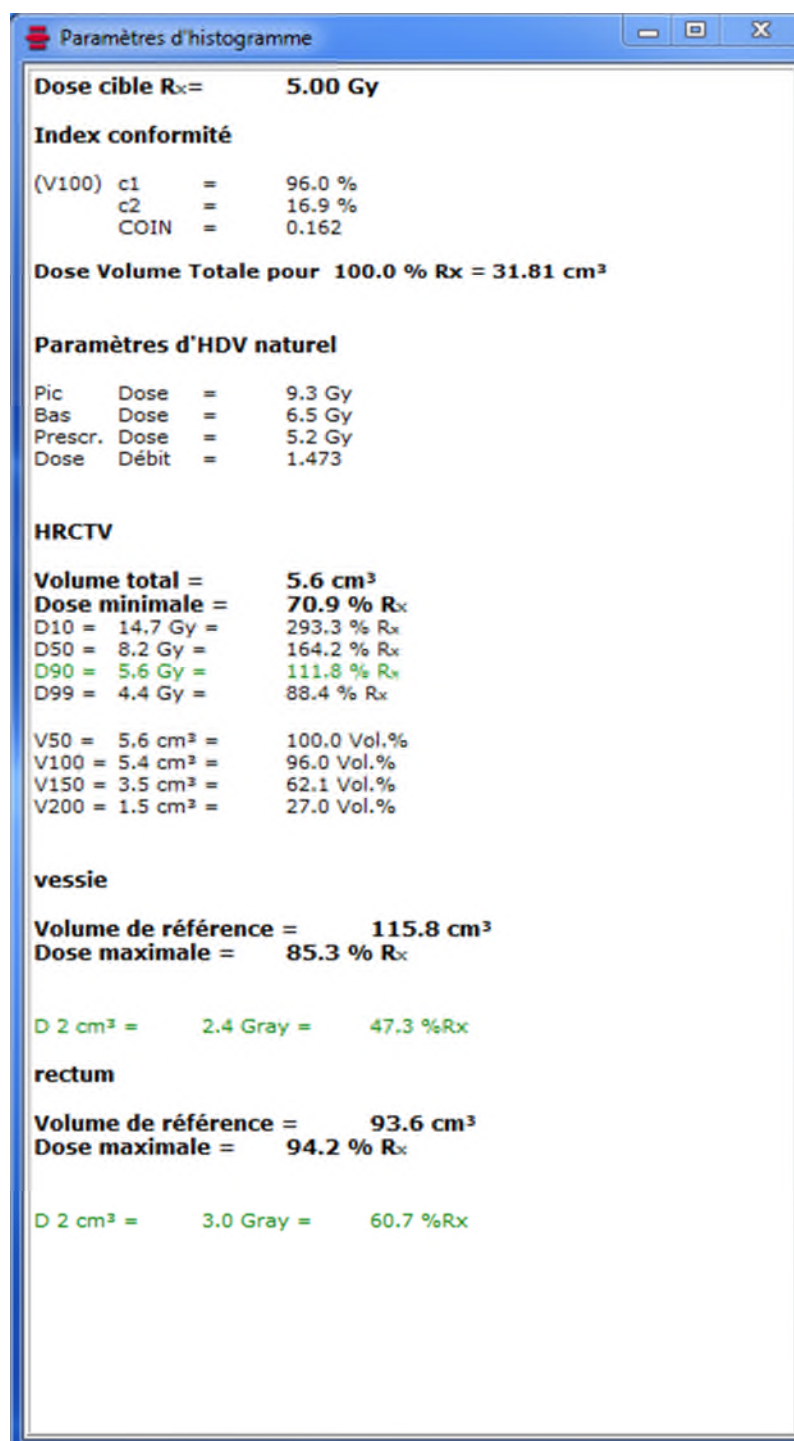


Figure IV.25 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétriques du HRCTV et les organes à risque (OAR).

On remarque que la D90 atteint 111.8% pour un volume de 5.6 cm³ HRCTV, les OAR reçoit deux différentes doses (pour la vessie 2.4Gy avec un pourcentage de 47.3% et pour le rectum 3Gy avec un pourcentage de 60.7%).

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.20	-0.58	0.47	36.50	
3	1.48	-1.32	0.41	0.46	71.31	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				107.80 s = 00:01:48		

Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
5	2.48	0.05	-0.01	-1.60	180.31	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				180.31 s = 00:03:00		

Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.32	-0.19	0.54	46.87	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				46.87 s = 00:00:47		
Temps d'arrêt total pour cette étude:				334.99 s = 00:05:35		
Total Air Kerma de référence (TRAK) :				0.1672 cGy·m ²		

Figure IV.26 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation dans l'espace lumineux traité en précisent la position.

Rx = 5.00 Gy						
Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A						
Dose minimale : 3.11 Gy; Dose moyenne: 3.13 Gy (62.69% Rx); Dose maximale: 3.16 Gy;						
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx
1	A-gauche	2.00	0.00	-2.00	3.11	62.1
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	3.16	63.2

Figure IV.27 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité en précisent la position.

IV.3.1.2. Partie 2 :

Dans cette partie nous avons étudié l'équivalent des trois doses suivantes (7Gy, 6.5Gy, 5Gy) au niveau du HRCTV et les OAR.

IV.3.1.2.1. Représentation des résultats pour les trois doses (5Gy, 6.5Gy, 7Gy) :

Dose (Gy)	5	6.5	7
L'équivalent de dose $\alpha/\beta=10$ pour HRCTV (Gy)	77.3	72.8	75.8
Pourcentage pour D90 %	118.	110.	111.8

Tableau IV.6: Représente l'équivalent de dose pour le HRCTV $\alpha/\beta=10$, patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour les trois doses 5Gy, 7Gy, 6.5Gy.

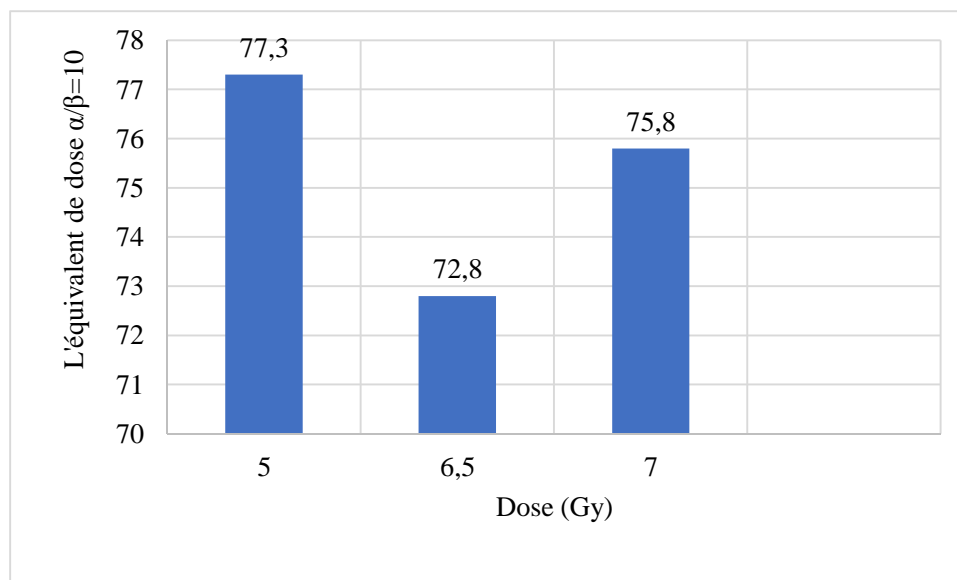
IV.3.1.2.2. Représentation des résultats dans un histogramme :

Figure IV.28 : Histogramme de la variation de l'équivalent de dose ($\alpha/\beta=10$) en fonction des trois différentes doses 7Gy, 6.5Gy, 5Gy, patiente stade IIB l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.3.1.2.2.1. L'analyse et l'interprétation des résultats :

- ❖ L'histogramme représente la variation de l'équivalent de dose ($\alpha/\beta=10$) en fonction des trois doses 6.5Gy, 5Gy, 7Gy.
- ❖ On remarque que l'équivalent de dose en HRCTV pour la dose 5Gy et 7Gy est atteint une valeur maximale et une valeur minimale pour la dose de 6.5Gy.
- ❖ **$\alpha/\beta=10$ (HRCTV) :**

C'est le volume tumoral anatomoclinique à haut risque qui doit recevoir une dose tumorocide et qui doit être supérieur à 66Gy (c'est la dose qu'on donne en radiothérapie externe exclusive) toute en protégeant les organes à risque vessie et rectum, donc cette dose est comprise entre 70-80Gy.

IV.3.1.2.3. Présentation des résultats pour $\alpha/\beta=3$:

Dose(Gy)		5	6.5	7
L'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ pour les organes à risques (rectum et vessie)	vessie	59,0	56,8	62,6
	rectum	64	61,5	67,5

Tableau IV.7 : Représente l'équivalent de dose dans les OAR pour $\alpha/\beta=3$ des trois doses 5Gy, 6.5Gy et 7Gy, patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

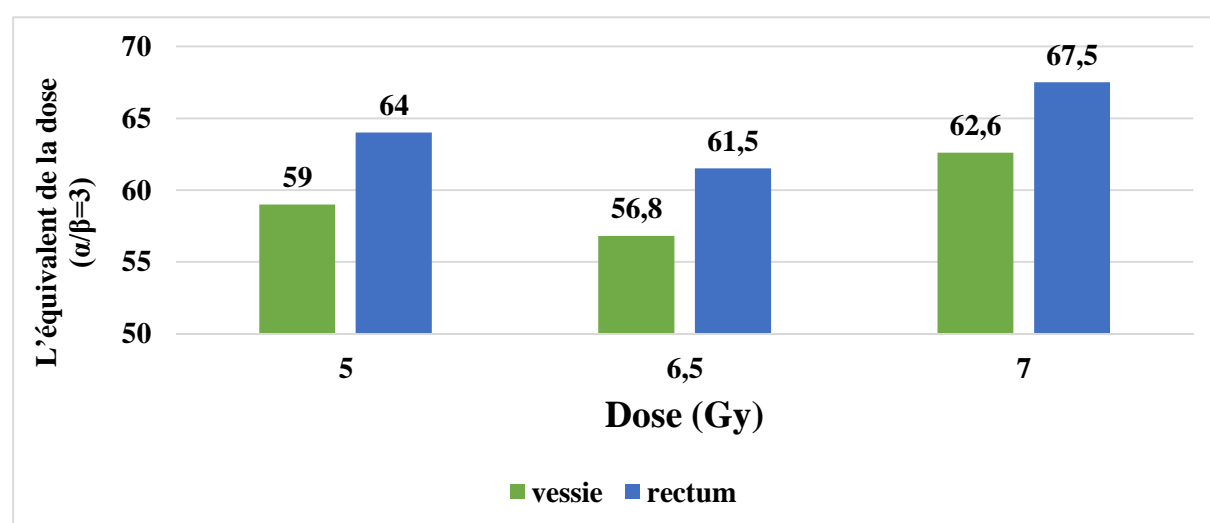


Figure IV.32 : Histogramme de la variation de l'équivalent de dose ($\alpha/\beta=3$) en fonction des doses (7Gy, 6Gy, 5Gy), patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.3.1.2.3.1. L'analyse et l'interprétation des résultats :

- ❖ L'histogramme représente la variation de l'équivalent de dose ($\alpha/\beta=3$) en fonction des trois doses (5Gy, 6.5Gy, 7Gy).

L'histogramme de la patiente traitée à l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran montre que l'équivalent de dose ($\alpha/\beta=3$) des organes à risques (rectum, vessie) de la dose 5Gy au niveau de 2cm^3 de vessie égale à 59 Gy et à 2cm^3 de rectum égale à 7Gy, pour la dose de 6.5 Gy l'EQD égale à 2cm^3 de vessie 56.8Gy et à 2cm^3 de rectum égale à 61.5Gy, pour la dose de 7Gy l'EQD pour 2cm^3 de vessie égale à 62.6 Gy et au niveau de 2cm^3 de rectum égale à 67.5 Gy.

D'après les résultats, nous avons constaté que l'équivalente de la dose 6.5 Gy est inférieure par rapport à la dose de 7Gy et 5Gy.

- **$\alpha/\beta=3$ (organes à risque) :**

Cet histogramme nous permet de donner la dose reçue au niveau des organes à risque (vessie, rectum, sigmoïde, grêle), la dose ne dépasse pas 75 Gy sur 2cm^3 de rectum et 90Gy sur 2cm^3 de vessie.

En dosimétrie on réduit au maximum la dose au niveau des organes à risque pour diminuer les effets biologiques.

IV.3.1.3. Conclusion générale de l'étude I :

Notre technique est basée sur l'activation seulement dans la zone du volume tumoral HRCTV, et on prend en considération les organes à risque. On a travaillé sur deux parties.

A la 1^{ère} partie nous avons présenté des figures qui montrent la distribution des trois différentes doses et étudié les différents paramètres physiques et dosimétriques (débit de dose, temps, la distance). Cette étude confirme que débit de dose et le temps sont inversement proportionnels.

A la deuxième partie nous avons calculé l'équivalent de dose pour le volume tumoral HRCTV $\alpha/\beta=10$ et les organes à risque $\alpha/\beta=3$. Donc d'après tous ces résultats on constate que l'activation de HRCTV n'est pas suffisante, vue que le HRCTV est bien couvert par la D90, mais le volume cible n'est pas suffisamment irradié. Du point de vue clinique, en terme de contrôle local, soit on aura une réponse incomplète au traitement soit une récurrence précoce.

IV.3.2. Etude II :

Notre deuxième étude est aussi basée sur la même patiente âgée de 67 ans stade II_B, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran mais cette fois ci avec une dose délivrée de 5Gy.

Suivant le protocole appliqué au niveau de EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran et selon les études et par expérience, lorsque le physicien médicale fait la dosimétrie de la curiethérapie HDR l'emplacement du point zéro se fait juste en haut des ovoïdes. Donc ,dans cette étude on a pensé de changer l'emplacement du point zéro selon le HRCTV dont laquelle on a mis le point zéro en trois positions différentes comme le schéma montre (**figure IV.33**) et on a choisis la distribution de la dose 5 Gy pour faire cette étude et voir si ce changement de l'emplacement de point zéro par rapport au HRCTV a une influence sur la couverture de ce dernier et sur la dose prise par les organes à risque .

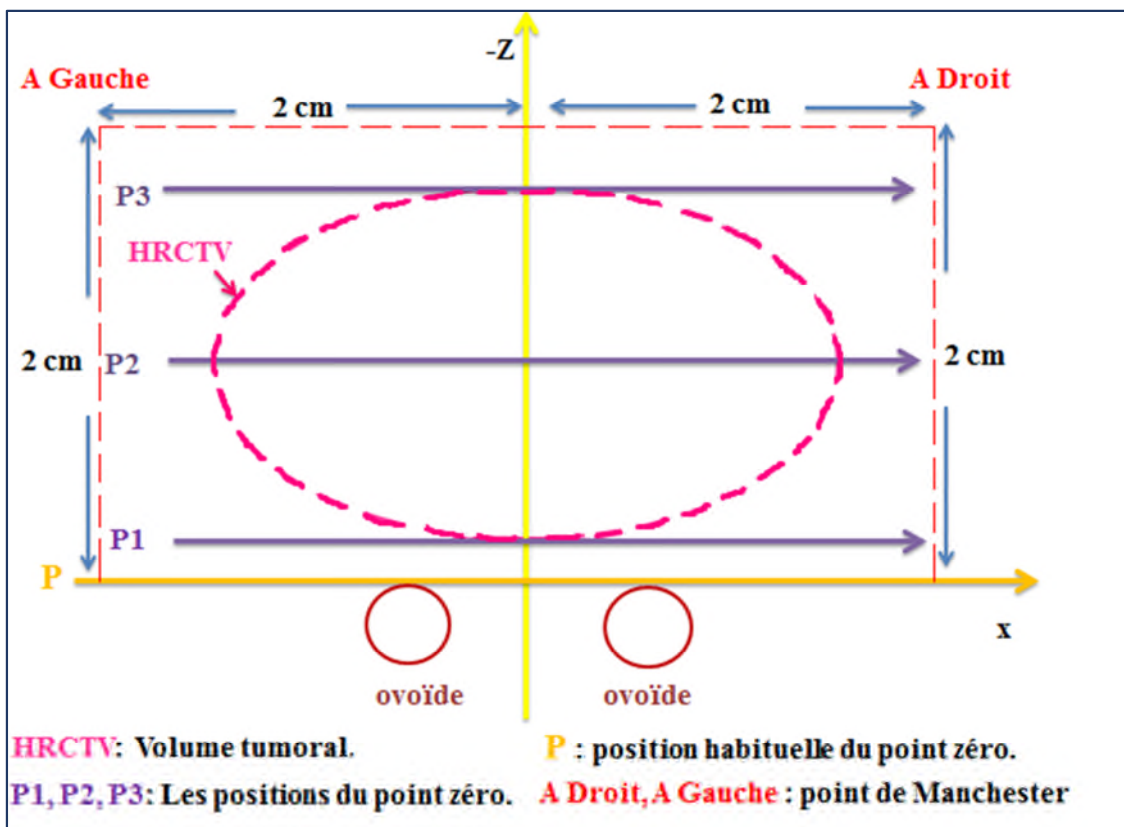


Figure IV.29 : Schéma descriptif des différentes positions de point zéro par rapport au HRCTV.

IV.3.2.1. La dosimétrie de la patiente l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran de la dose 5Gy :

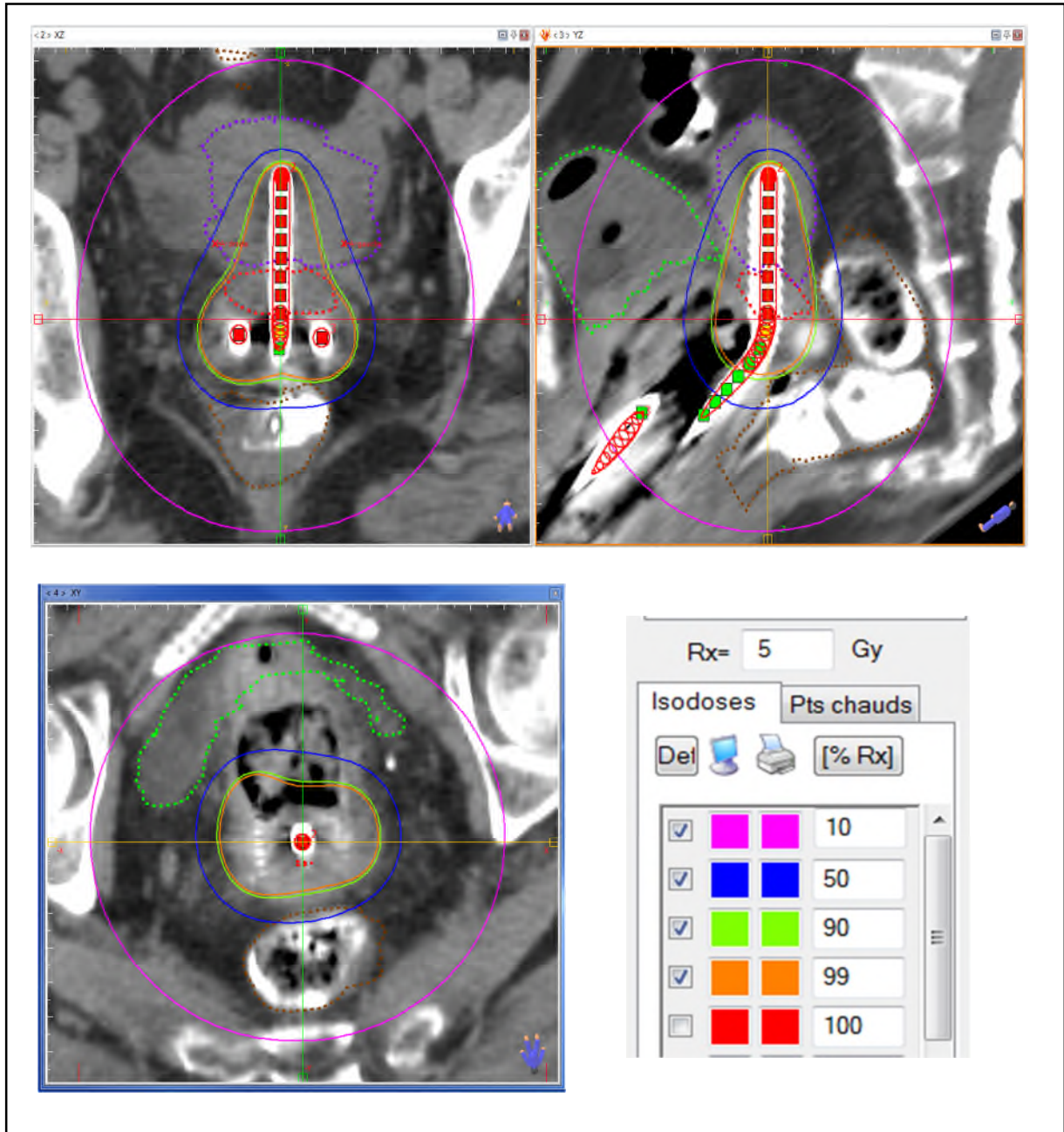


Figure IV.30 : La distribution de la dose 5Gy pour une patiente stade IIB avec un applicateur Fletcher (l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

La figure (IV.34) représente la distribution la dose 5Gy qui montre la position habituelle du point zéro (juste en haut des ovoïdes).on remarque une bonne couverture de la D90.

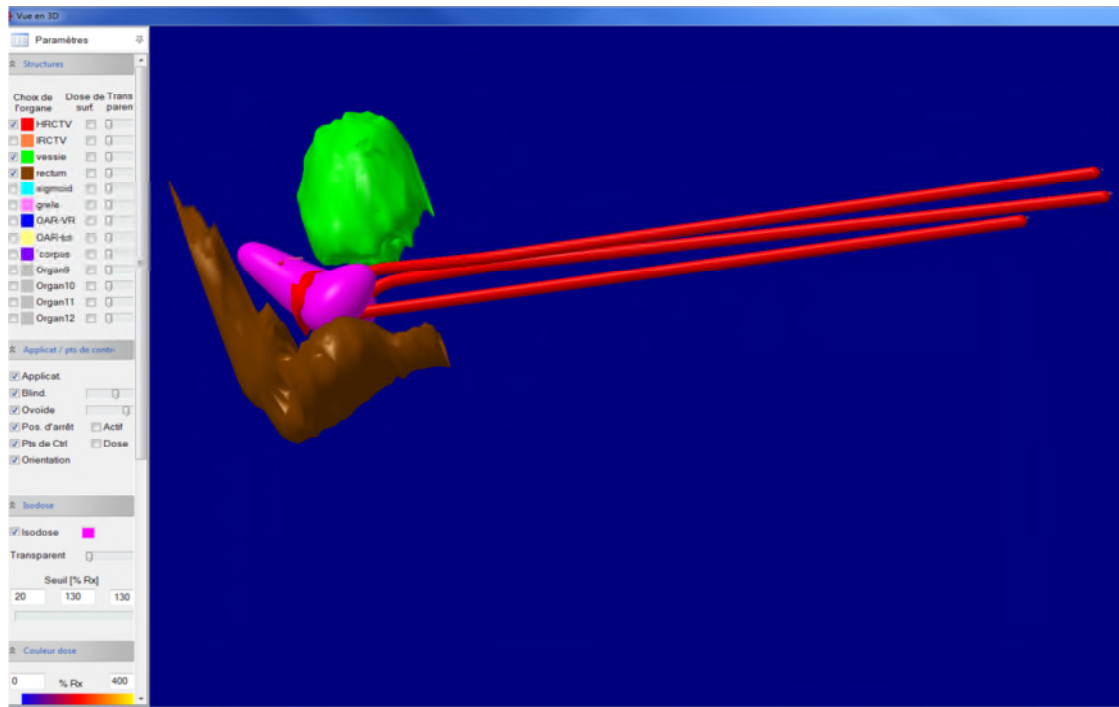


Figure IV.31 : Vue en 3D de la distribution de la dose 5Gy pour une patiente stade IIB avec un applicateur Fletcher (l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

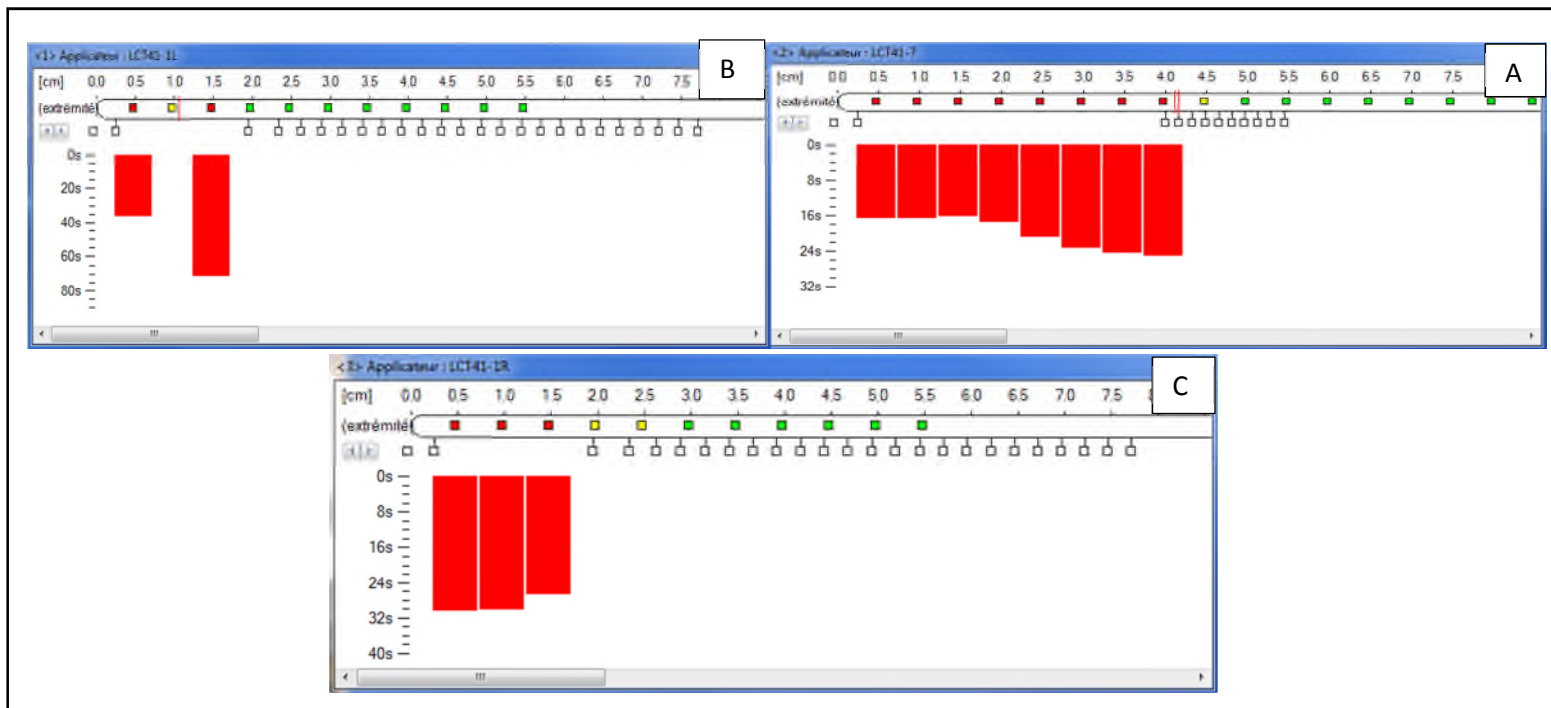


Figure IV.32 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt des trois parties d'applicateur (L U R) Fletcher.

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.20	-0.58	0.47	36.50	
3	1.48	-1.32	0.41	0.46	71.31	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					107.80 s = 00:01:48	
Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	0.04	0.00	-3.64	16.63	
2	0.98	0.04	0.01	-3.14	16.63	
3	1.48	0.03	0.01	-2.64	16.22	
4	1.98	0.03	0.02	-2.14	17.45	
5	2.48	0.02	0.02	-1.64	20.93	
6	2.98	0.02	0.03	-1.14	23.31	
7	3.48	0.01	0.03	-0.64	24.37	
8	3.98	0.01	0.03	-0.14	25.17	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					160.70 s = 00:02:41	
Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.30	-0.15	0.50	30.36	
2	0.98	1.24	0.34	0.51	30.13	
3	1.48	1.19	0.84	0.52	26.89	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					87.38 s = 00:01:27	
Temps d'arrêt total pour cette étude:					372.17 s = 00:06:12	
Total Air Kerma de référence (TRAK) :					0.1857 cGy·m ²	

Figure IV.33 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A							Rx = 5.00 Gy
Dose minimale : 2.72 Gy; Dose moyenne: 2.74 Gy (54.79% Rx); Dose maximale: 2.76 Gy;							
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx	
1	A-gauche	1.97	0.03	-2.04	2.72	54.4	
2	A-droite	-2.03	0.03	-2.04	2.76	55.2	

Figure IV.34 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

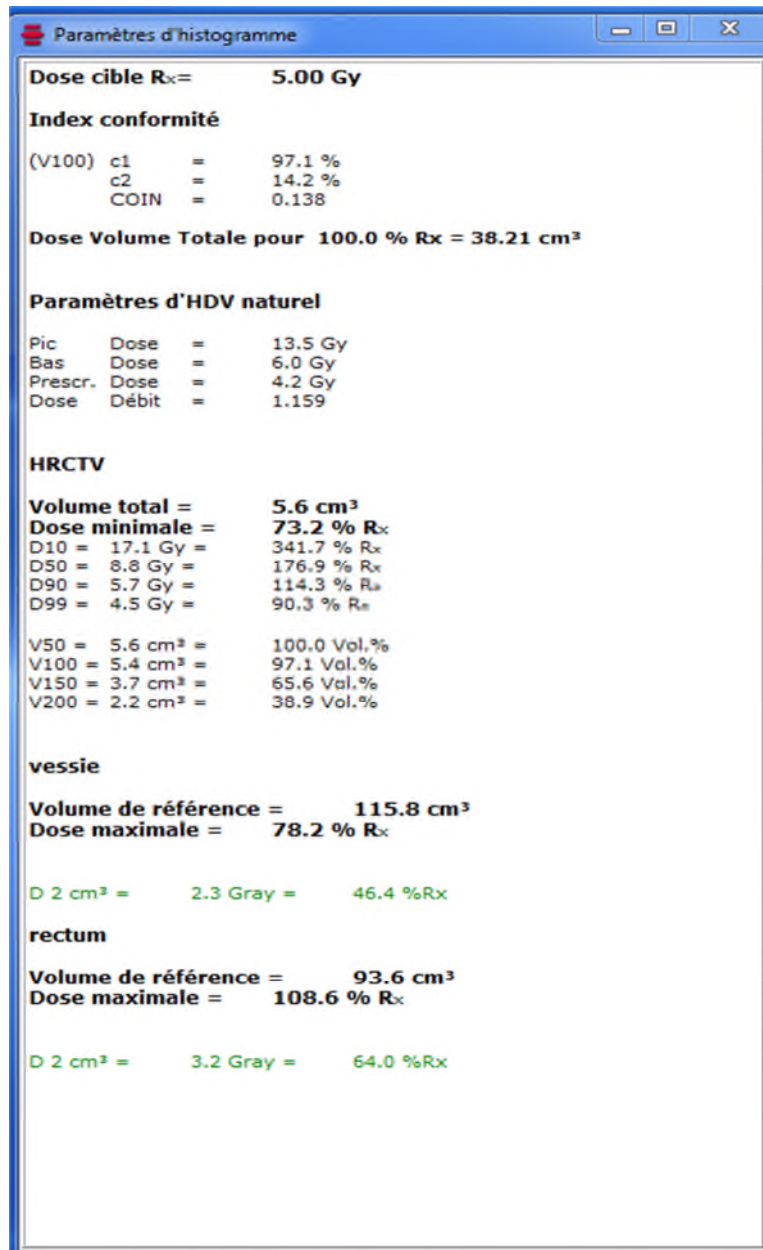


Figure IV.35 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétrique du HRCTV et les organes à risque.

La figure IV.39 montre les différents paramètres d'histogramme dosimétrique, nous avons remarqué au niveau du HRCTV la D90 égale à 114.3% et au niveau des OAR est de 46.4% dans la vessie et 64% dans le rectum.

IV.3.2.2. Les trois positions :

IV.3.2.2.1. Position 1 :

Dans ce niveau on a pensé à positionner le point zéro dans la partie inférieure du volume HRCTV, la figure montre la position 1 de la distribution de la dose 5Gy :

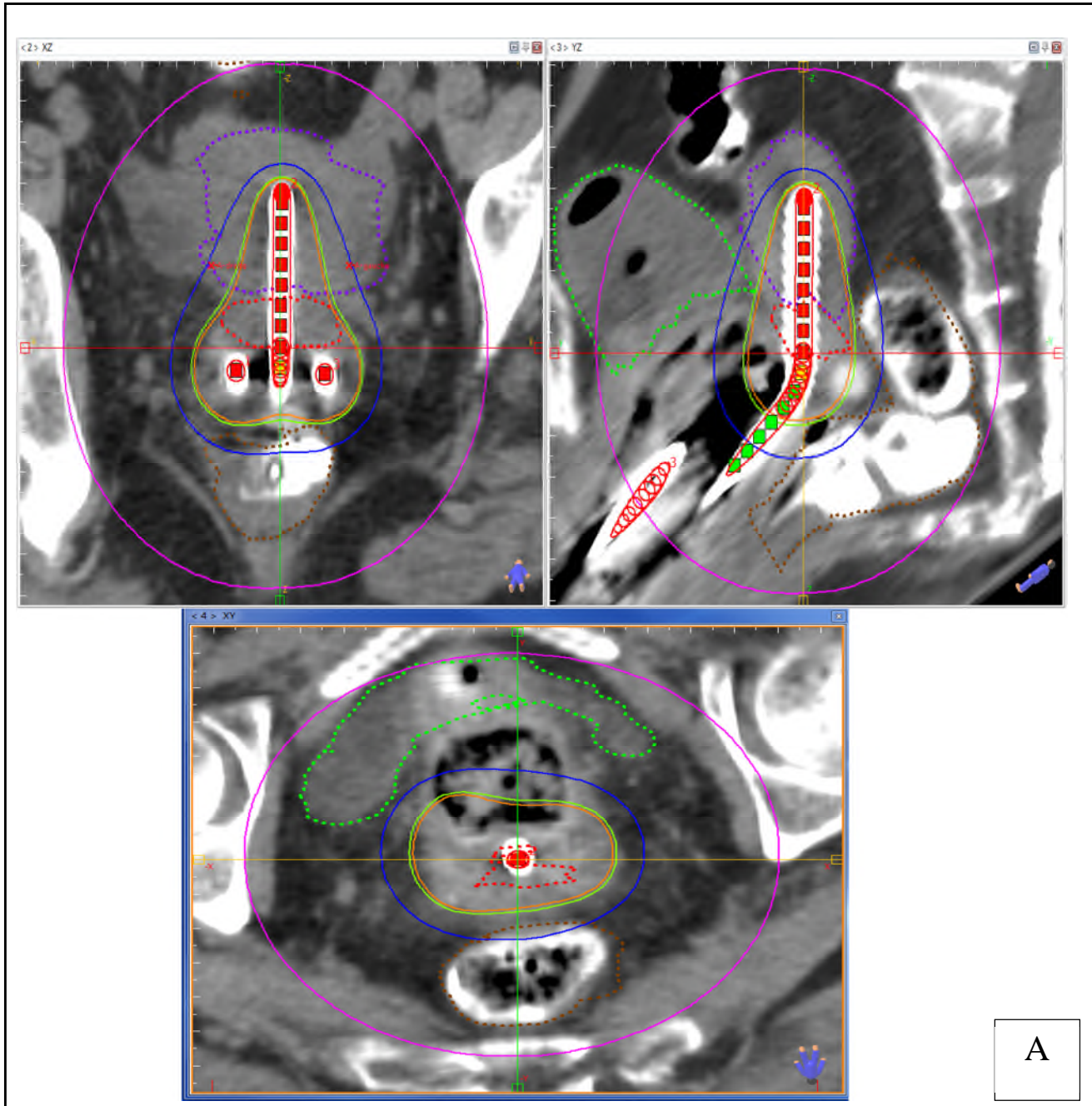


Figure IV.36 : A Représente la position 1 de point zéro de la distribution de la dose 5Gy, patiente stade IIB l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.3.2.2.2. Position 2 :

Dans cette partie on a positionné le point zéro au milieu du volume tumoral HRCTV.

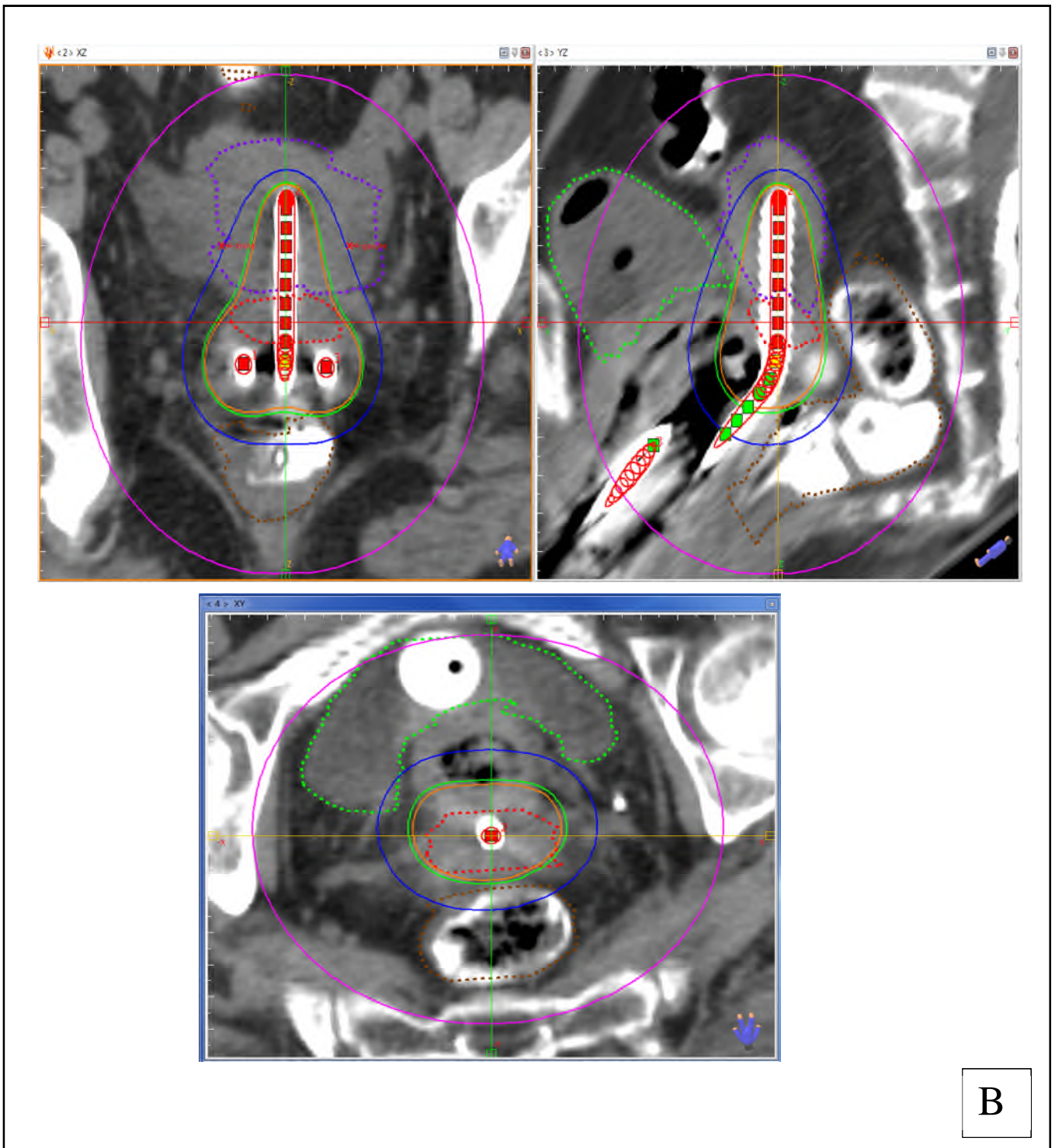


Figure IV.37 : B Représente la position 2 du point zéro de la distribution de la dose 5Gy, patiente stade IIB l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.3.2.2.3. Position 3 :

La position 3 du point zéro est dans la partie supérieure du volume HRCTV.

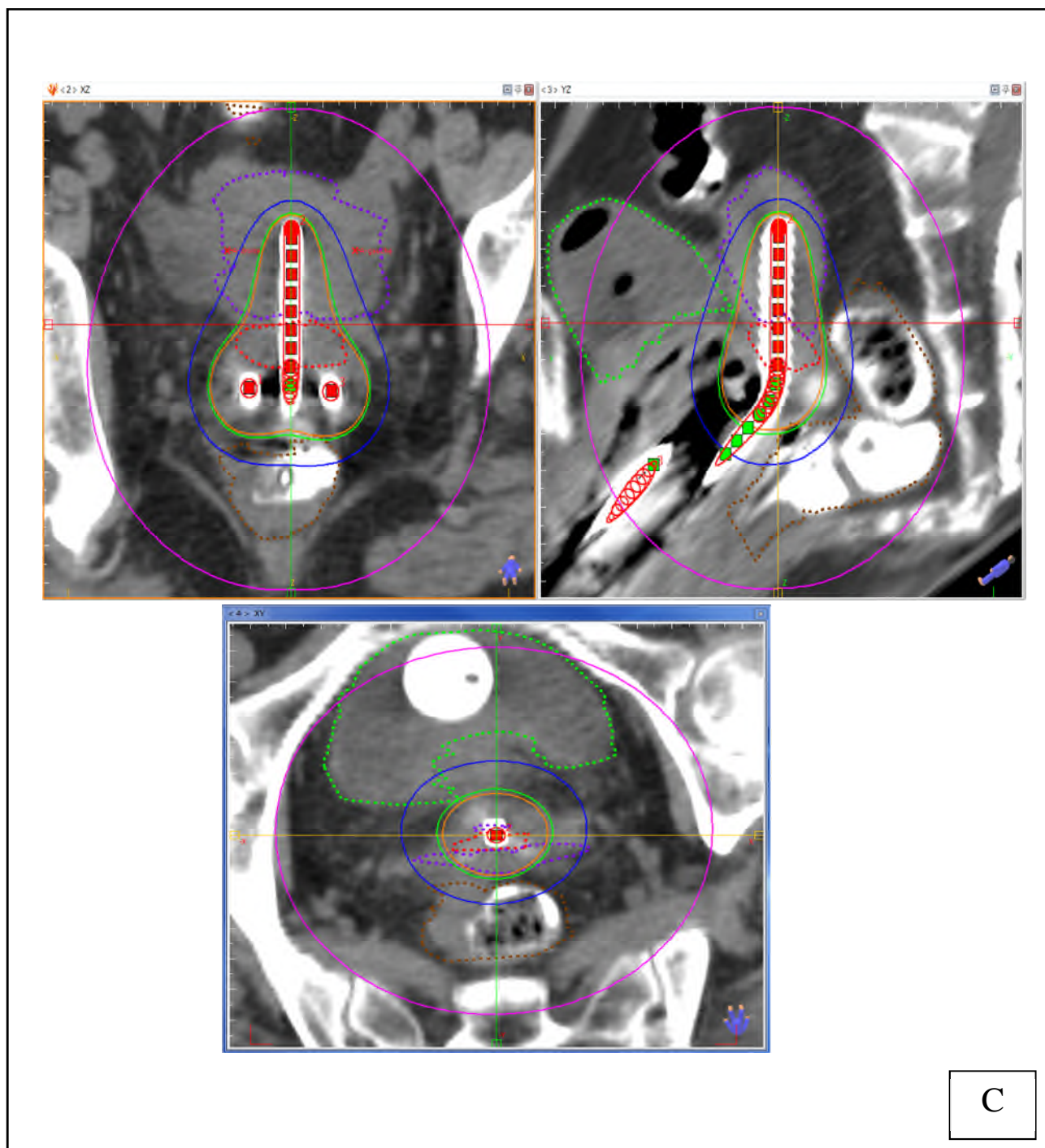
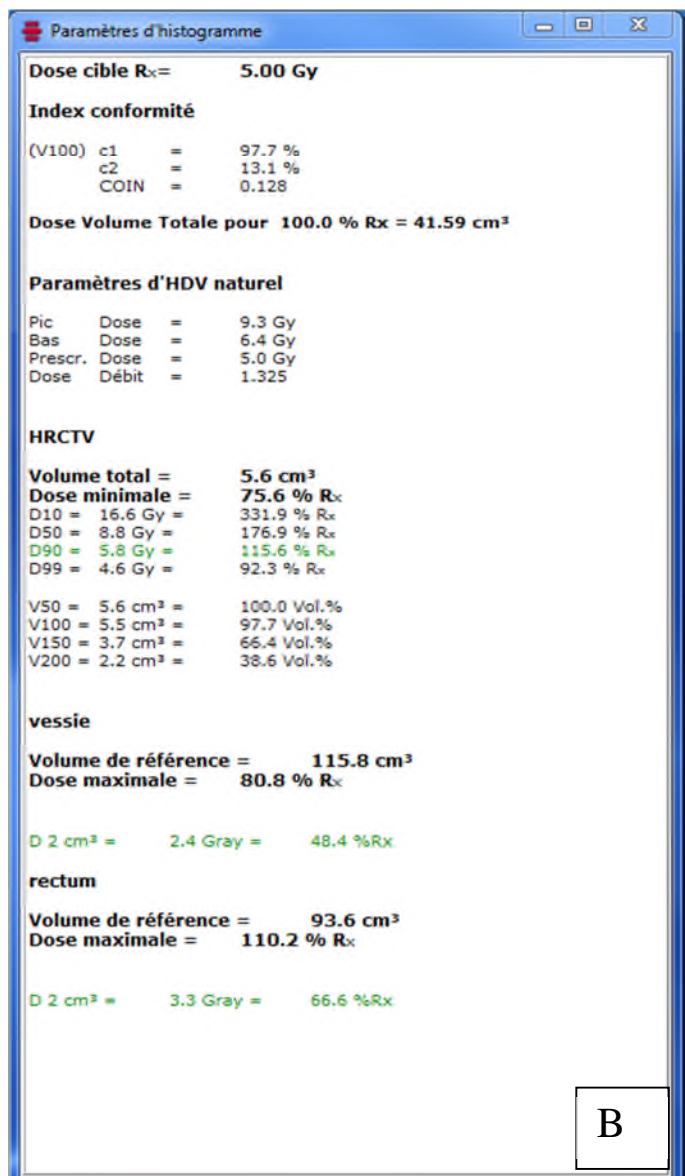
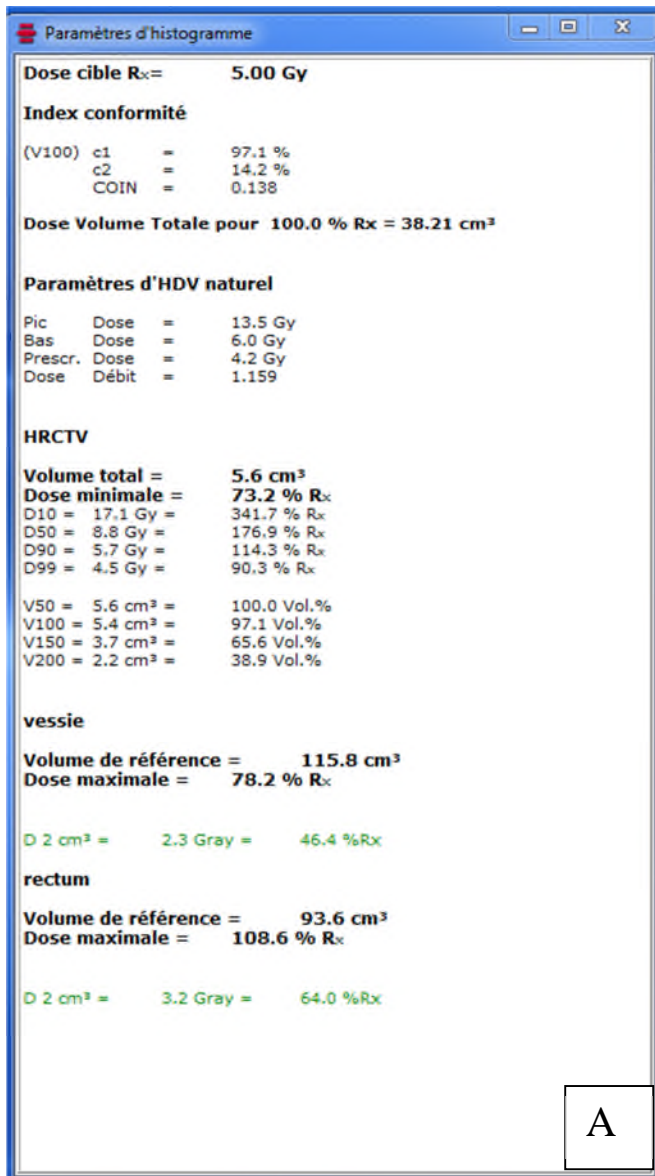


Figure IV.38 : C, Représente la position 3 du point zéro de la distribution de la dose 5Gy, patiente stade IIB l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.3.2.2. 4. Interprétation des trois figures A, B, C :

Les trois figures A, B, C, présentent des différentes positions du point zéro, rappellent que la 1^{er} position du point zéro est à la partie inférieure de HRCTV et la 2^{eme} position du point zéro au milieu du HRCTV, la 3^{eme} position est à la partie supérieure de HRCTV. On remarque que la figure A montre une bonne distribution de dose de la D90 pour notre volume HRCTV dont laquelle le 1/3 supérieur du vagin et 2/3 inférieur de l'utérus sont bien couverts.

La figure B aussi montre la bonne distribution de dose pour le volume HRCTV, ainsi que la figure C réalise la même distribution.

IV.3.2.2.5. Présentation de l'histogramme des paramètres dosimétriques des 3 positions :

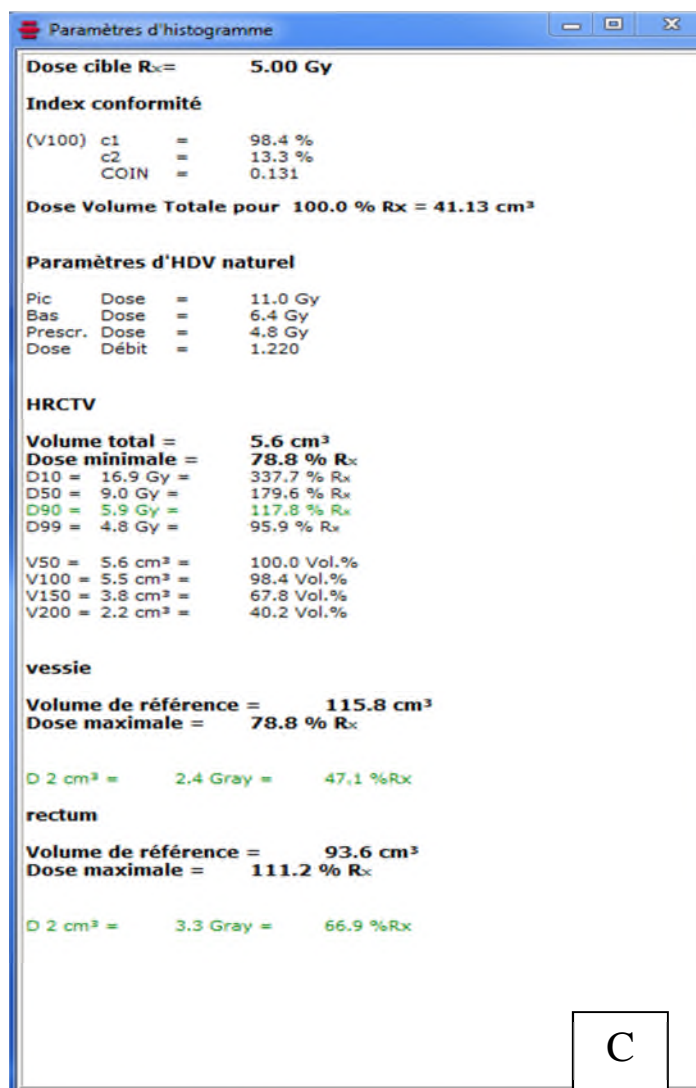


Figure IV.39 : A, B, C, Représentent les paramètres dosimétriques de l'histogramme des trois positions du point zéro de la dose 5Gy.

IV.3.2.2.5.1. Interprétation des trois histogrammes des différentes positions de point zéro :

Nous avons remarqué d'après la figure précédente qui contient les paramètres dosimétriques de chaque position du point zéro. L'histogramme A de la position 1 du point zéro indique que la D90 est égale à 114.3% et pour la vessie 46.4%, le rectum 64%.

L'histogramme B de la position 2 du point zéro indique que la D90 est égale à 115.6%, et pour les OAR, au niveau de la vessie égale à 48.4% et au niveau de rectum égale à 66.6%.

L'histogramme C de la position 3 du point zéro indique que la D90 est égale à 117.8% et au niveau de vessie égale à 47.1% et pour le rectum 66.9%.

D'après ces résultats rapprochés obtenus des histogrammes, Nous avons remarqué que dans les trois positions y a une bonne couverture de HRCTV et respect des contraintes de doses des OAR.

IV.3.2.1.1. Les résultats d'équivalent de dose :

L'équivalent $\alpha/\beta=3$ de la dose 5Gy :

	$\alpha/\beta=3$ (EQ2D) (Gy) Cas réel	$\alpha/\beta=3$ (EQ2D) (Gy) A	$\alpha/\beta=3$ (EQ2D) (Gy) B	$\alpha/\beta=3$ (EQ2) (Gy) C
Vessie	58.2	58.2	59	59
Rectum	65.8	66	66.8	66.8

Tableau IV.8 : Représentation des résultats d'équivalent de la dose $\alpha/\beta=3$ de la dose 5Gy pour notre cas réel et les différentes positions proposées, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

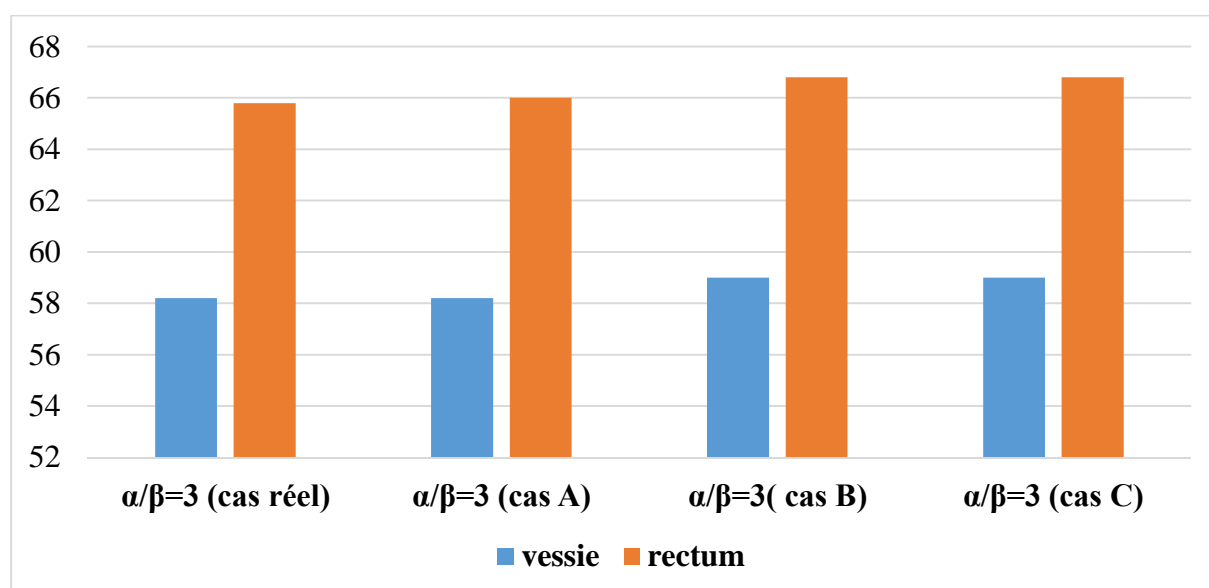


Figure IV.40 : L'histogramme de la variation de l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ de la distribution de la dose 5Gy pour notre cas réel et les différentes positions proposées, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

IV.3.2.1.1.1. Analyse et interprétation :

La figure IV.40 représente l'histogramme d'équivalent de la dose 5Gy de la position habituel du point zéro et les trois positions proposées au niveau du HRCTV, pour $\alpha/\beta=3$. D'après l'histogramme on a remarqué que l'équivalent de la dose 5Gy de la position habituel (cas réel) pour $\alpha/\beta=3$ au niveau des organes à risques, la vessie correspond à 58.2 Gy et le rectum correspond à une valeur de 65.8 Gy et l'équivalent de la dose pour les positions proposées pour la position 1(cas A) au niveau de 2cm^3 de vessie égale à 58.2 Gy et au niveau de 2cm^3 de rectum égale à 66 Gy, pour la position 2 (cas B), l'EQD au niveau de 2cm^3 de vessie égale à 59 Gy et au niveau de 2cm^3 de rectum égale à 66.8 Gy, pour la position 3 (cas C) l'EQD au niveau de 2cm^3 de vessie égale à 59 Gy et au niveau de 2cm^3 de rectum égale à 66.8 Gy.

Donc nous avons constaté que les résultats de l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ de la dose 5Gy pour chaque position du point zéro (position habituel, positions proposées) sont presque identiques.

IV.3.2.6. Conclusion générale de l'étude II :

L'idée que nous avons proposé de mettre le point zéro aux trois positions au niveau du HRCTV (position 1 à la partie inférieure du HRCTV, la position 2 au milieu du HRCTV et la position 3 à la partie supérieure du HRCTV) est acceptable d'après nos résultats qui sont presque identiques. On peut dire que quel que soit l'emplacement du point zéro dans les trois positions par rapport au HRCTV, on peut toujours avoir une bonne distribution de dose au niveau du volume tumoral. Par ailleurs, la dose reçue par les organes à risque est bien acceptable.

IV.3.3. Etude III :

On a pris un deuxième cas au niveau du centre anti-cancer Emir Abdelkader Oran. Il s'agit d'une patiente (XY) âgée de 60ans présentant une néoplasie du col utérin au stade II_B, traitée par radiothérapie externe et chimiothérapie. Les coupes scanner de contrôle de la patiente ont montré une bonne réponse au traitement.

Nous avons choisi ce cas pour faire une étude virtuelle de la dosimétrie en curiethérapie exclusive préopératoire, dans laquelle on délivre une dose de 7Gy dans le 1^{er} jour et une dose de 4Gy×2Fractions à 6H d'intervalle pendant 4 jours.

Notre objectif est de faire une étude sur le pourcentage de la distribution de dose D90. Nous rappelons que la D90 correspond à 105% de la dose délivrée, mais par rapport au protocole couramment utilisés en curiethérapie HDR la D90 est comprise entre 105% jusqu'à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.

Dans notre étude on a travaillé sur deux pourcentages de la D90, le 1^{er} pourcentage est de 105% et le 2^{ème} pourcentage est égal à 120% au niveau du HRCTV.

Notre objectif est de voir quel pourcentage couvre bien le HRCTV tout en protégeant au maximum des organes à risque.

IV.3.3.1. La dosimétrie de la curiethérapie exclusive pour le 105% de la D90 au niveau du HRCTV :

Suivant le protocole international on a pu faire au niveau du CAC d'Oran la dosimétrie de la curiethérapie exclusive (1^{er} jour la dose délivrée 7Gy et une dose de 4 Gy×2Fractions d'intervalle 6h pendant 4 jours).

Nous avons fait ce protocole de la curiethérapie exclusive, pour faire une étude dosimétrique sur le cas sélectionné et étudier les différents paramètres (EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran, rapport de la patiente voir Annexe 2 et Annexe 3).

IV.3.3.1.1. La dosimétrie de la curiethérapie HDR exclusive pour la dose 7Gy :

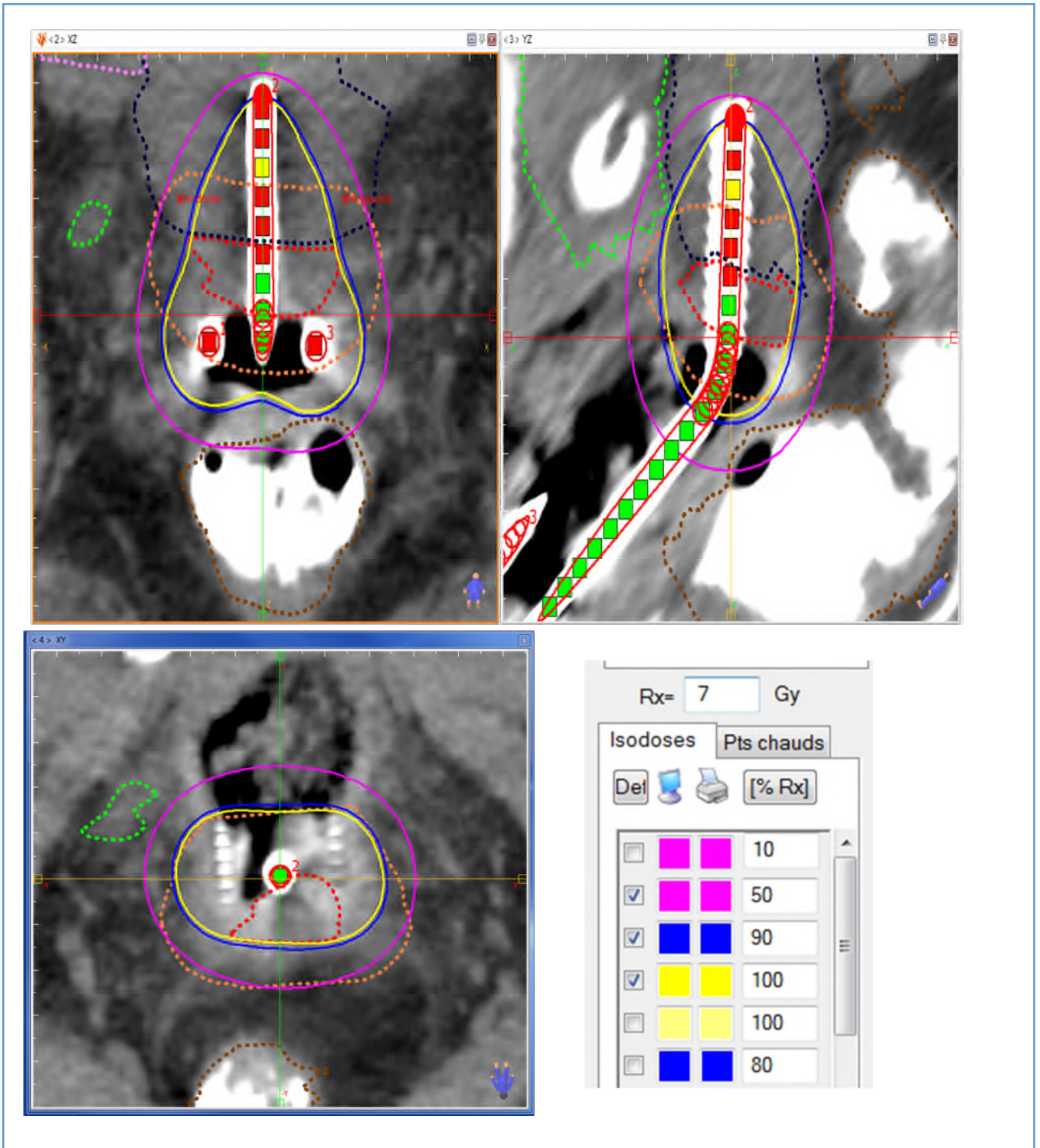


Figure IV.41 : La distribution de la dose 7Gy avec un applicateur Ring (patiente stade IIB l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

Nous avons remarqué que la D90 qui égale à 105% de la dose délivrée 7Gy couvre bien le HRCTV et le 1/3 supérieur du vagin, et le 2/3 inférieur de l'utérus.



Figure IV.42 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt des trois parties d'applicateur (L U R) Ring.

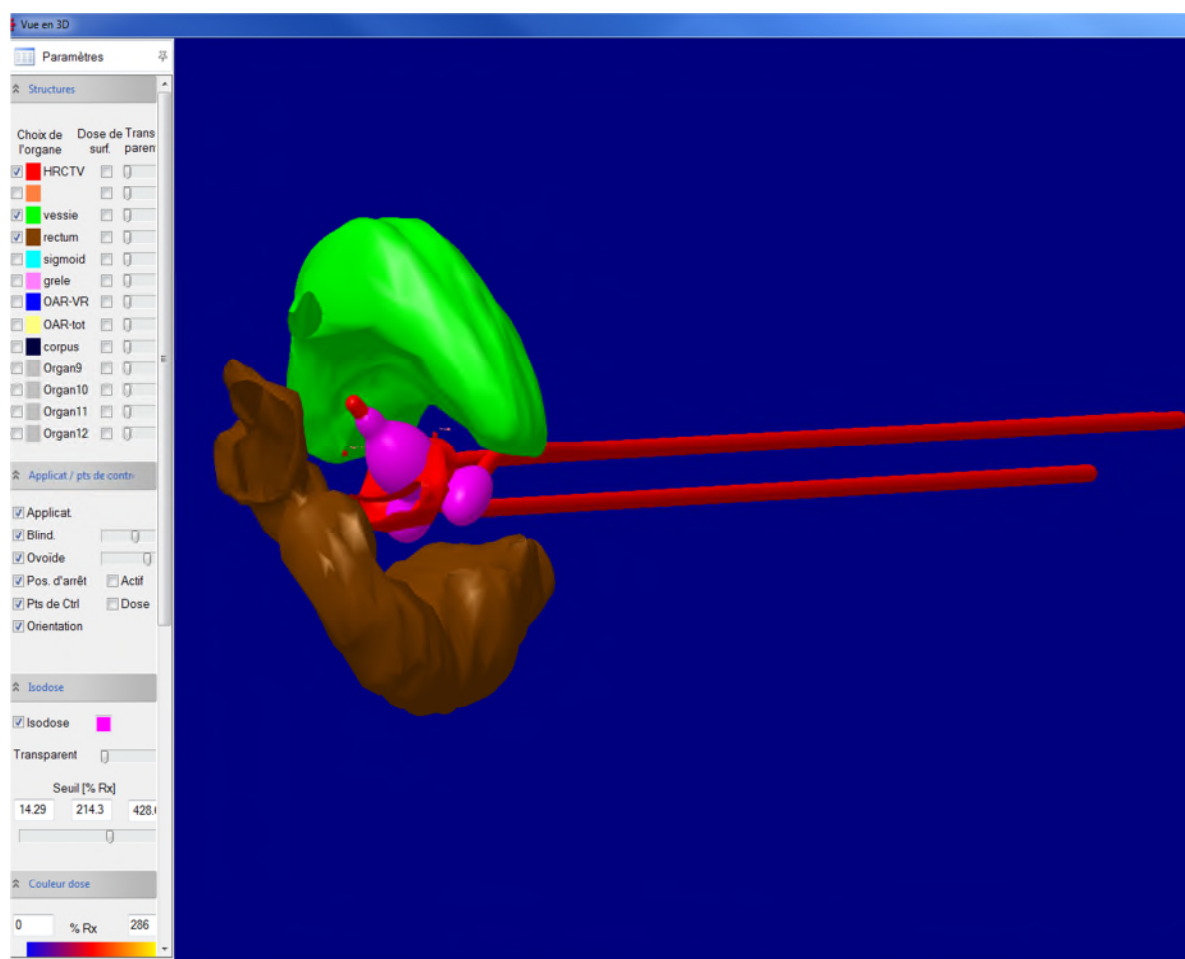


Figure IV.43 : Vue en 3D de la distribution de la dose 7Gy pour la D90 qui égale à 105%, (patiente stade IIB l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

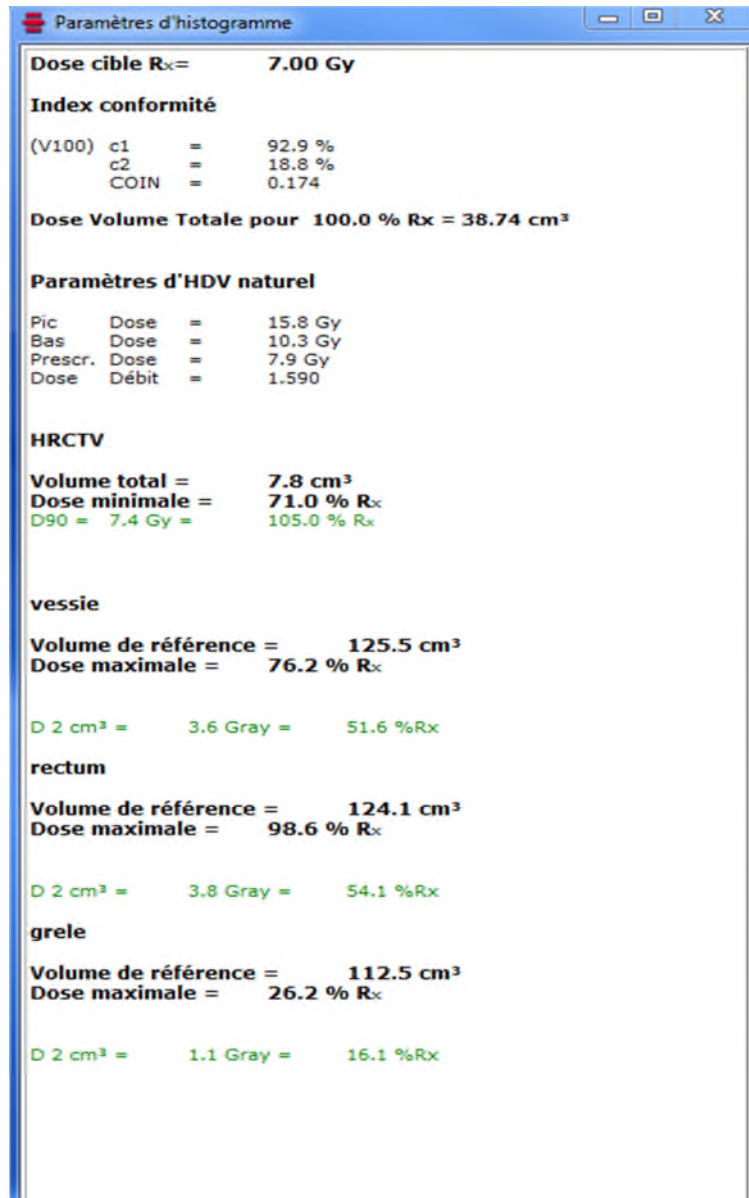


Figure IV.44 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétrique du HRCTV et les organes à risque OAR.

D'après l'histogramme nous avons remarqué que la D90 qui égale à 105% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, les OAR (Vessie, Rectum) reçoit des doses de 3.6 Gy pour la vessie qui correspond à 51.6% et une dose de 3.8 Gy qui correspond à 54.1% de la dose délivrée.

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.28	-0.36	0.48	31.96	
2	0.98	-1.29	0.14	0.46	59.92	
3	1.48	-1.30	0.64	0.44	29.32	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				121.20 s = 00:02:01		
Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-0.01	-0.11	-3.53	0.60	
2	0.98	0.00	-0.09	-3.03	28.77	
4	1.98	0.00	-0.04	-2.03	18.69	
5	2.48	0.00	-0.01	-1.53	153.87	
6	2.98	0.00	0.01	-1.03	89.44	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				291.38 s = 00:04:51		
Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.30	-0.25	0.55	89.94	
2	0.98	1.27	0.24	0.53	9.11	
3	1.48	1.25	0.74	0.50	32.53	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				131.57 s = 00:02:12		
Temps d'arrêt total pour cette étude:				544.15 s = 00:09:04		
Total Air Kerma de référence (TRAK) :				0.2627 cGy·m ²		

Figure IV.45 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

Rx = 7.00 Gy						
Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A						
Dose minimale : 4.63 Gy; Dose moyenne: 4.64 Gy (66.26% Rx); Dose maximale: 4.64 Gy;						
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx
1	A-gauche	2.00	0.00	-2.00	4.64	66.3
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	4.63	66.2

Figure IV.46 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

IV.3.3.1.2. La Dosimétrie de la dose 4Gy de la patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour la D90% qui correspondre à 105% :

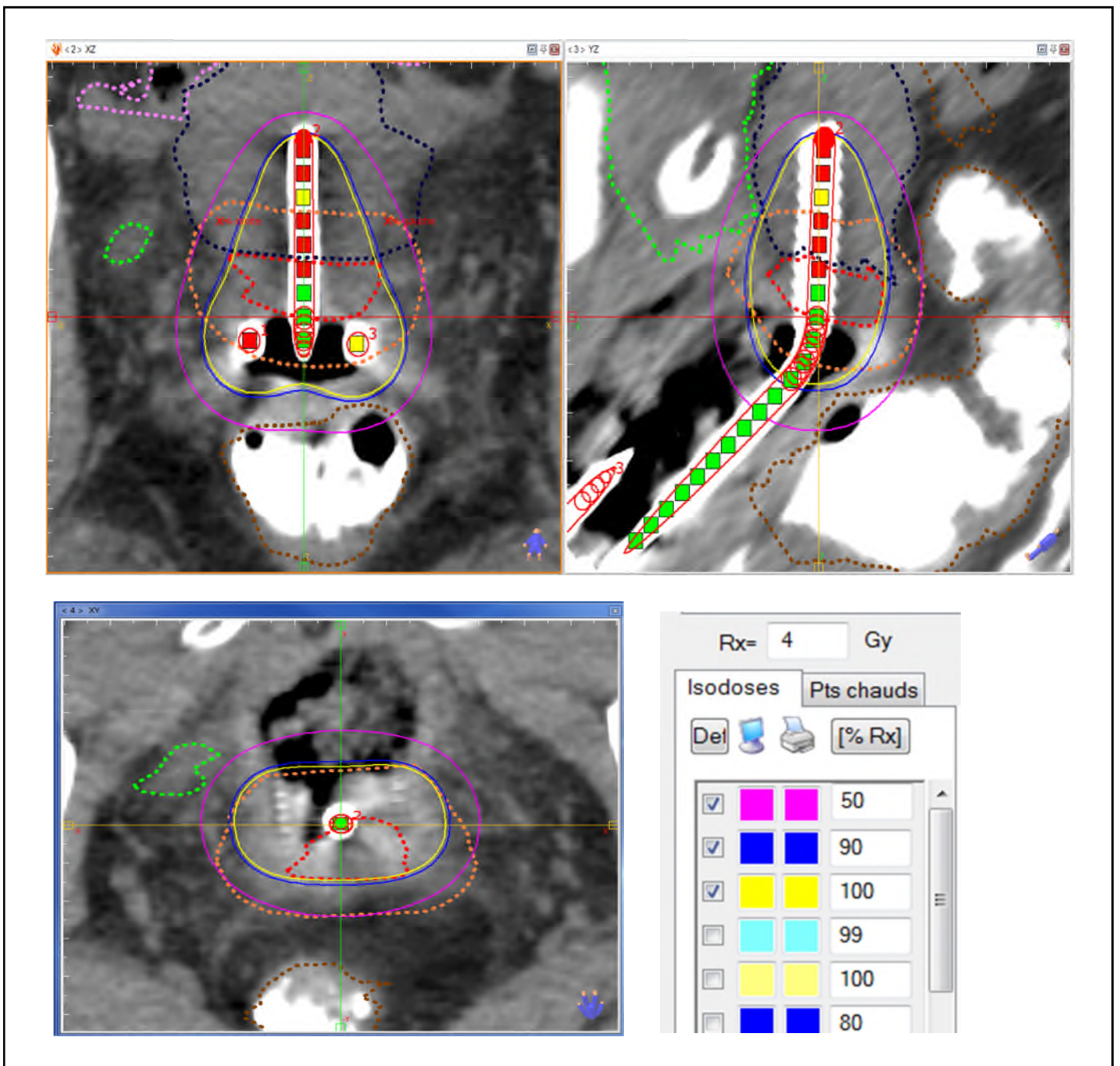


Figure IV.47 : La distribution de la dose 4Gy curietherapie exclusive pour 105%, avec un applicateur Ring (patiente stade IIA l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

D'après la figure (IV.51), On a remarqué une bonne distribution de dose au niveau du HRCTV quand la D90% égale à 105% de la dose 4Gy.

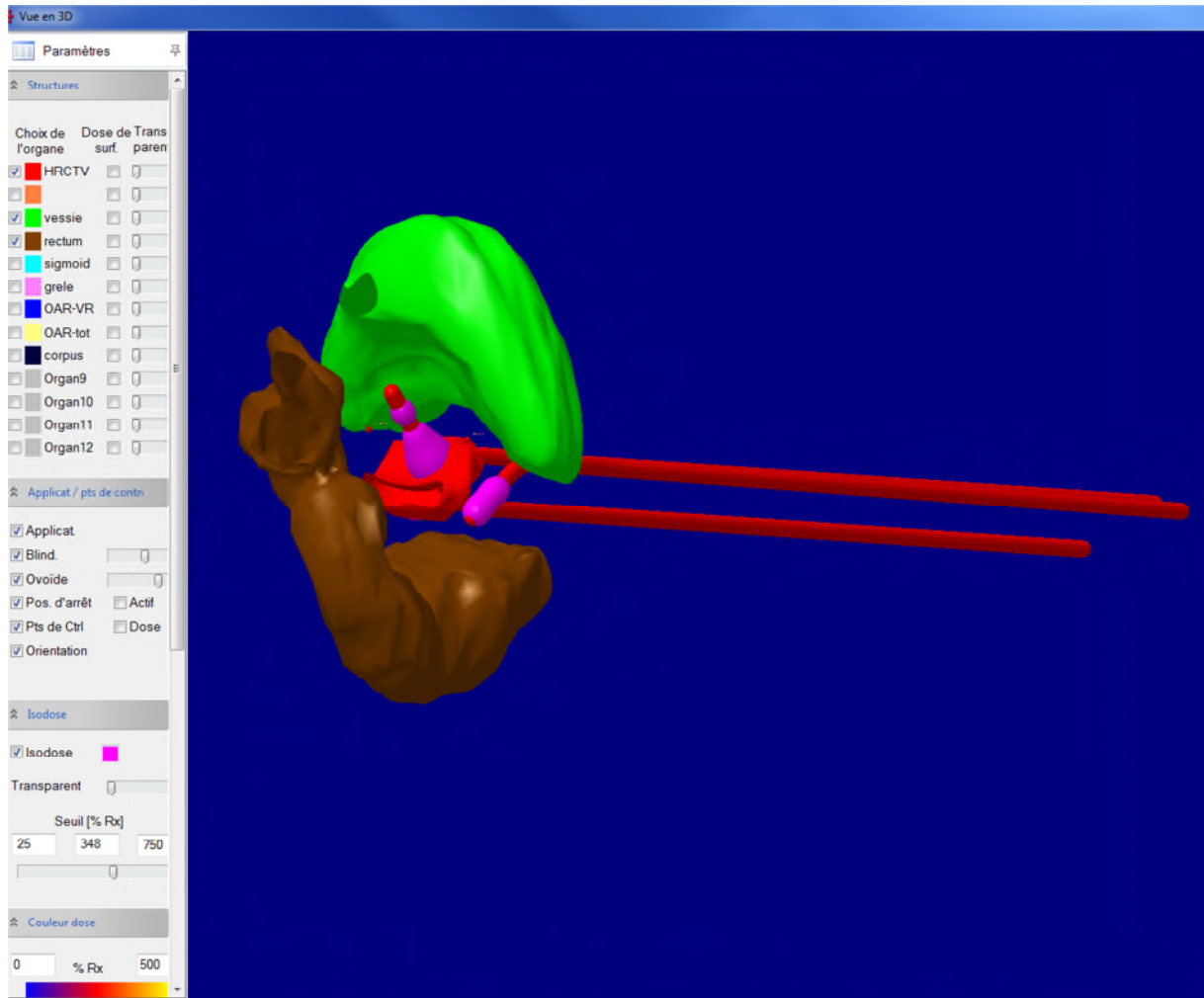


Figure IV.48 : Vue en 3D de la distribution de la dose 4Gy, avec un applicateur Ring (patiente stade IIA l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

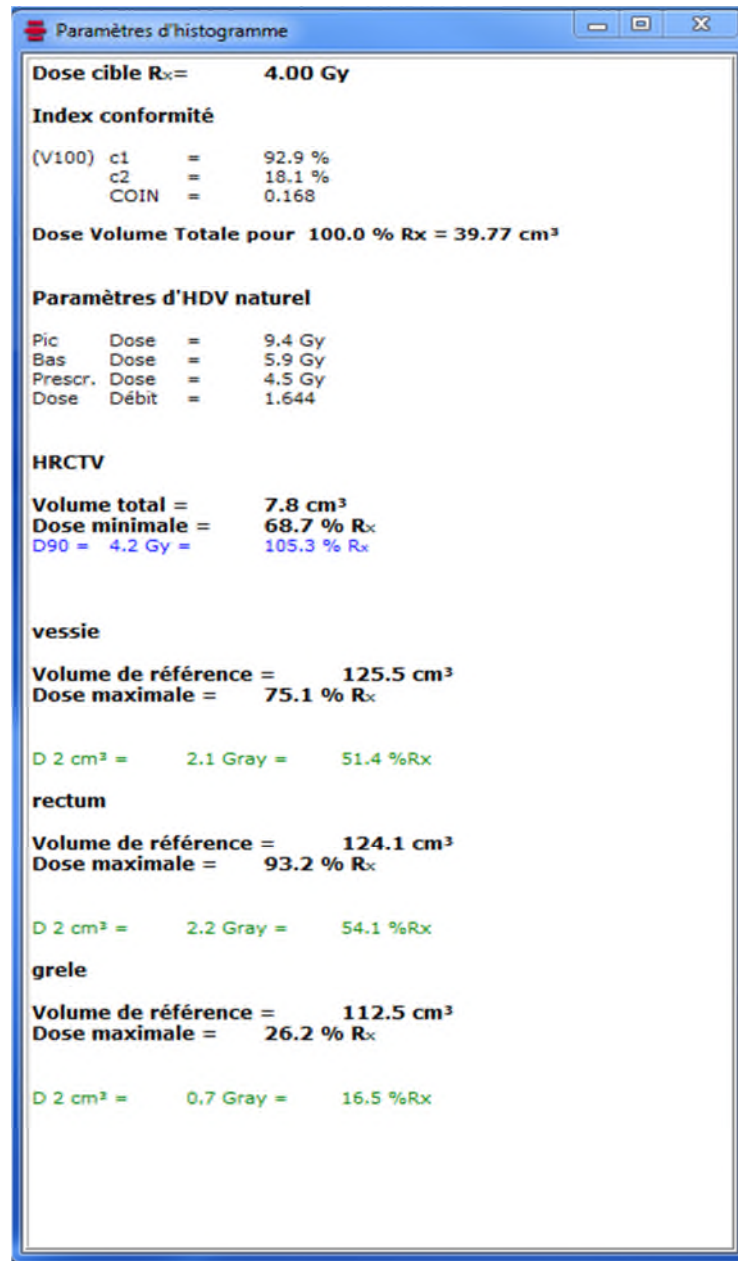


Figure IV.49 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétrique du HRCTV et OAR.

La figure IV.49 représente l'histogramme des paramètres dosimétriques, contient des différentes doses reçues par les OAR et le HRCTV. La vessie et rectum reçoit des doses de 2.2Gy et 2.1Gy qui correspond à 51.4% de vessie et 45.1% rectum.

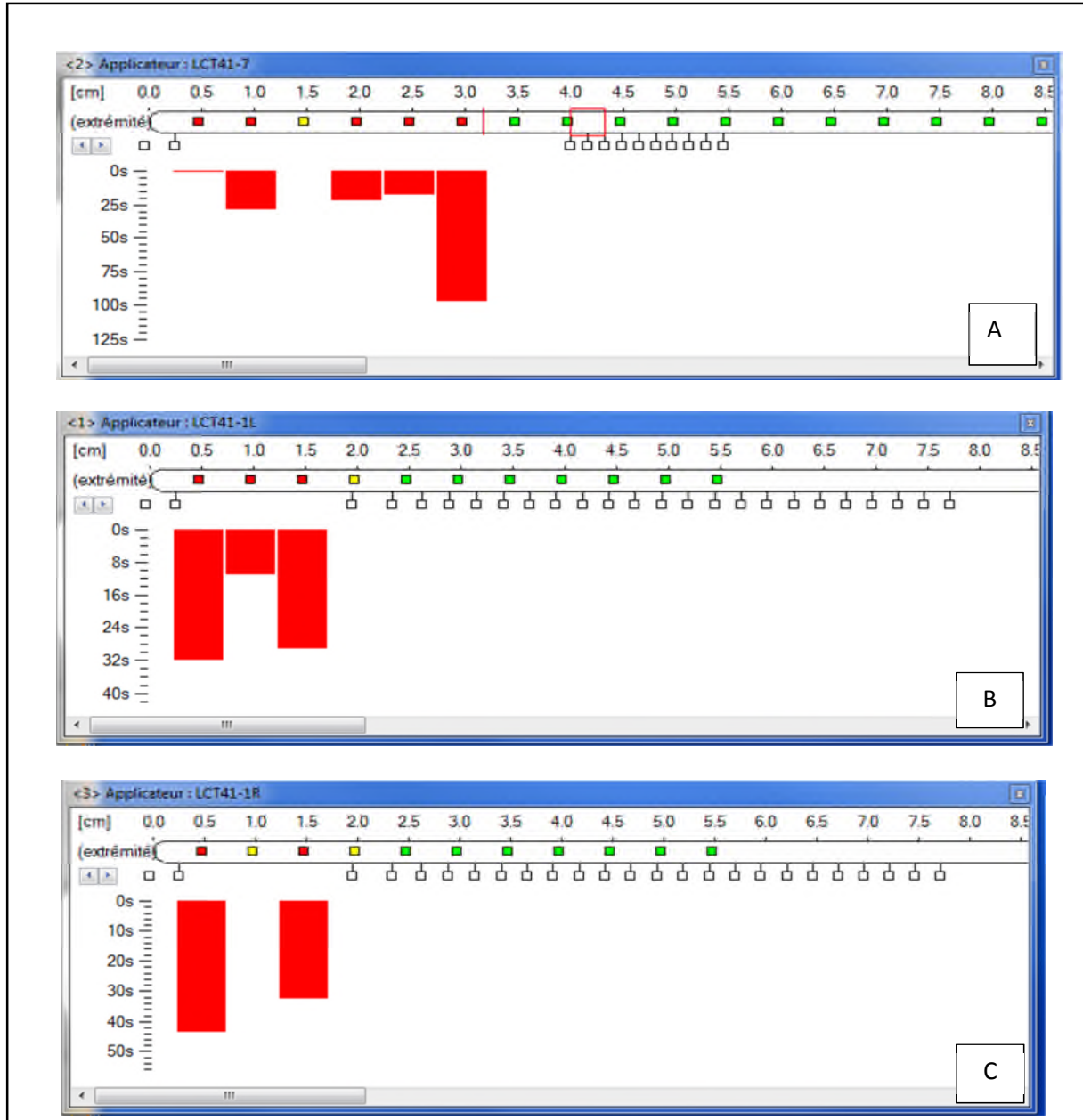


Figure IV.50 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt des trois parties d'applicateur (L U R) Ring.

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.28	-0.38	0.52	31.96	
2	0.98	-1.29	0.12	0.50	11.05	
3	1.48	-1.30	0.62	0.48	29.32	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					72.33 s = 00:01:12	
Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-0.01	-0.13	-3.49	0.60	
2	0.98	0.00	-0.11	-2.99	28.77	
4	1.98	0.00	-0.06	-1.99	22.06	
5	2.48	0.00	-0.03	-1.49	18.04	
6	2.98	0.00	-0.01	-0.99	97.34	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					166.82 s = 00:02:47	
Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.30	-0.28	0.59	43.40	
3	1.48	1.25	0.72	0.55	32.53	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					75.93 s = 00:01:16	
Temps d'arrêt total pour cette étude:					315.07 s = 00:05:15	
Total Air Kerma de référence (TRAK) :					0.1521 cGy·m ²	

Figure IV.51 : A, B, C, Représentent le temps d'arrêt en chaque point dans l'espace lumineux traité en précisent la position.

Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A							Rx = 4.00 Gy
Dose minimale : 2.53 Gy; Dose moyenne: 2.53 Gy (63.32% Rx); Dose maximale: 2.54 Gy;							
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx	
1	A-gauche	2.00	0.00	-2.00	2.53	63.2	
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	2.54	63.4	

Figure IV.52 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité en précisent la position.

IV.3.3.2. La dosimétrie de la curiethérapie exclusive pour la D90 qui correspond à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV :

Suivant le protocole international utilisé pour le traitement en curiethérapie exclusive, On a fait la distribution des deux doses suivantes : 4Gy et 7Gy en se basant sur la D90 qui correspond dans cette étude à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV. (Le rapport de la patiente voir **Annexe 4** et **Annexe 5**).

IV.3.3.2.1. La dosimétrie de la dose 7Gy de la patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour la D90% qui correspond à 120% :

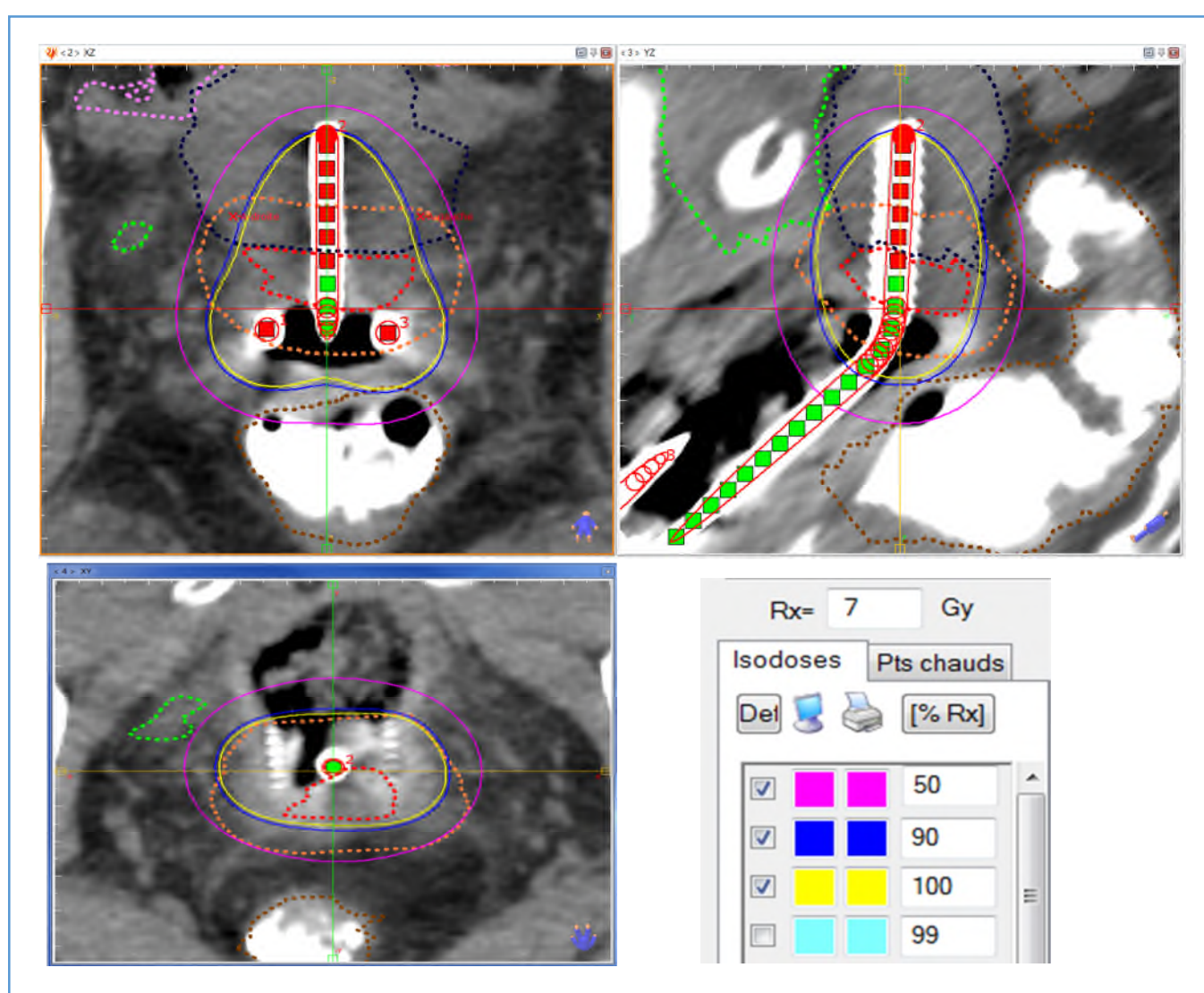


Figure IV.53 : La distribution de la dose 7Gy pour la D90 qui correspond à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, avec un applicateur Ring, (patiente stade IIA, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

A partir de cette figure IV.57 nous avons remarqué que le volume tumoral HRCTV est bien couvert par la D90, ainsi que le 1/3 supérieur du vagin et les paramètres proximaux, 2/3 inférieur de l'utérus.

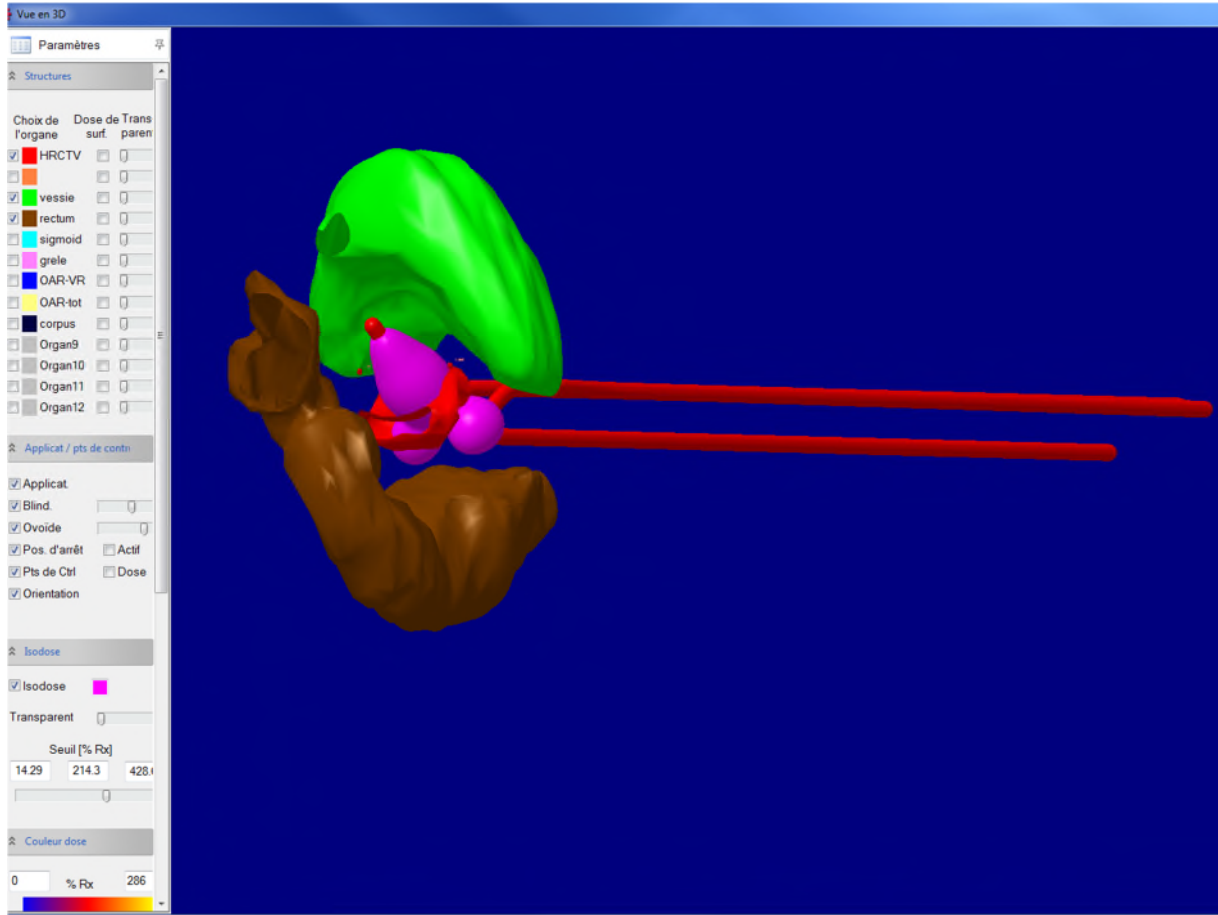


Figure IV.54 : Vue en 3D de la distribution de la dose 7Gy pour la D90 qui correspond à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, (patiente stade IIA, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

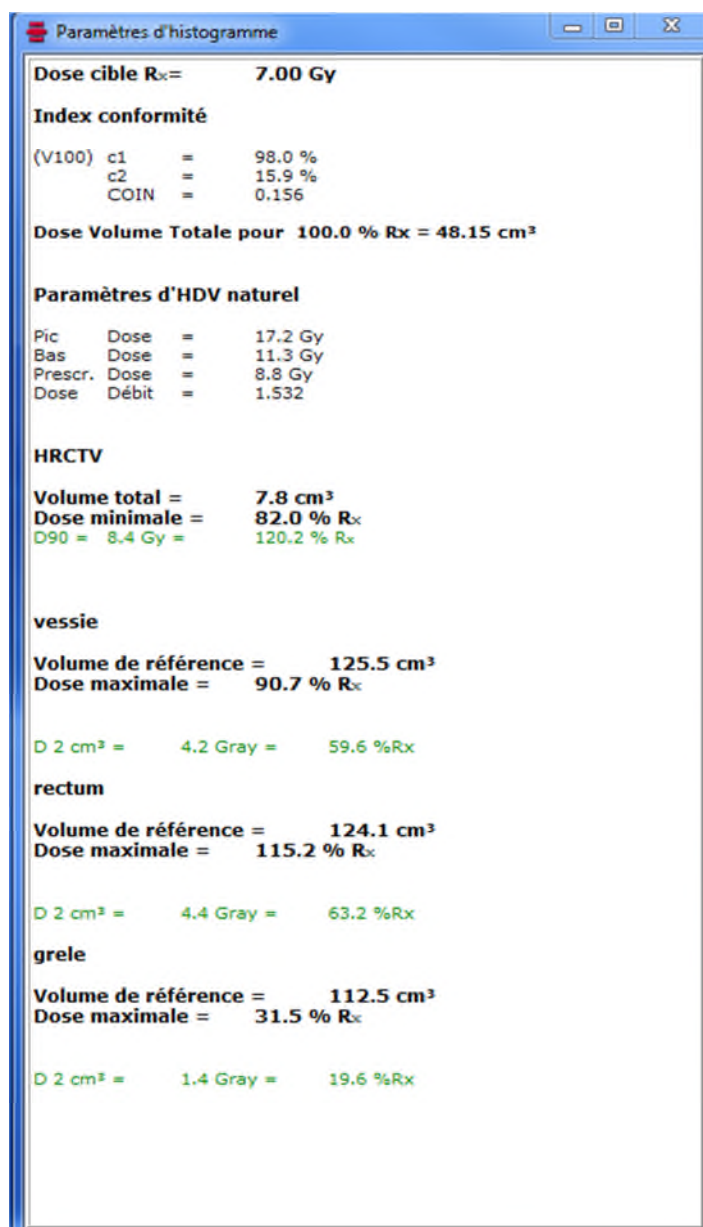


Figure IV.55 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétriques du HRCTV et OA.

On remarque que les organes à risque reçoivent une dose de 4.2Gy qui corresponde au 59.6% de la dose délivrée au niveau de la vessie et 4.4Gy qui corresponde au 63.2% de la dose délivrée au niveau de rectum.



Figure IV.56 : A, B, C, Représentent le temps d'arrêt des trois parties d'applicateur (LUR) Ring.

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.27	-0.33	0.47	24.84	
2	0.98	-1.28	0.17	0.45	116.55	
3	1.48	-1.28	0.67	0.43	1.52	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				142.92 s = 00:02:23		
Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	0.01	-0.08	-3.54	0.60	
2	0.98	0.01	-0.05	-3.04	28.77	
3	1.48	0.01	-0.03	-2.54	45.69	
4	1.98	0.01	0.00	-2.04	5.21	
5	2.48	0.02	0.02	-1.54	182.14	
6	2.98	0.02	0.04	-1.04	81.41	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				343.82 s = 00:05:44		
Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.32	-0.22	0.54	115.20	
3	1.48	1.26	0.78	0.50	32.53	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :				147.73 s = 00:02:28		
Temps d'arrêt total pour cette étude:				634.46 s = 00:10:34		
Total Air Kerma de référence (TRAK) :				0.3063 cGy·m ²		

Figure IV.57 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation dans chaque point dans l'espace lumineux traité en précisent la position.

Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A							Rx = 7.00 Gy
Dose minimale : 5.46 Gy; Dose moyenne: 5.49 Gy (78.42% Rx); Dose maximale: 5.52 Gy;							
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx	
1	A-gauche	2.00	0,00	-2.00	5.52	78.9	
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	5.46	77.9	

Figure IV.58 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité en précisent la position.

IV.3.3.2.2. La dosimétrie de la dose 4 Gy de la patiente de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran pour la D90% qui correspondre à 120%

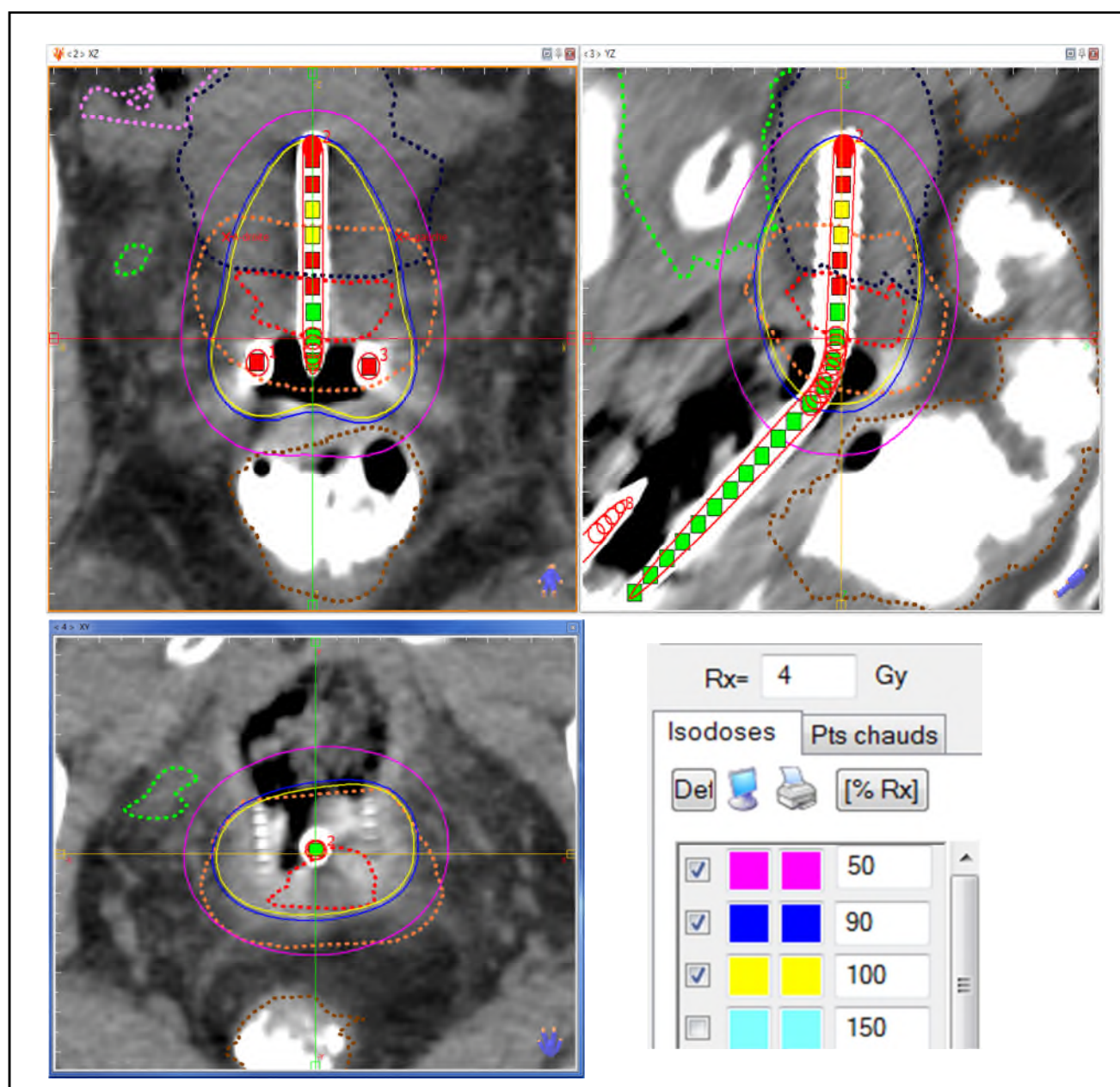


Figure IV.59 : La distribution de la dose 4Gy pour la D90 qui correspondre à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, avec un applicateur ring (patiente stade IIA, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

On remarque que la D90 couvre bien le volume tumoral HRCTV, et aussi le 1/3 supérieur du vagin, le 2/3 inférieur de l'utérus et les paramètres proximaux.

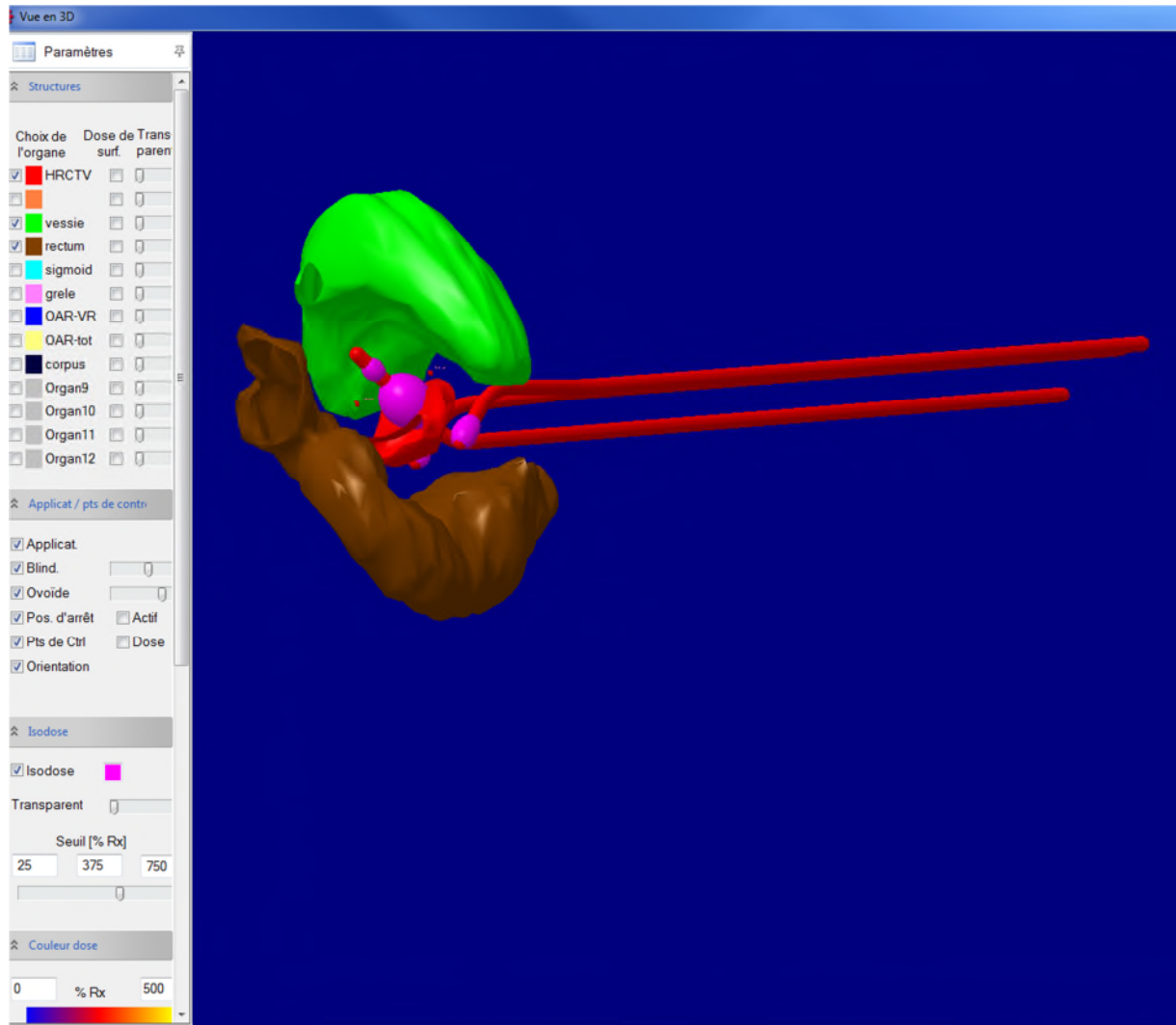


Figure IV.60 : Vue en 3D de la distribution de la dose 4Gy pour la D90 qui correspond à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, avec un applicateur ring (patiente stade IIA, l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

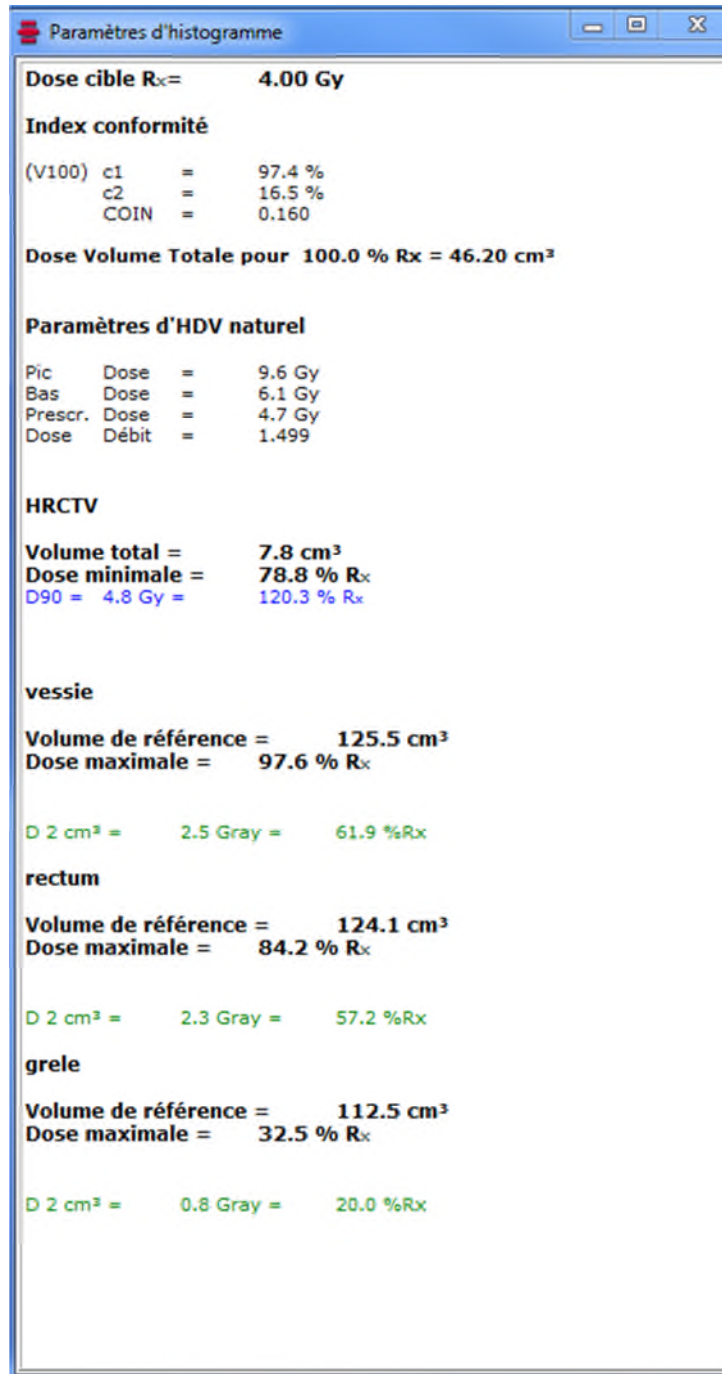


Figure IV.61 : Représente les paramètres d'histogramme dosimétriques du HRCTV et OAR.

D'après l'histogramme on remarque que la vessie et le rectum reçoivent des doses de 2.5Gy et 2.3Gy respectivement qui correspondent à 61.9% et 57.2% pour la D90 qui correspond à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.

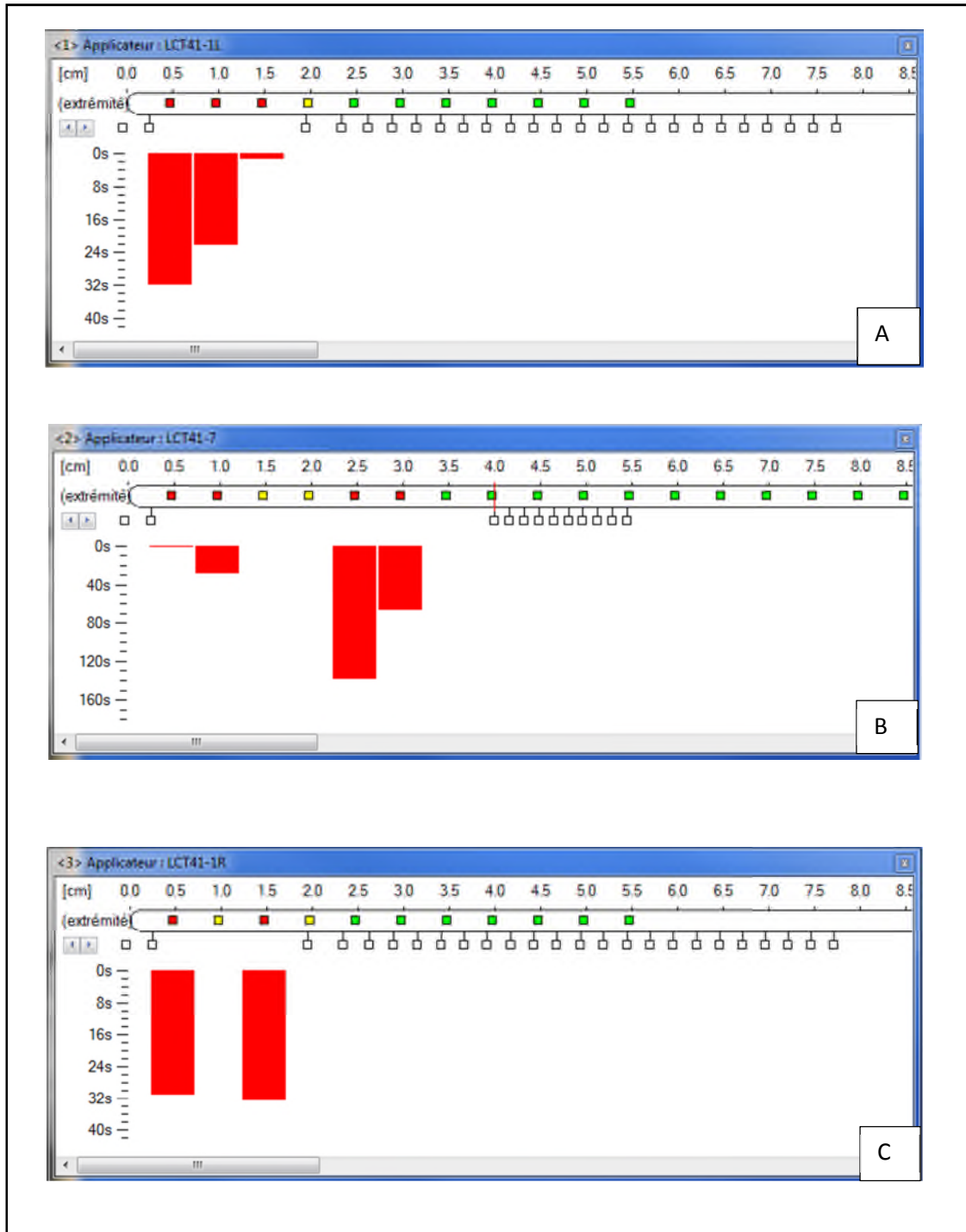


Figure IV.62 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point d'arrêt d'applicateur Ring (L U R).

Applicateur <1>: LCT41-1L						A
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	-1.27	-0.33	0.49	31.96	
2	0.98	-1.28	0.17	0.47	22.27	
3	1.48	-1.28	0.67	0.44	1.52	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					55.75 s = 00:00:56	
Applicateur <2>: LCT41-7						B
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	0.01	-0.08	-3.52	0.60	
2	0.98	0.01	-0.05	-3.02	28.77	
5	2.48	0.02	0.02	-1.53	138.17	
6	2.98	0.02	0.04	-1.03	67.20	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					234.74 s = 00:03:55	
Applicateur <3>: LCT41-1R						C
Index d'arrêt	de l'extrémité [cm]	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Temps d'arrêt [s]	
1	0.48	1.32	-0.22	0.56	31.07	
3	1.48	1.26	0.78	0.51	32.53	
Temps d'arrêt total pour cet applicateur :					63.60 s = 00:01:04	
Temps d'arrêt total pour cette étude:					354.09 s = 00:05:54	
Total Air Kerma de référence (TRAK) :					0.1709 cGy·m ²	

Figure IV.63 : A, B, C, Représentent le temps d'irradiation en chaque point dans l'espace lumineux traité en précise la position.

Nom du groupe de points de contrôle: Manchester A							Rx = 4.00 Gy
Dose minimale : 3.24 Gy; Dose moyenne: 3.28 Gy (82.00% Rx); Dose maximale: 3.32 Gy;							
Idx	Name	X-Pos [cm]	Y-Pos [cm]	Z-Pos [cm]	Dose [Gy]	Dose % Rx	
1	A-gauche	2.00	0.00	-2.00	3.32	83.0	
2	A-droite	-2.00	0.00	-2.00	3.24	81.0	

Figure IV.64 : Représente le point de Manchester A dans l'espace lumineux traité en précisant la position.

IV.3.3.3. Calcul de l'équivalent de dose au niveau des OAR :

En utilisant l'histogramme des deux doses 7Gy et 4Gy, on a fait le calcul de l'équivalent de la dose $\alpha/\beta=3$ pour la D90 qui correspond à 105 % et 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.

On a commencé par le calcul de la D90 qui correspond à 105% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.

- ❖ Calcul de l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ de la vessie pour la D90 qui correspond à 105% de la dose délivrée au niveau du HRCTV :

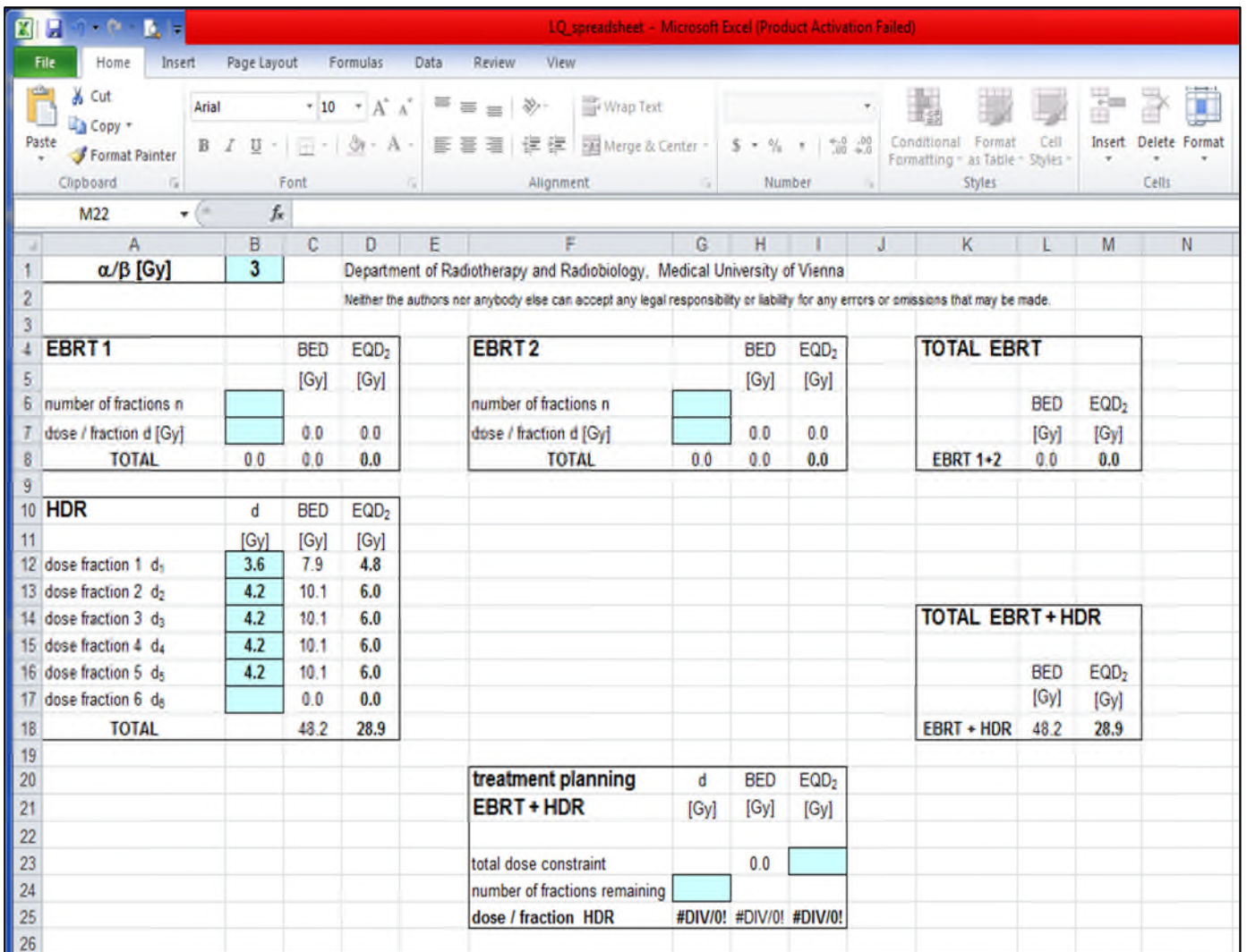


Figure IV.65 : Représente un programme sur logiciel Excel pour le calcul d'équivalent de la dose $\alpha/\beta=3$ au niveau de la vessie (l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

- ❖ Calcul de l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ du rectum pour la D90 qui corresponde à 105% de la dose délivrée au niveau du HRCTV :

Department of Radiotherapy and Radiobiology, Medical University of Vienna
Neither the authors nor anybody else can accept any legal responsibility or liability for any errors or omissions that may be made.

EBRT 1		BED	EQD ₂
		[Gy]	[Gy]
number of fractions n			
dose / fraction d [Gy]		0.0	0.0
TOTAL	0.0	0.0	0.0

EBRT 2		BED	EQD ₂
		[Gy]	[Gy]
number of fractions n			
dose / fraction d [Gy]		0.0	0.0
TOTAL	0.0	0.0	0.0

TOTAL EBRT		
	BED	EQD ₂
	[Gy]	[Gy]
EBRT 1+2	0.0	0.0

HDR	d	BED	EQD ₂
	[Gy]	[Gy]	[Gy]
dose fraction 1 d ₁	3.8	8.6	5.2
dose fraction 2 d ₂	4.4	10.9	6.5
dose fraction 3 d ₃	4.4	10.9	6.5
dose fraction 4 d ₄	4.4	10.9	6.5
dose fraction 5 d ₅	4.4	10.9	6.5
dose fraction 6 d ₆		0.0	0.0
TOTAL		52.0	31.2

TOTAL EBRT + HDR		
	BED	EQD ₂
	[Gy]	[Gy]
EBRT + HDR	52.0	31.2

treatment planning			
EBRT + HDR	d	BED	EQD ₂
	[Gy]	[Gy]	[Gy]
total dose constraint		0.0	
number of fractions remaining			
dose / fraction HDR	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!

Figure IV. 66 : Représente un programme sur logiciel Excel pour le calcul d'équivalent de la dose $\alpha/\beta=3$ du rectum (l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

- ❖ Calcul de l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ de la vessie pour la D90 qui corresponde à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV :

Department of Radiotherapy and Radiobiology, Medical University of Vienna			
Neither the authors nor anybody else can accept any legal responsibility or liability for any errors or omissions that may be made.			
EBRT 1	BED	EQD ₂	
	[Gy]	[Gy]	
number of fractions n			
dose / fraction d [Gy]	0.0	0.0	0.0
TOTAL	0.0	0.0	0.0
EBRT 2	BED	EQD ₂	
	[Gy]	[Gy]	
number of fractions n			
dose / fraction d [Gy]	0.0	0.0	0.0
TOTAL	0.0	0.0	0.0
TOTAL EBRT	BED	EQD ₂	
	[Gy]	[Gy]	
EBRT 1+2	0.0	0.0	0.0
HDR	d	BED	EQD ₂
	[Gy]	[Gy]	[Gy]
dose fraction 1 d ₁	4.2	10.1	6.0
dose fraction 2 d ₂	5	13.3	8.0
dose fraction 3 d ₃	5	13.3	8.0
dose fraction 4 d ₄	5	13.3	8.0
dose fraction 5 d ₅	5	13.3	8.0
dose fraction 6 d ₆		0.0	0.0
TOTAL		63.4	38.0
TOTAL EBRT + HDR	BED	EQD ₂	
	[Gy]	[Gy]	
EBRT + HDR	63.4	38.0	
treatment planning	d	BED	EQD ₂
	[Gy]	[Gy]	[Gy]
EBRT + HDR			
total dose constraint		0.0	
number of fractions remaining			
dose / fraction HDR	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!

Figure IV.67 : Représente un programme sur logiciel Excel pour le calcul d'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ de la vessie (l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

- ❖ Calcul de l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ du rectum pour la D90 qui corresponde à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV :

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N
1	α/β [Gy]	3	Department of Radiotherapy and Radiobiology, Medical University of Vienna											
2	Neither the authors nor anybody else can accept any legal responsibility or liability for any errors or omissions that may be made.													
3														
4	EBRT 1		BED	EQD ₂	EBRT 2		BED	EQD ₂	TOTAL EBRT					
5			[Gy]	[Gy]			[Gy]	[Gy]						
6	number of fractions n				number of fractions n						BED	EQD ₂		
7	dose / fraction d [Gy]		0.0	0.0	dose / fraction d [Gy]		0.0	0.0			[Gy]	[Gy]		
8	TOTAL	0.0	0.0	0.0	TOTAL	0.0	0.0	0.0			EBRT 1+2	0.0	0.0	
9														
10	HDR	d	BED	EQD ₂										
11		[Gy]	[Gy]	[Gy]										
12	dose fraction 1 d ₁	4.4	10.9	6.5										
13	dose fraction 2 d ₂	4.6	11.7	7.0										
14	dose fraction 3 d ₃	4.6	11.7	7.0										
15	dose fraction 4 d ₄	4.6	11.7	7.0										
16	dose fraction 5 d ₅	4.6	11.7	7.0										
17	dose fraction 6 d ₆		0.0	0.0										
18	TOTAL		57.5	34.5										
19														
20	treatment planning		d	BED	EQD ₂									
21	EBRT + HDR		[Gy]	[Gy]	[Gy]									
22														
23	total dose constraint			0.0										
24	number of fractions remaining													
25	dose / fraction HDR		#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!									
26														

Figure IV.68 : Représente un programme sur logiciel Excel pour le calcul d'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ de rectum (l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran).

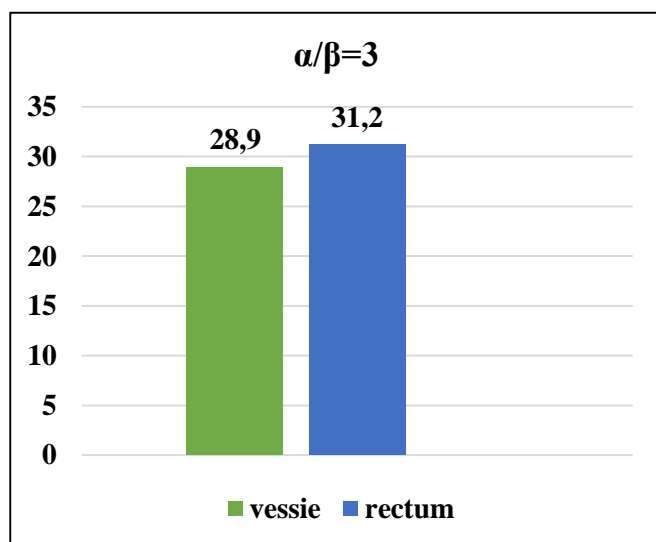
Résumons ces résultats de l'équivalent de la dose pour le 105% et 120% respectivement dans les tableaux suivants :

Les organes à risque	Vessie	Rectum
Equivalente dose pour $\alpha/\beta=3$ (Gy)	28.9	31.2

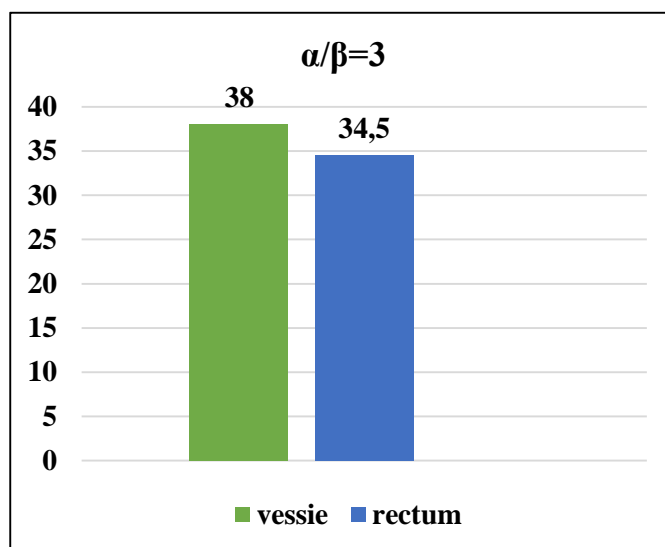
Tableau IV.09 : Représente l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ des OAR pour le 105% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.

Les organes à risque	Vessie	Rectum
Equivalente dose pour $\alpha/\beta=3$ (Gy)	38	34.5

Tableau IV.10 : Représente l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ des OAR pour le 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.



Histogramme A



Histogramme B

Figure IV.69 : A, B, Représentent l'équivalent des deux doses (7Gy et 4Gy) $\alpha/\beta=3$ des OAR pour 105% et 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV.

IV.3.3.4. L'analyse et l'interprétation des résultats :**Histogramme A :**

Cet histogramme représente l'équivalent des deux doses (7Gy et 4Gy) $\alpha/\beta=3$ des OAR (la vessie et le rectum) pour le pourcentage 105 de la dose délivrée au niveau du HRCTV d'après l'histogramme on remarque que l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ au niveau de la vessie est égale à 28.9% et au niveau de rectum égale à 31.2%.

Histogramme B :

Cet histogramme représente l'équivalent des deux doses (7Gy et 4Gy) $\alpha/\beta=3$ des OAR (la vessie et le rectum) pour le pourcentage 120 de la dose délivrée au niveau du HRCTV d'après l'histogramme on remarque que l'équivalent de dose $\alpha/\beta=3$ au niveau de la vessie est égale à 38 % et au niveau de rectum égale à 34.5%.

IV.3.3.5. Conclusion :

On considère généralement la dose reçue par 90 % du volume d'intérêt (D90). Les doses aux organes à risque sont évaluées par la dose minimale reçue dans la zone la plus exposée et on considère généralement la dose aux 2 cm³. Ensuite, on a le processus d'optimisation, qui consiste à obtenir la couverture la plus élevée possible du volume cible anatomoclinique (à haut risque ou à risque intermédiaire), donc une D90 au moins égale à la dose de prescription et une dose aux 2 cm³ des organes à risque la plus faible possible. Il est recommandé d'effectuer cette optimisation manuellement, ce qui permet un contrôle permanent des temps par position et de ne pas s'éloigner de son expérience clinique antérieure. Cette méthode permet en particulier d'éviter des temps par position de la source radioactive très différents les uns des autres.

Nous avons fait une étude sur la D90 lorsqu'elle correspond à 105% et à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV et on a pu conclure que lorsque la D90 correspond au pourcentage 105% est bien mieux qu'elle corresponde au 120% vue qu'elle couvre bien le HRCTV et pour les OAR sont mieux protégés.

Conclusion générale

La curiethérapie à haut débit de dose est un moyen de traitement du cancer du col utérin. Elle nécessite une dosimétrie idéale, tel que la prescription et la traçabilité, acquisition des images Scanner qui montre l'emplacement d'applicateur, la définition du volume cible et des organes critiques, le calcul et la spécification de la dose de référence, de la distribution de dose et les méthodes d'optimisation.

L'utilisation des rayonnements ionisants en radiothérapie de manière générale et en curiethérapie en particulier, a prouvé son efficacité dans les traitements des cancers. La maîtrise de plus en plus affinée des calculs de dose délivrée aux tumeurs est estimée au niveau des organes voisins et la dosimétrie adaptée des traitements, ont considérablement augmenté le succès de ces traitements pour certains cas bien spécifiques en curiethérapie (variation rapide de dose) à cause des propriétés physiques et géométriques des sources radioactives.

Nous avons, au cours de notre travail abordé trois études basées sur des cas cliniques réels du cancer du col utérin traités par curiethérapie de haut débit de dose en étudiant les différents paramètres physiques et dosimétriques, en se basant sur un système de dosimétrie adapté au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader d'Oran dans. L'objectif est d'obtenir une bonne dosimétrie en modifiant quelques paramètres dosimétriques comme l'activation du temps d'irradiation au niveau du HRCT et en même temps la surveillance des organes à risque tout en respectant la dose de tolérance de ces derniers.

Nous avons dans la 1^{ère} étude activé le temps d'irradiation seulement dans la zone du HRCTV et étudié les différents paramètres physiques et dosimétriques (temps, distance, débit de dose) dans le but d'obtenir une bonne dosimétrie tout en surveillant la dose de tolérance des organes à risque.

Habituellement en dosimétrie le physicien médical place le point zéro au niveau d'un point d'intersection des trois sondes (1 utérine et 2 vaginales). Ce point zéro se trouve en pratique au-dessus des ovoïdes et au milieu de la sonde utérine. Donc on a travaillé dans la deuxième étude sur la position de l'emplacement du point zéro vue que c'est le point de départ de distribution de la dose. On a pensé de mettre le point zéro à trois positions différentes par rapport au HRCTV, la 1ère position dans la partie inférieure du HRCTV, la 2ème position au milieu du HRCTV et la 3ème position dans la partie supérieure du HRCTV. Dans les trois positions on a pu avoir une bonne dosimétrie toute en respectant les tolérances de dose des organes à risque. On peut conclure que, quel que soit la position du point zéro par rapport au HRCTV, la dosimétrie est correcte et validée par le physicien et radiothérapeute.

On considère généralement la dose reçue par 90 % du volume d'intérêt (D90). Les doses aux organes à risque sont évaluées par la dose reçue dans la zone la plus exposée et on considère généralement la dose aux 2 cm³. Commence ensuite le processus d'optimisation, qui consiste à obtenir la couverture la plus élevée possible du volume cible anatomoclinique (à haut risque ou à risque intermédiaire), donc une D90 au moins égale à la dose de prescription et une dose aux 2 cm³ des organes à risque la plus faible possible.

Notre troisième étude, il s'agit d'une patiente (XY) âgée de 60ans présentant une néoplasie du col utérin au stade II_B, traitée par radiothérapie externe et chimiothérapie.

Nous avons choisi ce cas pour faire une étude virtuelle de la dosimétrie en curiethérapie exclusive préopératoire, cette étude est basée sur la D90 lorsqu'elle correspondait à 105% et à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV. Par ailleurs, on note qu'en pratique courante la D90 est comprise entre ces deux pourcentages. Si la D90 est inférieure à 105%, la dose reçue par le HRCTV est faible, et si la D90 est supérieure à 120%, la dose est importante au niveau de la tumeur et des organes sains. En étudiant ces deux cas extrêmes, on a pu conclure que la D90 correspondant à 105% est bien mieux que la 120%. Dans les deux cas on a une bonne distribution de la dose au niveau du volume cible, mais on constate une meilleure protection des organes à risque pour la 105%.

Perspectives

Nous espérons que les résultats de notre modeste travail effectué au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader d'Oran peuvent servir dans le futur à des recherches pour l'amélioration de la qualité de traitement par curiethérapie à haut débit de dose des cancers du col utérin.

On souhaite bien que ce travail soit exploité pour l'étude en curiethérapie à haut débit de dose pour d'autres types de cancers (sein, prostate,...etc.)

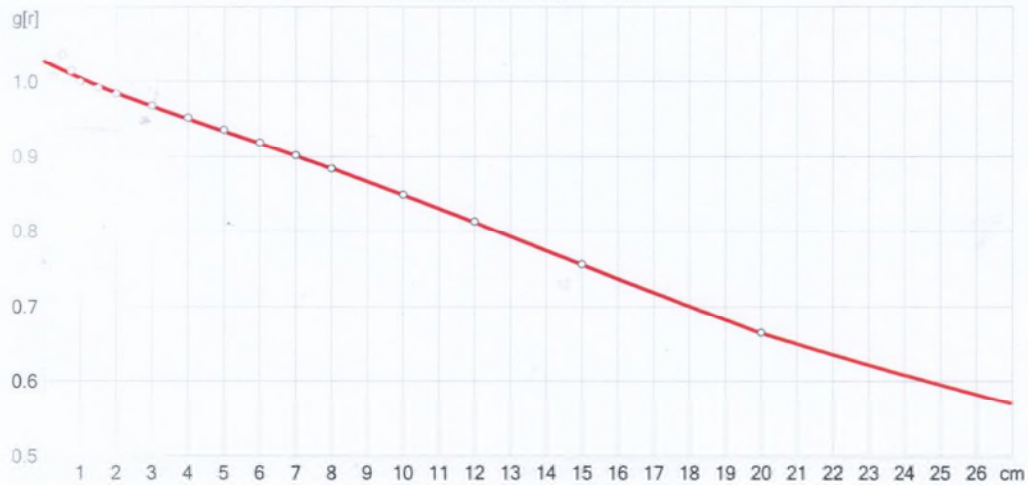
Annexe 1 :

Rapport de notre patiente utilisée dans les 2 premières études.

<u>Rapport de patient</u>			
Étude créée:	May/26/2016, 11:39 AM	Identifiant unique:	B4B2
Étude enregistrée:	Aug/9/2016, 12:39 PM	Fichier à transférer:	
Rapport imprimé:	Aug/11/2016, 3:06 PM par physiqueHDR		
<hr/>			
Nom:		Prénom	
Date de naissance:			
Numéro d'enregistrement:	0028/2016	N° de sécurité sociale	
Adresse			
Rue, n°			
Code postal		Ville	
État		Pays	
Caisse d'assurance maladie		N° de sécurité sociale	
<hr/>			
Radiation Physicist:	saim asma		
Physician:	TAIFOUR		
Institution:	CAC ORAN, RADIOTHERAPIE		
Adresse			
Rue, n°:	EHS AEK ORAN EL-HASSI		
Code postal:	3100	Ville:	Oran
État:	Algerie	Pays:	Algerie
<hr/>			
Historique du patient			
<hr/>			
Traitement antitumoral précédent			
<hr/>			
Organe traité:	Utero Vaginal HDR Oran		
HRCTV Volume cible prévu:	5.58 cm ³		

Rapport de source radioactive

Fonction de dose radiale



Modifié par:	New Activity	Modifié le:	May/22/2014, 9:34 AM UTC+...
État de la source:	New Activity	Fabricant:	EZAG BEBIG
Isotope:	Co-60	Modèle:	Co0.A86
Numéro de série:	BB-AC 449	Longueur d'activité:	0.350 cm
Demi-vie:	1925.2 jours	Constante de débit de dose:	1.087 cGy / h / U
Facteur de décroissance:	0.74141	Facteur de conversion:	306 U / GBq
Approximation:	Source ligne	Nom du fichier:	Bebig_Co-60_Co03-hattali.A8...
Activité de calibration:	79.18 GBq = 24229.1 U	Date d'étalonnage:	Nov/20/2013, 2:00 PM UTC+2...
Activité de planification:	58.71 GBq = 17963.7 U	Date de planification:	Feb/29/2016, 2:21 PM UTC+...
Nombre de fractions:	1	Pause entre fractions:	1.00 jour
Plan pour une fraction seulement !		Numéro de fraction:	1
Fichiers d'applicateur et de blindage			
Version d'applicateur:	3.70F-H3	Créé le:	Apr/29/2013, 5:25 PM
Version de blindage:	3.70F-H3	Créé le:	Apr/29/2013, 5:27 PM
Dose cible $R_x = 6.50$ Gy			

Étude créée par:

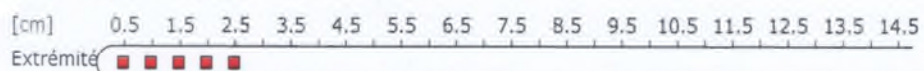
.....
(* physiqueHDR)

Étude approuvée par:

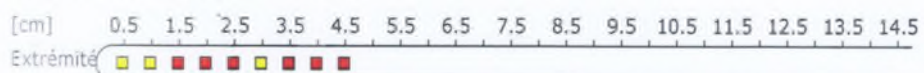
.....
()

Applicateurs

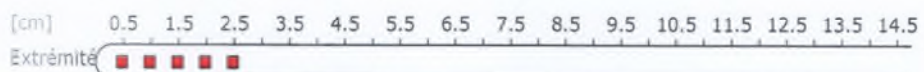
<1> LCT41-1L (Type: LCT41-1L)



<2> LCT41-7 (Type: LCT41-7)



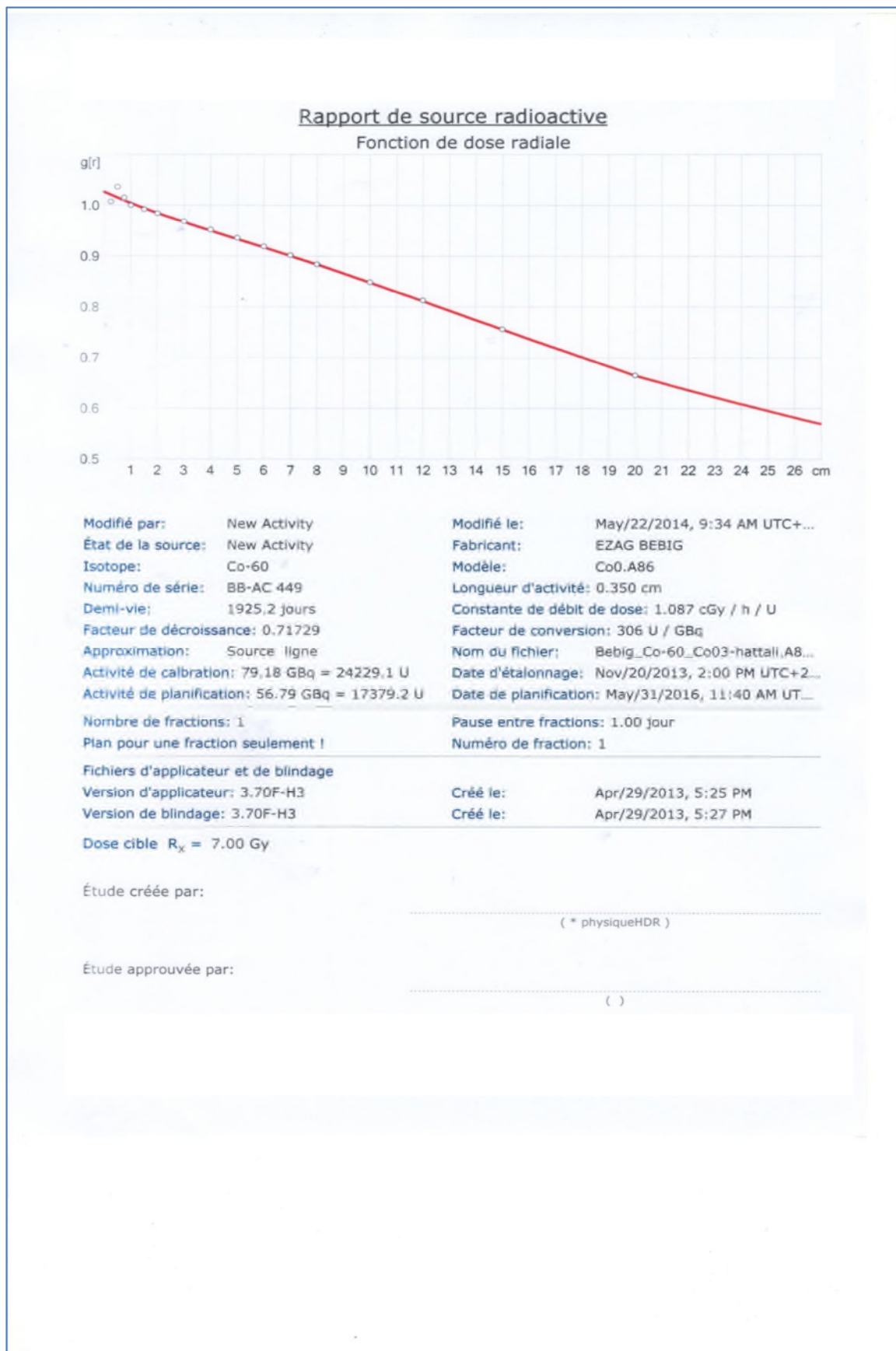
<3> LCT41-1R (Type: LCT41-1R)



Annexe 2 :


Rapport d'une patiente utilisé dans la 3eme étude de curiethérapie exclusive pour une dose de 7 Gy à D90 égale à 105%

Rapport de patient			
Étude créée:	Aug/10/2016, 1:19 PM	Identifiant unique:	CC72
Étude enregistrée:	Aug/10/2016, 2:21 PM	Fichier à transférer:	
Rapport imprimé:	Aug/11/2016, 2:57 PM par physiqueHDR		
Nom:		Prénom:	
Date de naissance:			
Numéro d'enregistrement: 194/2016		N° de sécurité sociale	
Adresse			
Rue, n°		Ville	
Code postal		Pays	
État		N° de sécurité sociale	
Caisse d'assurance maladie			
<hr/>			
Radiation Physicist:	saim		
Physician:	KHALDI		
Institution:	CAC ORAN, RADIOTHERAPIE		
Adresse			
Rue, n°:	EHS AEK ORAN EL-HASSI		
Code postal:	3100	Ville:	Oran
État:	Algerie	Pays:	Algerie
<hr/>			
Historique du patient			
<hr/>			
Traitement antitumoral précédent			
<hr/>			
Organe traité:	Utero Vaginal HDR Oran		
HRCTV Volume cible prévu:	7.79 cm ³		




Applicateurs


<1> LCT41-1L (Type: LCT41-1L)

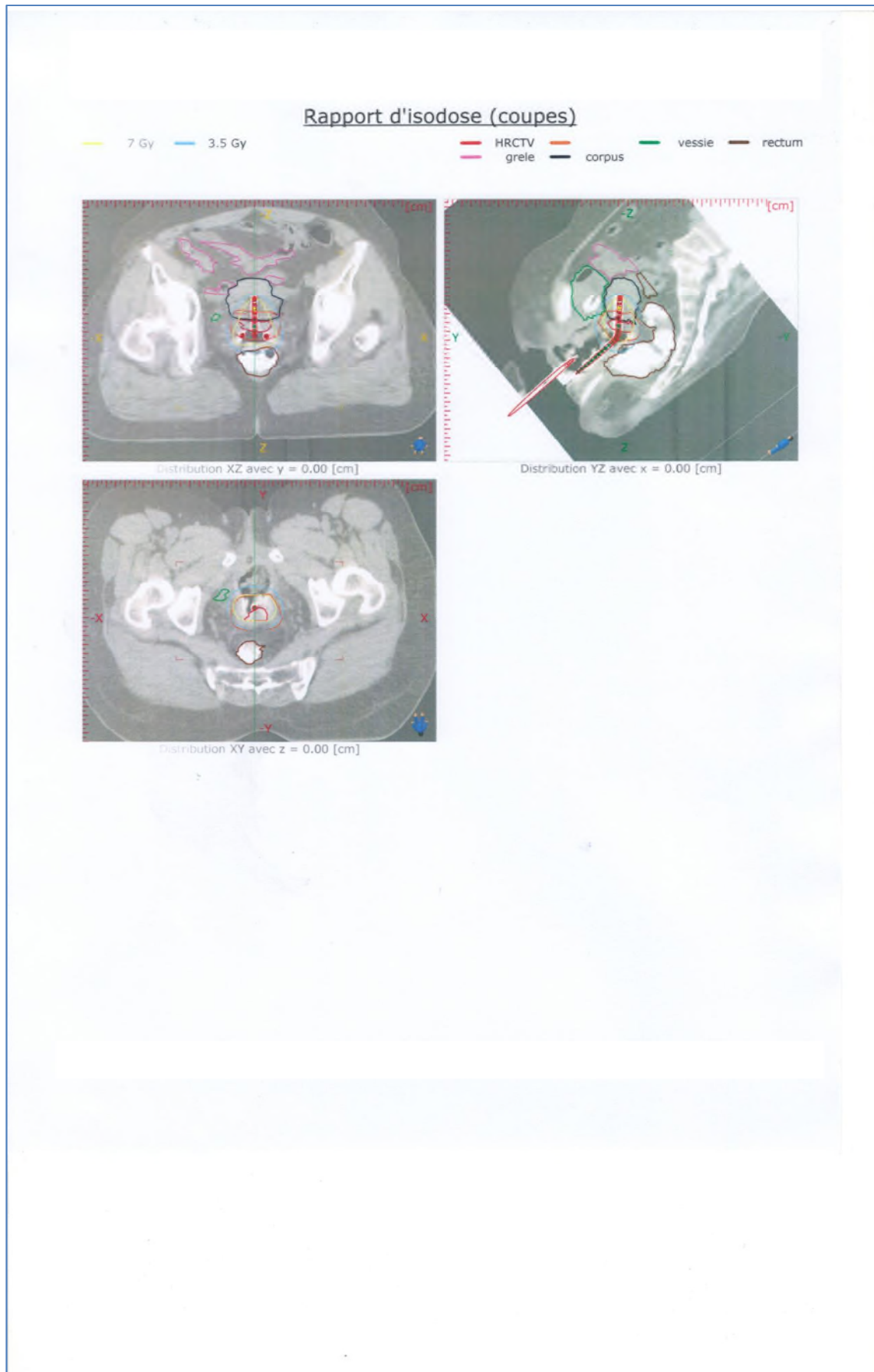
[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 

<2> LCT41-7 (Type: LCT41-7)

[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 

<3> LCT41-1R (Type: LCT41-1R)

[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 



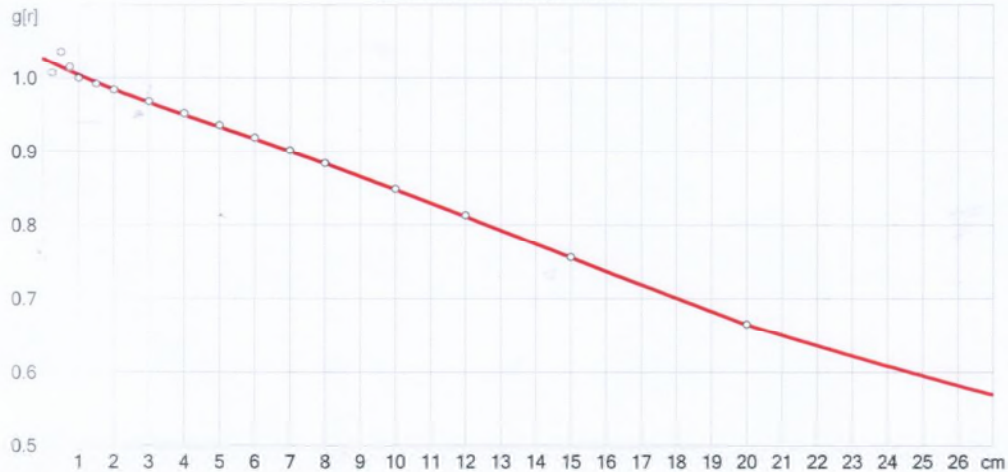
Annexe 3 :

Rapport d'une patiente utilisé dans la 3eme étude de curiethérapie exclusive pour une dose de 4 Gy à D90 égale à 105%

<u>Rapport de patient</u>			
Étude créée:	Aug/10/2016, 12:46 PM	Identifiant unique:	C38F
Étude enregistrée:	Aug/10/2016, 2:23 PM	Fichier à transférer:	
Rapport imprimé:	Aug/11/2016, 2:55 PM par physiqueHDR		
<hr/>			
Nom:		Prénom:	
Date de naissance:		N° de sécurité sociale	
Numéro d'enregistrement:	194/2016		
Adresse			
Rue, n°		Ville	
Code postal		Pays	
État		N° de sécurité sociale	
Caisse d'assurance maladie			
<hr/>			
Radiation Physicist:	saim		
Physician:	KHALDI		
Institution:	CAC ORAN, RADIOTHERAPIE		
Adresse			
Rue, n°:	EHS AEK ORAN EL-HASSI	Ville:	Oran
Code postal:	3100	Pays:	Algerie
État:	Algerie		
<hr/>			
Historique du patient			
<hr/>			
Traitement antitumoral précédent			
<hr/>			
Organe traité:	Utero Vaginal HDR Oran		
HRCTV Volume cible prévu:	7.79 cm ³		

Rapport de source radioactive

Fonction de dose radiale



Modifié par:	New Activity	Modifié le:	May/22/2014, 9:34 AM UTC+...
État de la source:	New Activity	Fabricant:	EZAG BEBIG
Isotope:	Co-60	Modèle:	Co0.A86
Numéro de série:	BB-AC 449	Longueur d'activité:	0.350 cm
Demi-vie:	1925.2 jours	Constante de débit de dose:	1.087 cGy / h / U
Facteur de décroissance:	0.71729	Facteur de conversion:	306 U / GBq
Approximation:	Source ligne	Nom du fichier:	Bebig_Co-60_Co03-hattall.A8...
Activité de calibration:	79.18 GBq = 24229.1 U	Date d'étalonnage:	Nov/20/2013, 2:00 PM UTC+2...
Activité de planification:	56.79 GBq = 17379.2 U	Date de planification:	May/31/2016, 11:40 AM UT...

Nombre de fractions:	1	Pause entre fractions:	1.00 jour
Plan pour une fraction seulement		Numéro de fraction:	1

Fichiers d'applicateur et de blindage

Version d'applicateur:	3.70F-H3	Créé le:	Apr/29/2013, 5:25 PM
Version de blindage:	3.70F-H3	Créé le:	Apr/29/2013, 5:27 PM

Dose cible $R_x = 4.00$ Gy

Étude créée par:


(* physiqueHDR)

Étude approuvée par:

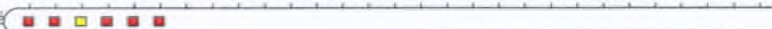
()

Applicateurs


<1> LCT41-1L (Type: LCT41-1L)

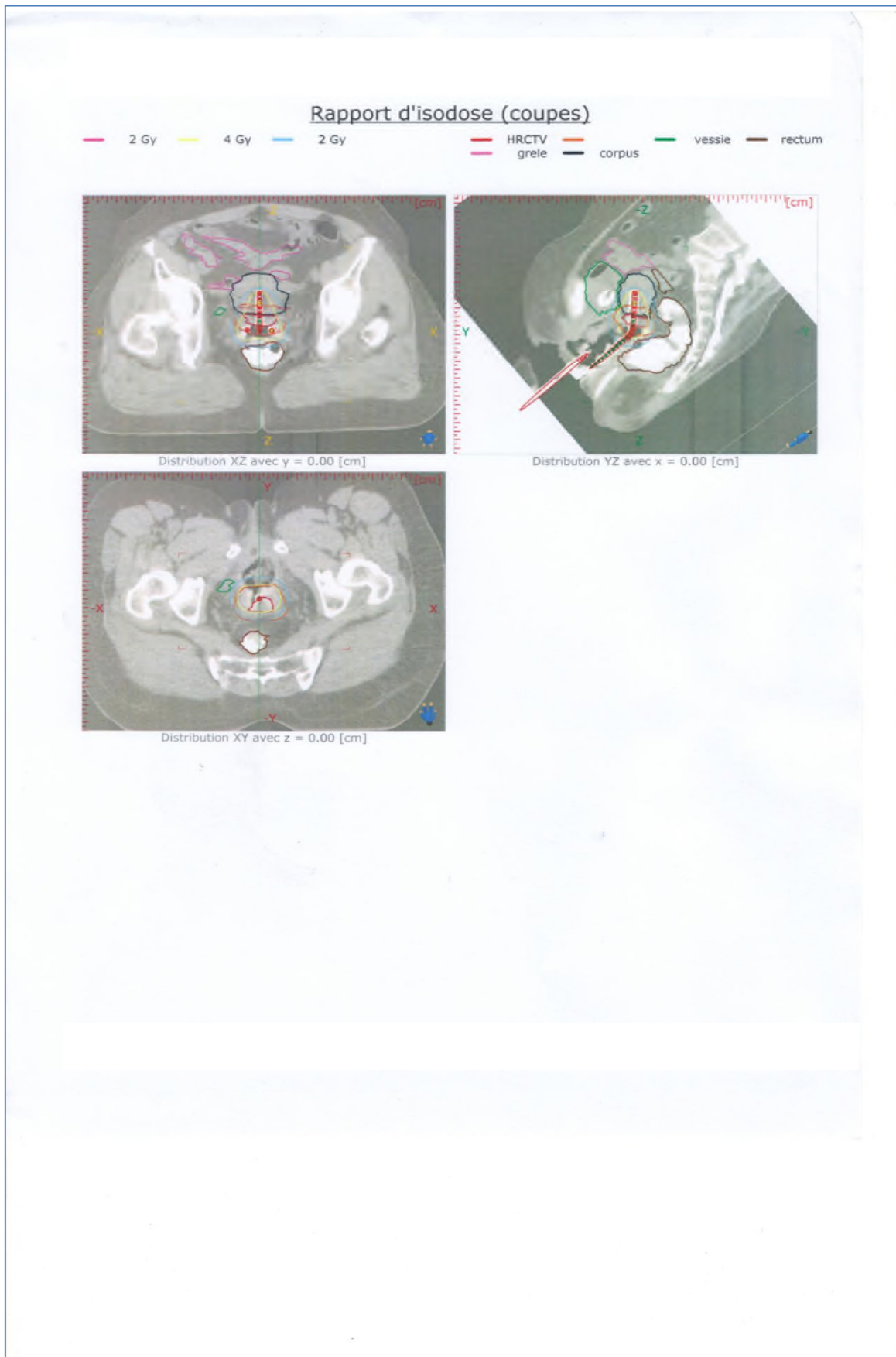
[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 

<2> LCT41-7 (Type: LCT41-7)

[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 

<3> LCT41-1R (Type: LCT41-1R)

[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 



Distribution XZ avec $y = 0.00$ [cm]

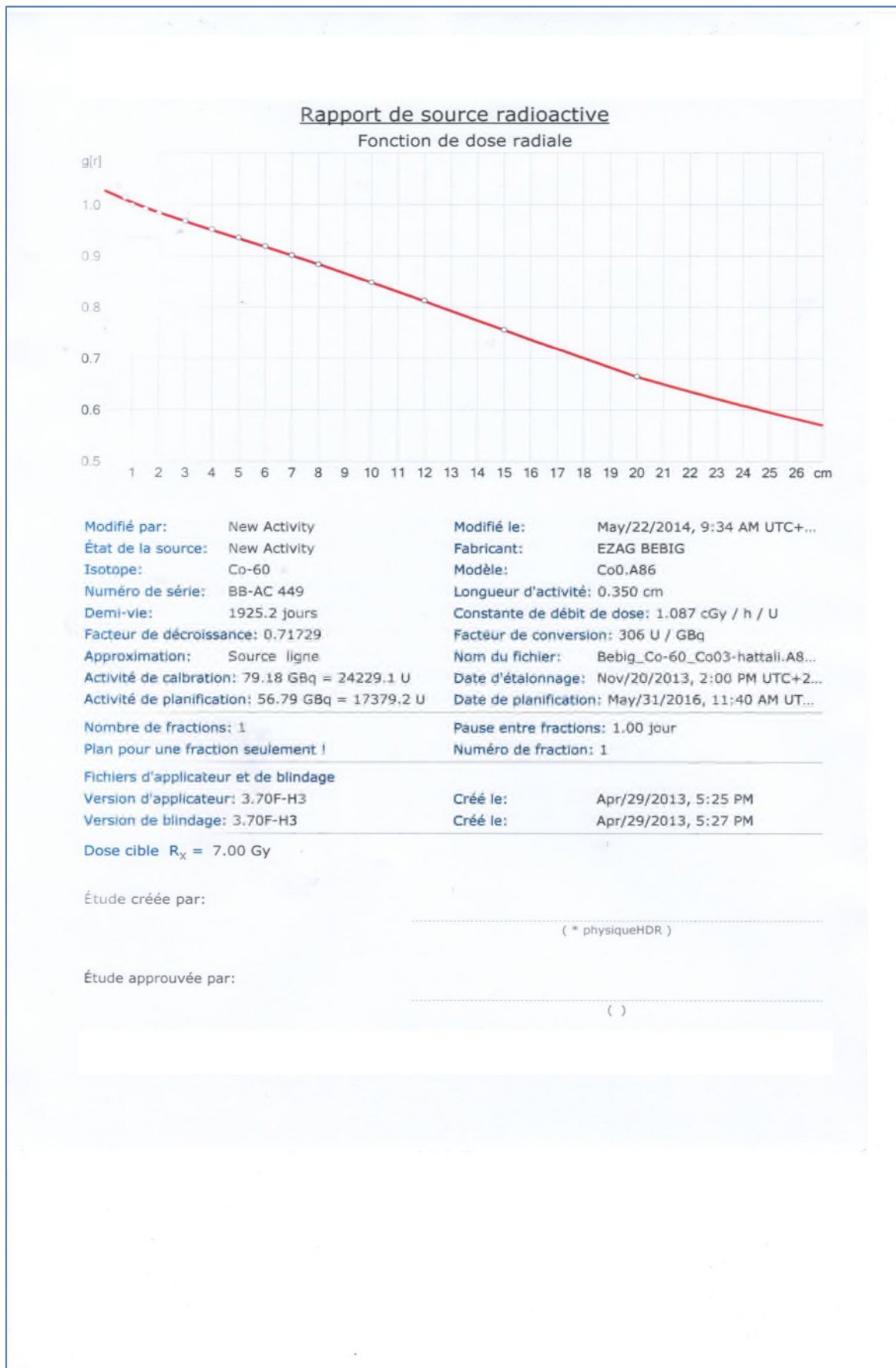
Distribution YZ avec $x = 0.00$ [cm]

Distribution XY avec $z = 0.00$ [cm]

Annexe 4 :

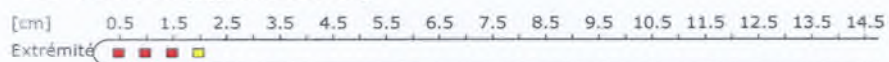
Rapport d'une patiente utilisé dans la 3eme étude de curiethérapie exclusive pour une dose de 7 Gy à D90 égale à 120%.

Rapport de patient			
Étude créée:	Aug/10/2016, 1:28 PM	Identifiant unique:	AA17
Étude enregistrée:	Aug/10/2016, 2:33 PM	Fichier à transférer:	
Rapport imprimé:	Aug/11/2016, 3:01 PM par physiqueHDR		
<hr/>			
Nom:		Prénom:	
Date de naissance:		N° de sécurité sociale	
Numéro d'enregistrement:	194/2016		
Adresse			
Rue, n°		Ville	
Code postal		Pays	
État		N° de sécurité sociale	
Caisse d'assurance maladie			
<hr/>			
Radiation Physicist:	saïm		
Physician:	KHALDI		
Institution:	CAC ORAN, RADIOTHERAPIE		
Adresse			
Rue, n°:	EHS AEK ORAN EL-HASSI	Ville:	Oran
Code postal:	3100	Pays:	Algerie
État:	Algerie		
<hr/>			
Historique du patient			
<hr/>			
Traitement antitumoral précédent			
<hr/>			
Organe traité:	Utero Vaginal HDR Oran		
HRCTV Volume cible prévu:	7.79 cm ³		



Appicateurs

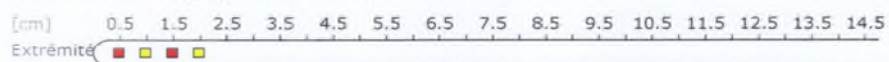
<1> LCT41-1L (Type: LCT41-1L)



<2> LCT41-7 (Type: LCT41-7)

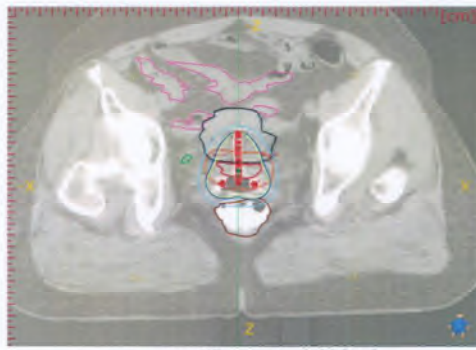


<3> LCT41-1R (Type: LCT41-1R)

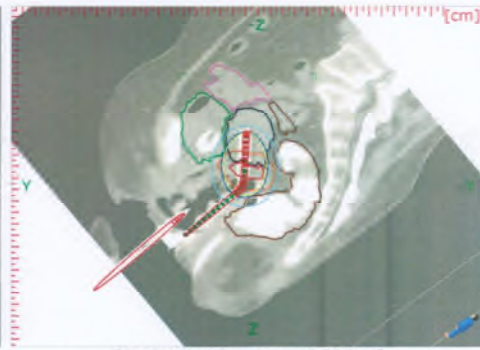


Rapport d'isodose (coupes)

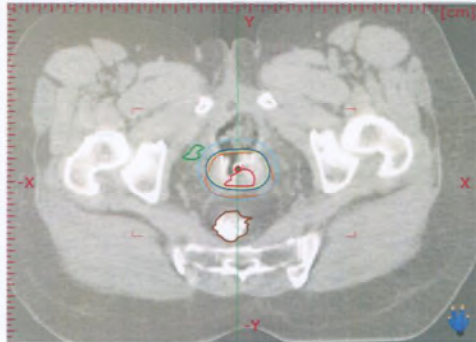
— 3.5 Gy
 — 6.3 Gy
 — 7 Gy
 — 3.5 Gy
 — HRCTV
 — grele
 — vessie
 — rectum
— grele
 — corpus



Distribution XZ avec y = 0.00 [cm]



Distribution YZ avec x = 0.00 [cm]



Distribution XY avec z = 0.00 [cm]


Annexe 5 :

Rapport d'une patiente utilisé dans la 3eme étude de curiethérapie exclusive pour une dose de 4 Gy à D90 égale à 105%


<u>Rapport de patient</u>			
Étude créée:	Aug/10/2016, 1:24 PM	Identifiant unique:	8701
Étude enregistrée:	Aug/10/2016, 2:25 PM	Fichier à transférer:	
Rapport imprimé:	Aug/11/2016, 3:00 PM par physiqueHDR		
Nom:		Prénom:	
Date de naissance:		N° de sécurité sociale	
Numéro d'enregistrement: 194/2016			
Adresse			
Rue, n°		Ville	
Code postal		Pays	
État		N° de sécurité sociale	
Caisse d'assurance maladie			
Radiation Physicist:	saim		
Physician:	KHALDI		
Institution:	CAC ORAN, RADIOTHERAPIE		
Adresse			
Rue, n°:	EHS AEK ORAN EL-HASSI		
Code postal:	3100	Ville:	Oran
État:	Algerie	Pays:	Algerie
Historique du patient			
Traitement antitumoral précédent			
Organe traité:	Utero Vaginal HDR Oran		
HRCTV Volume cible prévu:	7.79 cm ³		

Appicateurs


<1> LCT41-1L (Type: LCT41-1L)

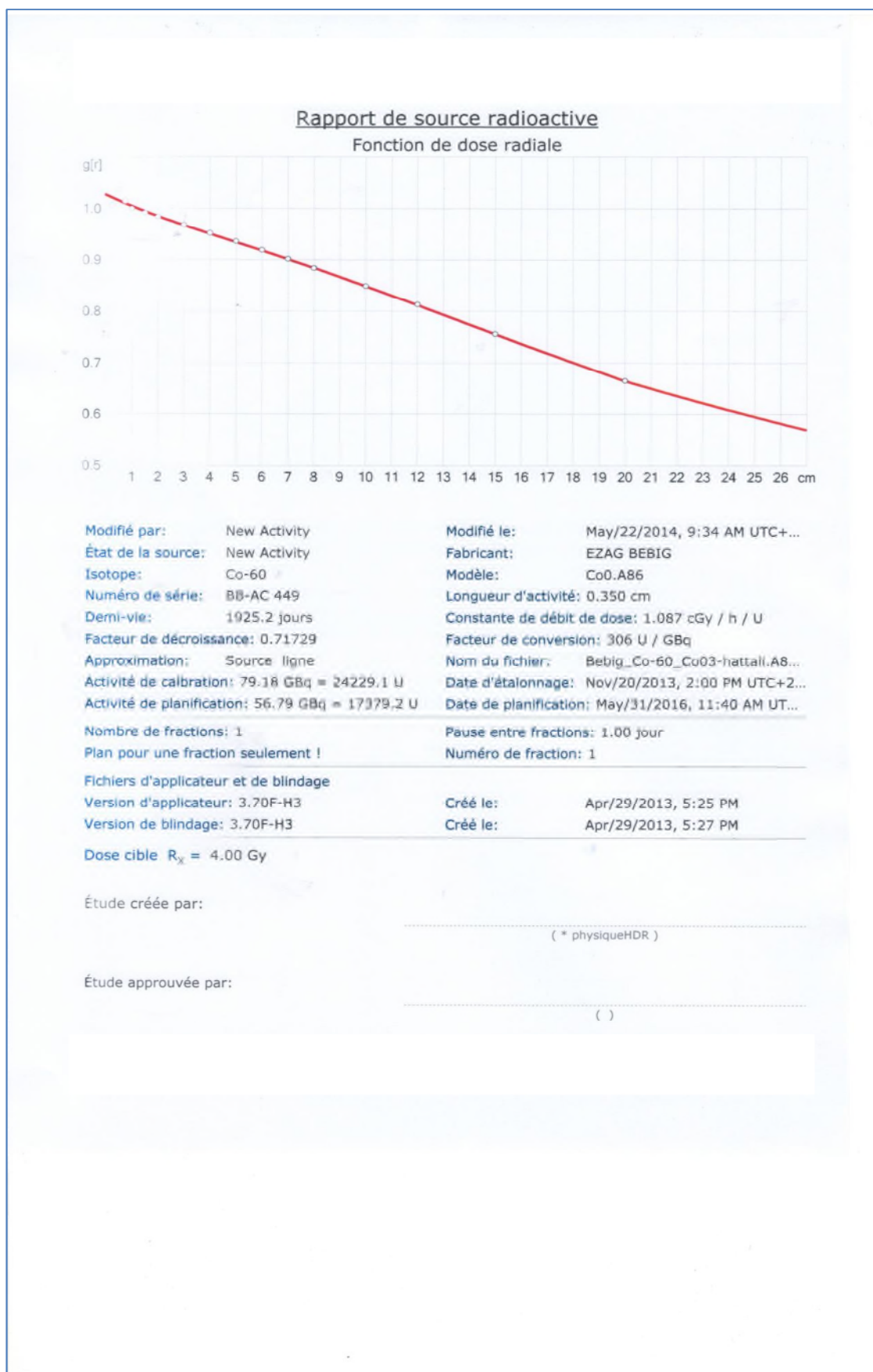
[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 

<2> LCT41-7 (Type: LCT41-7)

[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 

<3> LCT41-1R (Type: LCT41-1R)

[cm] 0.5 1.5 2.5 3.5 4.5 5.5 6.5 7.5 8.5 9.5 10.5 11.5 12.5 13.5 14.5
Extrémité 





Références bibliographiques :

- [1] M.Oldham.Radiation physics and applications in therapeutic medicine, physics Education 460-467 (2001).
- [2] M.Kibler et J-C.Poizat. La Physique pour la Santé : du diagnostic à la thérapie. Institut de Physique Nucléaire de Lyon. Hal - 00001383, version 1 (2006).
- [3] Henri Métivier. Radioprotection et ingénierie nucléaire. EDP sciences (2006).
- [4] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Curiethérapie>
- [5] Dutreix A., Marinello G. & Wambersie A. Calcul des doses absorbées pour des émetteurs X et γ . In : Masson, editor. Dosimétrie en curiethérapie. Paris, 1982a. pp. 59-81.
- [6] Gerbaulet A. La curiethérapie a cent ans. Journées de curiethérapie ; 2001 ; Nancy. Pp.
- [7] Gerbaulet A. & Briot E. La curiethérapie. In : Mazeron J.J., Locoche T. & Maugis A., editors. Techniques d'irradiation des cancers. Paris, 1992. pp. 101-119.
- [8] Isabelle Gerardy,Evaluation d'un système de planification pour un traitement de brachythérapie gynécologique en utilisant des techniques Monte Carlo et des mesures expérimentales .Thèse de doctorat en chimie nucléaire , université polytechnique de valencia ,septembre 2011 .
- [9] <http://aapm.org> .
- [10] Nath R, Anderson L.L, Luxton G., Weaver K.A, Williamson J.F, Meigooni A S, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources : recommendations of the AAPM Radiation therapy committee task group n°43, med.phys. 22 (2) ,1995.
- [11] Nath R., Anderson L.L., Meli J.A., Olch A.J., Sitt J.A., Williamson J.F., Code of Practice for brachytherapy physics : Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56, Med.Phys.24 (10), October 1997.
- [12] Dale Cubo H., Glasgow G.P., Pethel T.D., Thomadsen B.R., Williamson J.F., High dose-rate brachytherapy treatment delivery : report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N° 59, Med. Phys.vol 25, N°4, April 1998.
- [13] Rivard M. J., Coursey B. M., DeWerd L. A., Hanson W.F., Saiful Huq, Ibbott G.S., Mitch M.G., Nath R, Williamson J.F, Update of AAPM Task Group No. 43 Report : A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations Med. Phys 2004.
- [14] <http://icru.org> .

- [15] <http://estro.org> .
- [16] Faten AL AHMAD, Définition d'un système de dosimétrie tridimensionnel en curiethérapie à débit de dose pulsé, Thèse de doctorat en Rayonnement et Imagerie en Médecine, l'Institut National Polytechnique de Lorraine 2 septembre 2005.
- [17] Armour E., Wang Z.H., Corry P., et al. Equivalence of continuous and pulse simulated low dose rate irradiation in 9L gliosarcoma cells at 37 degrees and 41 degrees C. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1992 ; 22. Pp. 109-14.
- [18] Galea, F. and Roucairol, C. : 2004, European Conference on Combinatorial Optimization ECCO XVII 2004.
- [19] Données épidémiologiques sur le cancer du col de l'utérus. Etat des connaissances. Institut de Veille Sanitaire. Paris. P 5.
- [20] Estimated cancer Incidence, Mortality, Prevalence and Disability-adjusted life years (DALYs) Worldwide en 2008. IARC <http://globocan.iarc.fr/>.
- [21] Cancérologie clinique onco-hématologie. Faculté de médecine de Strasbourg.Paris.
- [22] Prévention traité des infections et pathologies génitale à papillomavirus, Springer. Paris.France.
- [23] Dalstein, V., Briolat, J., Birembaut, P. et Clavel, C. (2007) Méthodes de PCR. Apport de l'Amplificor et du génotypage. In : Monsonogo J. Traité des infections et pathologie génitales à papillomavirus. Springer. France, Paris P 52.
- [24] Maigon, P., Radosevic-jelic, L., Daban, A., Bardet, E., Beny, A. et Ollier, J.-C. (2005) Enhanced tumorocidal effect of chemotherapy with preoperative radiotherapy for rectal cancer : preliminary results-EORTC 22921. *J Clin*.
- [25] La lutte contre le cancer du col de l'utérus Guide des pratiques essentielles. Organisation mondiale de santé. Suisse, Genève. P 149-284.
- [26] Diouri, M.K. (2008) Dépistage du cancer du col utérin aux préfectures de rabat et skhirat temara : état des lieux et perspectives. Mémoire présente pour l'obtention du diplôme de maitrise en administration sanitaire et sante publique. Institut national d'administration sanitaire. Maroc. P 19.
- [27] Le dépistage du cancer du col de l'utérus. Springer P 107.
- [28] <http://www.illustrationsmedicales.com/cancer-de-luterus/>
- [29] Robinson, P. (2005) Cancer du col de l'utérus : Adressage tumoral et définition de ligands peptidiques de l'oncoprotéine E6 de HPV16. Thèse de Doctorat, L'Université Louis Pasteur de Strasbourg. France. Paris. P 12 ; 17-172.

- [30] Cancer du col utérin : un guide pour les patientes-Basé sur les recommandations de l'ESMO –v.2012.
- [31] Hantz, S., Alain, S. et Denis, F. (2006) Human papillomavirus prophylactic vaccins : stakes and perspectives. *Gynecol Obstet Fertil* ; 34: 647-55.
- [32] Cervical Cancer Action. (2007) Nouvelles options de dépistage et de traitement du cancer du col de l'utérus dans les milieux à faibles ressources. Fiche d'information. P 5.
- [33] Doris, B., Boyer L., Lavoué, V., Riou, F., Henno, S., Tas, P., Sévène, L. et Levêque, J. (2014) Pratique du frottis cervico-utérin dans une population épidémiologiquement exposée : idées reçues, faits et arguments Cervical papsmear in an epidemiologically exposed population: Ideas, facts and arguments. *Journal de Gynécologie Obstétrique et Biologie de la Reproduction* 43, 26-34.
- [34] ANAES (1998) Conduite à tenir devant un frottis anormal du col de l'utérus, Service des Recommandations Professionnelles. Agence National d'Accréditation et d'Evaluation en santé. Codex, France.
- [35] Baldauf, J.-J. (2006) cancérologie clinique onco-hématologie. Faculté de médecine de Strasbourg.Paris.
- [36] Mergui, J.L., Benchimol, Y. et Uzan, S. (2005) Place du test HPV dans la surveillance postopératoire des lésions cervicales In : Blanc B. Le dépistage du cancer du col de l'utérus. Springer. Paris 151- 162.
- [37] Hsairi, M. (2003) Recours au dépistage du cancer du col utérin chez les femmes résident dans deux régions du Nord de la Tunisie, *Tunisie médicale*, vol.81, n°9, 2003, p.721-730.
- [38] Sophie RENARD-OLDRINI. Implémentation de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité dans les cancers du col utérin au centre ALEXIS VAUTRIN. Thèse de Doctorat en Médecine, Université Henri Poincare - Nancy. (2010).
- [39] Sophie Isautier, Place de la vaccination antipapillomavirus humains dans la prevention du cancer du col de l'utérus Thèse de doctorat pharmacie 23 mars 2012.
- [40] Personne compétente en radioprotection : principes de radioprotection Réglementation Coordonné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.
- [41] the physics of modern brachytherapy for oncology D Baltas, L Sakelliou, N Zamboglou.
- [42] Comité français pour la mesure des rayonnements ionisants (1983) recommandations pour la détermination des doses absorbées en curiethérapie .Bureau national de métrologie C.F.M.R.I rapport 1.

- [43] International commission on radiological units (1980) radiation quantities and units .Report 33.Washington DC.
- [44] Dutreix, G.Marinello et A. Wambersie (1982) Dosimétrie en curiethérapie .Masson. Paris .pp.29-58.
- [45] Burns et D.E Raeside (1988) two dimensional dose distribution around a commercial iode 125 seed.Med.Phys.15(1) ,56-60.
- [46] Godden (1988) Physical aspect of brachytherapy. In : Medical physics handbook (19).Adam hilger, Bristol.
- [47] Dutreix, G.Marinello et A. Wambersie (1982) Dosimétrie en curiethérapie .Masson. Paris .pp.191-218.
- [48] Dutreix et A.Dutreix (1969) Film dosiemetry of high-energy electron.Ann.New York Acad.Sc.161.33-43.
- [49] Amols & I.I. Rosen (1981) A three-film technique for reconstruction of radioactive seed implants. Med. & 2010-2014.
- [50] Chiu-Tsao. A.S. Meigooni & V. Smith (1990) Sample dose calculations . In : Interstitial brachytherapy interstitial Collaborative Working Groupe.Raven Press Ltd. New York.pp. 265-271.
- [51] Delouche & J.Gest (1972) Un nouveau modèle d'applicateur à isodoses pré-calculées pour la curiethérapie gynécologique par curietron. J. Radiol. Electrol. 53. 227-232.
- [52] Delouche & J.Gest (1972) Un nouveau modèle d'applicateur à isodoses pré-calculées pour la curiethérapie gynécologique par curietron. J. Radiol. Electrol. 53. 227-232.
- [53] Biggs & D.M. Kelly (1983) Geometrie reconstruction of seed implants using a three film technique. Med. Phys 10. 701-271.
- [54] Dutreix (1967) Utilisation d'un ordinateur pour la dosimétrie en curiethérapie : Ann. Phys. Biol. Med. 2. 139-146.
- [55] Dutreix & A. Wambrsie (1968) Etude de la répartition des doses autour des sources ponctuelles alignées. Acla Radial : 7. 389-400.
- [56] Dutreix .G.Marilleno & A. Wambrise (1982) Dosimétrie en curiethérapie. Masson. Paris.
- [57] K. Edmunson (1991) Geometry based optimization for stepping source implants. Selecteron brachyth J.5(4). 22-26.
- [58] Fitzgerald & W. Mauderli (1975) Analysis of errors in three dimensional of raduim implants from stereoradiographs. Radiology 115. 455-458.

- [59] Johns & J.R. Cunningham (1984) *Physics of radiologie* (4^e éd). Charles Thomas Publisher. Springfield.
- [60] Rosenwald (1970) Repérage des sources radioactives en curiethérapie. Utilisation d'un ordinateur pour calculer leur position *Aun Phys. Biol. Med.* 3.139-150.
- [61] Tolbert & S.A. Reed (1981) An examination of the consistency and accuracy of computerized brachytherapy dose predictions. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7.675-682.
- [62] Kal & G.W. Baresen (1972) Effets of continuous irradiation at low dose-rate on a rat rhabdomyosarcoma. *Br. J. Radiol.* 45. 279-283.
- [63] Larra. B. Dixon. J.E. Couette. J. Tigori. F. Bachelot. J. Robillard & G. Delouche (1977) Facteur temps en curiethérapie. *J. Radiol. Electrol.* 58. 329-333.
- [64] Liversage (1969) A general formula for equating protracted and acute regimes of radiation. *Br. Radiol.* 42. 432-440.
- [65] Mazon. J.M. Simon. J. Crook. E. Calitehi. Y. Otmez-guine. J.P. Le Bourgeois & B. Pierquin (1991) Influence of dose rate on local control of breast carcinoma treated by external beam irradiation plus iridium 192 implant. *Int. J. Radiol. Oncol. Biol. Phys.* 21. 1173-1177.
- [66] Michel (1960) *Studies in radiotherapeutics*. Black-well. Oxford.
- [67] Paterson (1952) *Studies in optimum dosage*. *Br. J. Radiol.* 25.505-516.
- [68] Pierquin. D Chassage. F. Baillet & C. Paine (1973) Clinical observations on the time factor in interstitial radiotherapy using iridium 192. *Radiol.* 24. 506-509.
- [69] Whithers. H.D. Thames & I.J. Peters (1983) A new effect curve for change in dose per fraction *Radioth Oncol.* 1. 187-191.
- [70] H. TÖLLI E.B. PODGORSAK N. SUNTHARALINGAM. Chapitre3 Brachytherapy Physical and clinical aspects, department of Medical Physics.
- [71] Richard Pötter, Erik Van Limbergen, André Wambersie. Reporting in Brachytherapy: Dose and Volume Specification. G 6 25072002.
- [72] Alain Gerbaulet, Richard Pötter, Christine Haie-Meder. Cervix Carcinoma. IA 14 01082002.

[73] <http://emergency.cdc.gov/radiation/isotopes/cobalt.asp>

[74] C.O. Thiam ; Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique ; High Energy Physics - Experiment. Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II ; 2007 ; French. <tel-00196405>.

[75] Guide pratique ; HDR Applicators et Accessoires ; for use with MultiSource® Ir-192 and Co-60 systems ; P13d113/ rev. 02/ 08.2012.

[76] <http://sante-medecine.journaldesfemmes.com/faq/8264-catheter-definition>.

[77] : Guide pratique ; HDR plus ; For use with MUltiSource ® Ir-192 and Co-60 systems ; P13D102/Rev. 02/05.2012

[78] Yann Métayer ; Projecteurs de sources et Contrôle de Qualité en Curiethérapie ; Cours de Curiethérapie ; Centre Alexis Vautrin - Nancy. (2004).

[79] Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie, Codes de pratique du contrôle, technique de la qualité, pour les centres canadiens de radiothérapie, 28 février 2015, BRA.2015.02.02FR.

[80] General Considerations & Concepts for, High-Dose Rate Brachytherapy, HDR Brachytherapy Teaching Course – 09-11 Novembre 2013 – Nice, université nice sophia Antipolis.

RESUME

La curiethérapie est une technique par laquelle des sources radioactives scellées sont introduites dans le corps et positionnées près des tumeurs par l'intermédiaire d'applicateurs. Cette technique permet de délivrer la dose voulue à la tumeur tout en épargnant un maximum les tissus sains.

Afin de pouvoir réaliser au mieux la planification du traitement, il est très important de connaître aussi précisément que possible la distribution de dose autour non seulement de la source mais aussi de l'applicateur. L'objectif de notre travail est de faire des études sur des cas cliniques réels du cancer du col utérin traités par la curiethérapie à haut débit de dose, en étudiant les différents paramètres physiques et dosimétriques, en se basant sur un système de dosimétrie adapté au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran dans le but d'obtenir une bonne dosimétrie, en modifiant quelques paramètres dosimétriques. Et au même temps surveiller les organes à risque toute en respectant la dose de tolérance de ces derniers.

Dans le cadre de ce mémoire, on a proposé trois études qui sont abordé de différentes idées. Nous avons dans la 1^{ère} étude activé le temps d'irradiation seulement dans la zone du HRCTV et étudier les différents paramètres physiques et dosimétriques (temps, distance, débit de dose) dans le but d'obtenir une bonne dosimétrie toute en surveillant la dose de tolérance des organes à risque. On a travaillé dans la deuxième étude sur la position de l'emplacement du point zéro vue que c'est le point de départ du calcul de la distribution de la dose, on a pensé de mettre le point zéro aux trois positions différentes par rapport au niveau du HRCTV, la troisième est une étude virtuelle de la dosimétrie en curiethérapie exclusive préopératoire, cette étude est basée sur la D90 lorsqu'elle correspondait à 105% et à 120% de la dose délivrée au niveau du HRCTV, précisément ces deux pourcentages qui sont les plus pratiquer dans la dosimétrie de la curiethérapie à haut débit de dose du cancer du col utérin au niveau de l'EHS d'Oncologie Emir Abdelkader Oran.

Les résultats expérimentaux montrent une supériorité visuelle efficace de l'approche proposée et sa performance en termes de la bonne couverture du volume cible, et meilleur équivalent de la dose soit en volume cible ou en organes à risque.

Mot clés : curiethérapie, sources radioactives, tumeur, haut débit de dose, paramètres physiques et dosimétriques, organes à risque, dose de tolérance, point zéro, équivalent de la dose, cancer du col utérin.

ABSTRACT

Brachytherapy is a technique by which sealed radioactive sources are introduced into the body and positioned near tumors via applicators. This technique delivers the desired dose to the tumor while sparing healthy tissue up.

In order to achieve the best treatment planning, it is very important to know as precisely as possible the dose distribution around not only the source but also the applicateur. L'objectif of our work is to study on real clinical cases of cervical cancer treated with brachytherapy with high dose rate, studying the various physical and dosimetric parameters, based on a dosimetry system adapted to the level of Emir Abdelkader Oncology EHS in Oran to obtain a good dosimetry, by changing some dosimetric parameters. And simultaneously monitor all organs at risk in respecting the tolerance dose of the latter.

As part of this memory, it was proposed that three studies are addressed to different ideas. We study in the first set irradiation time only in HRCTV area and study the different physical and dosimetric parameters (time, distance, dose rate) in order to get good dosimetry monitoring any dose tolerance of organs at risk. We worked in the second study on the position of the location of the zero point view that this is the starting point for the calculation of the dose distribution, it was thought to ground zero to three different positions relative to HRCTV level, the third is a virtual study of preoperative exclusive brachytherapy dosimetry in this study is based on the D90 when corresponded to 105% and 120% of the dose delivered at the HRCTV precisely these two percentages are the practice in dosimetry of brachytherapy high dose rate of cervical cancer at the Oncology Emir Abdelkader Oran EHS.

The experimental results show an effective visual superiority of the proposed approach and its performance in terms of good coverage of the target volume and better equivalent of the dose is in the target volume or organs at risk.

Key words:

Brachytherapy, radioactive sources, tumor, high dose rate, physical and dosimetric parameters, organs at risk, dose tolerance, zero, equivalent dose, cervical cancer.

الملخص

العلاج الإشعاعي الموضوعي هو أسلوب يعتمد على وضع مصادر مشعة مغلقة في جسم المريض وذلك بالقرب من الأورام عن طريق قضيب تطبيق المصادر المشعة المختومة هذا الأسلوب يسمح بتدفق الجرعة المرغوب فيها للورم، مع الأخذ بعين الاعتبار سلامة الأنسجة العادية للجسم.

من أجل تحقيق تخطيط معاملة أفضل، من المهم جدا معرفة أكبر قدر من دقة توزيع الجرعة ليس فقط من أجل المصدر بل أيضا من أجل أدوات التطبيق.

يهدف عملنا الى إجراء دراسات بشأن الحالات السريرية الفعلية لسرطان عنق الرحم و المعالجة بالأشعة في تقنية التشعيع بمعدل جرعة عالية من خلال دراسة مختلف حالات سرطان عنق الرحم وقياس الجرعات الإشعاعية، و دراسة عوامل فيزيائية و عوامل قياس الجرعات الإشعاعية لتتكيف مع مستوى حجم الورم وحماية الأعضاء المجاورة له بالاعتماد على نظام يستعمل في جناح العلاج الإشعاعي مركز الأمير عبد القادر بوهان بغية الحصول على جرعات جيدة و أيضا التركيز على عدد قليل من عوامل قياس الجرعات مثل تنشيط وقت الإشعاع على مستوى الورم و الاخذ بالاعتبار سلامة الاعضاء المعرضة للخطر.

و كجزء من هذه الاطروحة قد اقرحنا ثلاث دراسات تتضمن أفكار مختلفة في الدراسة الأولى تم تنشيط الوقت في تشعيع فقط منطقة الورم ودراسة مختلف العوامل الفيزيائية وقياس الجرعات (الوقت، المسافة، معدل الجرعة) من أجل الحصول على تغطية جيدة للجرعات الإشعاعية على مستوى الورم مع المحافظة على الأجهزة المعرضة للخطر.

لقد عملنا في الدراسة الثانية على وضع نقطة الصفر في ثلاث مواضع مختلفة اعتمادا على مستوى الورم مع العلم ان نقطة الصفر هو نقطة بداية توزيع الجرعة، الثالثة هي دراسة تجريبية على قياس الجرعة للعلاج الموضوعي الإشعاعي الحصري قبل تلقي المريض أي نوع اخر من العلاج اعتمادا على D90 التي تمثل 90 بالمئة من حجم الورم و على هذا الأساس قمنا بأخذ نسبيتي 105% و 120% مع العلم انها تمثل معدل توزيع الجرعة على مستوى الورم وهما الأكثر تطبيقا في مركز معالجة الأورام الأمير عبد القادر بوهان.

النتائج التجريبية اظهرت فعالية النهج المقترح من حيث تغطية جيدة للجرعة الموزعة على مستوى الورم وحماية الأعضاء المجاورة له.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي الموضوعي، المصادر الإشعاعية، الورم، معدل جرعة عالي، عوامل فيزيائية وقياسية للجرعة، الاعضاء المعرضة للخطر، الجرعة النظامية، نقطة الصفر، عامل تكافئ الجرعة، سرطان عنق الرحم .