

**Université Saâd DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de Physique**

Mémoire Présenté par :

**BENNIA Soumia  
LAOUES Mustapha**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine** : Sciences de la matière.

**Filière** : Physique.

**Spécialité** : Physique Médicale.

**Option** : Radiothérapie.

**Sujet : Dosimétrie en curiethérapie gynécologique au  $^{137}\text{Cs}$  :  
intercomparaison système de Manchester et ICRU 38**

Soutenu le : 30 juin 2011, devant le jury composé de :

Mr. M. Bentaiba	Professeur	USDB	Président
Mr. B. Hocini	Maître - Assistant A	USDB	Rapporteur
Mr. R. Khelifi	Maître de Conférences A	USDB	Examineur
Mr. B. Benoumhani	Maître - Assistant en radiothérapie	HCA	Examineur



---

## **Remerciements**

*« A l'issue de ce travail, nous adressons nos remerciements premièrement à dieu tout puissant pour la volonté, la santé et la patience qu'il nous a donné durant ces longues années d'études »*

*Aucun travail n'est possible dans l'isolement. Les rencontres, les conseils et les encouragements constituent des aides précieuses souvent décisives. C'est pourquoi nous tenons à remercier ici tous ceux qui ont contribué à ce travail parfois sans le savoir ou du moins sans mesurer la portée de leur influence.*

*Nos remerciements s'adressent à notre promoteur Monsieur Brahim HOCINI pour avoir proposé et dirigé ce modeste travail et pour son continuel suivi tout le long de la réalisation et de la correction de ce mémoire. Il nous a présenté un excellent exemple de la compétence scientifique, discipline et générosité. Ce mémoire lui doit beaucoup.*

*Nous exprimons nos sincères remerciements et notre grande gratitude à tous les membres des services de radiothérapie des centres (CPMC, CAC, HCA), d'avoir accepté de guider notre travail et de nous avoir fait le plaisir de profiter de leurs expériences et de leurs compétences.*

*Nous adressons également nos vifs remerciements aux chefs des services de radiothérapie, dans lesquels nous avons été bienvenus durant ce travail.*

*Nous remercions également tous les membres de jury d'avoir accepté de juger notre travail.*

*Enfin, nous remercions également tous les enseignants qui nous ont soutenu durant notre formation à l'université, et tous ceux qui nous ont aidé à l'élaboration de ce mémoire.*

---

---

## Table des matières

<b>Introduction générale.....</b>	<b>01</b>
<b>Chapitre 1 : Généralités.....</b>	<b>04</b>
1.1. La physique médicale.....	04
1.1.1. Introduction.....	04
1.1.2. La radiothérapie.....	04
1.2. Cancer du col de l'utérus.....	13
1.2.1. Introduction.....	13
1.2.2. Epidémiologie .....	13
1.2.3. Anatomie.....	14
1.2.4. Classification.....	14
1.2.5. Volumes tumoraux.....	16
1.2.6. Modalités thérapeutiques.....	18
1.3. Interactions des rayonnements ionisants avec la matière.....	21
1.3.1. Introduction.....	21
1.3.2. Classification des rayonnements ionisants.....	21
1.3.3. Interaction photons-matière.....	22
1.4. Spécification de la dose en curiethérapie.....	24
1.4.1. Introduction.....	24
1.4.2. Activité.....	24
1.4.3. Activité apparente.....	24
1.4.4. Transfert d'énergie.....	25
1.4.5. Dépôt d'énergie.....	26
1.4.6. Calcul du débit de dose dans l'eau.....	27

---

---

<b>Chapitre 2 : Assurance de qualité en curiethérapie.....</b>	<b>30</b>
2.1. Introduction.....	30
2.2. Contrôle du dosimètre.....	30
2.3. Contrôle des sources et des applicateurs.....	30
2.4. Contrôle des projecteurs de sources.....	31
2.5. Contrôle des radiations diffusées.....	32
2.6. Contrôle du programme de calcul par ordinateur.....	33
2.7. Programme d'assurance de qualité.....	34
<b>Chapitre 3 : Systèmes de prescription de la dose en curiethérapie intracavitaires.....</b>	<b>35</b>
3.1. Introduction.....	35
3.2. Système de Manchester.....	35
3.2.1. Points de référence de dose.....	36
3.2.2. Points de référence des organes à risque.....	38
3.2.3. Volumes de référence.....	39
3.2.4. Limites du système de Manchester.....	42
3.3. Système recommandé par l'ICRU.....	43
3.3.1. Description de la technique.....	43
3.3.2. Le kerma de référence total dans l'air.....	44
3.3.3. Points de référence de dose.....	44
3.3.4. Volume de référence.....	45
3.3.5. Temps d'application.....	48
3.3.6. Limites du système recommandé par l'ICRU.....	48

---

---

<b>Chapitre 4 : Matériel et méthodes.....</b>	<b>50</b>
4.1. Introduction.....	50
4.2. Matériel et méthodes.....	50
4.2.1. Matériel.....	50
4.2.1.1. Projecteur de sources.....	50
4.2.1.2. Appicateurs.....	51
4.2.1.3. Sources.....	51
4.2.1.4. Appareil d'imagerie.....	54
4.2.1.5. Système de planification de traitement.....	54
4.2.2. Méthodes.....	55
4.2.2.1. Déroulement de la curiethérapie LDR du cancer du col utérin.....	55
4.2.2.2. Planification du traitement et dosimétrie.....	56
4.2.2.3. Choix de l'isodose de référence.....	63
4.2.2.4. Calcul du temps de traitement.....	66
4.2.2.5. Calcul des écarts moyens des doses reçues par les organes à risque.....	66
<b>Chapitre 5 : Résultats et discussion.....</b>	<b>67</b>
5.1. Résultats.....	67
5.1.1. Choix de l'isodose de référence.....	67
5.1.2. Temps de traitement.....	70
5.1.3. Doses aux organes à risque.....	73
5.1.3.1. Dose au point de référence de la vessie.....	73
5.1.3.2. Dose aux points de référence du rectum.....	77
5.1.4. Doses aux points spécifiques.....	80
5.1.4.1. Doses aux points spécifiques de la paroi pelvienne.....	80

---

---

5.1.4.2. Doses aux points spécifiques du trapèze lymphatique de Fletcher.....	86
5.2. Discussion des résultats.....	110
5.2.1. Choix de l'isodose de référence.....	110
5.2.2. Dose aux organes à risque.....	110
5.2.3. Ecart moyen entre les trois méthodes des doses reçues par les OAR.....	111
5.2.4. Doses aux points spécifiques de la paroi pelvienne et du trapèze lymphatique de Fletcher.....	111
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>112</b>

---

---

## Liste des abréviations

<b>A.A.P.M :</b>	American Association of Physicists in Medicine.
<b>AP :</b>	AntéroPostérieur.
<b>CAC :</b>	Centre Anti Cancer.
<b>CPMC :</b>	Centre Piere et Marie Curie.
<b>CTV :</b>	Clinical Target Volume.
<b>FIGO :</b>	Fédération Internationale de Gynécologie Obstétrique.
<b>GTV :</b>	Gross Tumor Volume.
<b>HCA :</b>	Hôpital Central de l'Armé.
<b>HDR :</b>	High Dose Rate.
<b>HPA :</b>	Human Papilloma Virus.
<b>ICRU :</b>	International Commission on Radiation Units and measurements.
<b>IED :</b>	Iliaque Externe Droit.
<b>IEG :</b>	Iliaque Externe Gauche.
<b>IPara D :</b>	Iliaque Para-aortique Droit.
<b>IPara G :</b>	Iliaque Para-aortique Gauche.
<b>IPD :</b>	Iliaque Primitive Droit.
<b>IPG :</b>	Iliaque Primitive Gauche.
<b>Kerma :</b>	Kinetic Energy Released in Matter.
<b>L4:</b>	Quatrième lombaire.
<b>LDR :</b>	Low Dose Rate.
<b>MDR :</b>	Medium Dose Rate.
<b>NA :</b>	Non Applicable.
<b>OAR :</b>	Organs At Risk.
<b>PDR :</b>	Pulse Dose Rate.
<b>PTV :</b>	Planning Target Volume.
<b>PPD :</b>	Paroi Pelvienne Droite.
<b>PPG :</b>	Paroi Pelvienne Gauche.
<b>RAKR :</b>	Reference Air Kerma Rate.
<b>SI :</b>	Système International.
<b>TPS :</b>	Treatment Planning System.
<b>TRAK :</b>	Total Reference Air Kerma.

---

---

## Liste des figures

- p.08 - **Figure 1** : Désintégration  $\beta^-$  du Cs-137 avec les énergies.
- p.09 - **Figure 2** : Différents applicateurs utilisés dans la curiethérapie intracavitaire.
- p.10 - **Figure 3** : Projecteur de sources de Césium-137 (type Curietron).
- p.10 - **Figure 4** : Console de programmation de chaque canal de source.
- p.11 - **Figure 5** : Système de transfert des sources (gainés de transfert).
- p.14 - **Figure 6** : Appareil génital de la femme.
- p.17 - **Figure 7** : Représentation des différents volumes cliniques.
- p.22 - **Figure 8** : Effet photoélectrique.
- p.23 - **Figure 9** : Effet Compton.
- p.23 - **Figure 10** : Effet de matérialisation.
- p.36 - **Figure 11** : Points A et B de Manchester (applicateur de Fletcher).
- p.37 - **Figure 12** : Définition du point A de Manchester (applicateur de Fletcher).
- p.38 - **Figure 13** : Définition du point B de Manchester (applicateur de Fletcher).
- p.39 - **Figure 14** : Détermination des points de référence de la vessie et du rectum.
- p.41 - **Figure 15** : Géométrie pour la mesure des dimensions du volume dans le traitement du carcinome du col de l'utérus.
- p.42 - **Figure 16** : Le point A de Manchester dans deux cas de différentes tailles du col utérin.
- p.44 - **Figure 17** : Détermination des points de la paroi pelvienne.
- p.45 - **Figure 18** : Détermination du trapézoïde lymphatique.
- p.47 - **Figure 19** : Volume de référence pour la curiethérapie du cancer du col de l'utérus.
- p.48 - **Figure 20** : Les dimensions de l'isodose de référence et la région de sous dosage.
- p.51 - **Figure 21** : Source de Césium-137 formée de Sources élémentaires.
- p.54 - **Figure 22** : Appareil d'imagerie avec le box de repérage.
-

- 
- p.54 - **Figure 23** : Système de planification de traitement.
- p.57 - **Figure 24** : Définition des points A et B modifiés de Manchester.
- p.59 - **Figure 25** : Représentation des points de référence d'une curiethérapie du cancer du col utérin.
- p.60 - **Figure 26** : Système de coordonnées de positionnement du patient.
- p.61 - **Figure 27** : La reconstruction orthogonale.
- p.62 - **Figure 28** : La reconstruction avec deux clichés orthogonaux avec jig.
- p.63 - **Figure 29** : Isodose de référence choisie sur la base de la méthode locale.
- p.64 - **Figure 30** : Isodose de référence choisie sur la base des recommandations de l'ICRU 38.
- p.65 - **Figure 31** : Isodose de référence choisie sur la base de la méthode de Manchester.
- p.67 - **Figure 32** : Histogramme des isodoses de référence des patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.68 - **Figure 33** : Histogramme des isodoses de référence des patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.69 - **Figure 34** : Histogramme des isodoses de référence des patientes du centre C, selon les trois méthodes.
- p.70 - **Figure 35** : Histogramme des temps de traitement des patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.71 - **Figure 36** : Histogramme des temps de traitement des patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.72 - **Figure 37** : Histogramme des temps de traitement des patientes du centre C, selon les trois méthodes.
- p.73 - **Figure 38** : Histogramme des doses reçues par la vessie pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.74 - **Figure 39** : Histogramme des doses reçues par la vessie pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.75 - **Figure 40** : Histogramme des doses reçues par la vessie pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.
-

- 
- p.76 - **Figure 41** : Courbe des écarts moyens de la dose reçue par la vessie entre les trois centres.
- p.77 - **Figure 42** : Histogramme des doses reçues par le rectum pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.78 - **Figure 43** : Histogramme des doses reçues par le rectum pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.79 - **Figure 44** : Courbe des écarts moyens de la dose reçue par le rectum entre les trois centres.
- p.82 - **Figure 45** : Histogramme des doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.84 - **Figure 46** : Histogramme des doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.85 - **Figure 47** : Histogramme des doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.
- p.88 - **Figure 48** : Histogramme des doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.91 - **Figure 49** : Histogramme des doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.94 - **Figure 50** : Histogramme des doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.95 - **Figure 51** : Histogramme des doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.96 - **Figure 52** : Histogramme des doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.
- p.98 - **Figure 53** : Histogramme des doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.100 - **Figure 54** : Histogramme des doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.102 - **Figure 55** : Histogramme des doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
- p.103 - **Figure 56** : Histogramme des doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.
-

---

p.104 - **Figure 57** : Histogramme des doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.105 - **Figure 58** : Histogramme des doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.106 - **Figure 59** : Histogramme des doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.107 - **Figure 60** : Histogramme des doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.108 - **Figure 61** : Histogramme des Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.109 - **Figure 62** : Histogramme des doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

---

---

## Liste des tableaux

p.07 - **Tableau 1** : Classification du type de curiethérapie selon le débit de dose.

p.15 - **Tableau 2** : Classifications TNM et FIGO.

p.67 - **Tableau 3** : Isodoses de référence des patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.68 - **Tableau 4** : Isodoses de référence des patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.69 - **Tableau 5** : Isodoses de référence des patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.70 - **Tableau 6** : Temps de traitement des patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.71 - **Tableau 7** : Temps de traitement des patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.72 - **Tableau 8** : Temps de traitement des patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.73 - **Tableau 9** : Doses reçues par la vessie pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.74 - **Tableau 10** : Doses reçues par la vessie pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.75 - **Tableau 11** : Doses reçues par la vessie pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.76 - **Tableau 12** : Ecart moyens de la dose reçue par la vessie entre les trois centres.

p.77 - **Tableau 13** : Doses reçues par le rectum pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.78 - **Tableau 14** : Doses reçues par le rectum pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.79 - **Tableau 15** : Ecart moyens de la dose reçue par le rectum entre les trois centres.

---

---

p.80 - **Tableau 16** : Doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.83 - **Tableau 17** : Doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.85 - **Tableau 18** : Doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.86 - **Tableau 19** : Doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.89 - **Tableau 20** : Doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.92 - **Tableau 21** : Doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.95 - **Tableau 22** : Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.96 - **Tableau 23** : Doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

p.98 - **Tableau 24** : Doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.99 - **Tableau 25** : Doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.101 - **Tableau 26** : Doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.103 - **Tableau 27** : Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.104 - **Tableau 28** : Doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

p.105 - **Tableau 29** : Doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.106 - **Tableau 30** : Doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

---

---

p.107 - **Tableau 31** : Doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.108 - **Tableau 32** : Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

p.109 - **Tableau 33** : Doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

---

## ملخص

تركز هذه الدراسة على الجانب العيادي و حساب الجرعة في علاج سرطان عنق الرحم بالأشعة الباطنية، من خلال توزيع الجرعات بواسطة الطريقة المتبعة محليا، طريقة Manchester (التموضع في النقطة A) و الطريقة الموصى عليها في ICRU 38 (اللجنة الدولية للوحدات الإشعاعية و القياسات، تقرير رقم 38) و التي تعتمد على الحجم المعالج في توزيع الجرعات.

استعملنا في هذه الدراسة، الطرق الثلاثة لاختيار توزيع الجرعات المرجعي، و كذا في حساب نسبة الجرعة في الأعضاء المعرضة للأشعة.

النتائج المحصل عليها في هذه الدراسة، تبين اختلافات بين الطرق الثلاثة المتبعة. غير أن توصيات ICRU 38 تظهر نتائج جيدة في اختيار التوزيع المرجعي. على نفس النمط و لحماية الأعضاء المجاورة، تظهر طرق ICRU 38 و Manchester نسبة معتبرة في الجرعات و لكن في حدود المعقول.

### الكلمات الأساسية

علاج الأشعة الباطنية LDR، Cs<sup>137</sup>، الجرعة، TG-43، ICRU 38، منهج Manchester.

## Résumé

Dans cette étude, on s'intéresse à l'aspect clinique et dosimétrique dans le traitement du cancer du col de l'utérus en curiethérapie, à travers notamment, la distribution de doses en utilisant, la méthode locale, la méthode de Manchester (prescription au point A) et la méthode recommandée par l'ICRU 38 « International Commission on Radiation Units and measurements, Report N°38 » qui prône la prescription de la dose en termes de volumes à traiter.

Nous avons utilisé les trois méthodes de prescription de doses pour le choix de l'isodose de référence mais également pour estimer la dose reçue aux organes à risque.

Les résultats obtenus montrent des différences entre les trois méthodes dosimétriques. Cependant, la méthode recommandée par l'ICRU 38 paraît plus proche de la réalité concernant le choix de l'isodose de référence. Par contre, pour la protection des organes particulièrement surveillés à savoir la vessie et le rectum, les méthodes ICRU 38 et de Manchester montrent que les doses reçues sont significatives mais restent en deçà de la dose de tolérance.

### Mots clés

Curiothérapie LDR, Césium-137, dosimétrie, TG-43, ICRU 38, Système de Manchester.

---

## **Abstract**

This study is mainly concentrated on clinical and dosimetric aspects in brachytherapy treatment of cervix cancer, through notably, the distribution of doses while using, the local method, the method of Manchester (prescription to the point A) and the method recommended by the ICRU 38 « International Commission on Radiation Units and measurements, Report N°38 » that give the prescription of the dose in terms of volumes to treat.

We used the three methods of prescription of doses, for the choice of the reference isodose, and also to estimate the dose received to the organs at risk.

The gotten results show differences between the three methods. However, the method recommended by the ICRU 38, present good results concerning the choice of the reference isodose. On the other hand, for the protection of the organs particularly supervised: the bladder and the rectum, the methods ICRU 38 and Manchester show that the received doses are meaningful but remain below the dose of tolerance.

### **Key words**

Brachytherapy LDR, Cesium 137, dosimetry, TG-43, ICRU 38, System of Manchester.

---

# **Introduction générale**

### Introduction générale

Les traitements de radiothérapie en général et 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.

Dans les traitements en curiethérapie, il y a des études réalisées pour différents systèmes dosimétriques. Deux systèmes sont les plus communément utilisés à savoir le système de Manchester (Paterson-Parker 1948) et les recommandations de l'ICRU 38 « International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 38, 1985 ».

Notre étude consiste en l'intercomparaison entre le système de Manchester et le système recommandé par l'ICRU 38, pour la dosimétrie en curiethérapie gynécologique à bas débit de dose utilisant le Césium-137.

Actuellement en Algérie, la dosimétrie en curiethérapie gynécologique, ne suit pas un système spécifique. Notre objectif, est de déterminer le système le plus adéquat pour une meilleure distribution de dose, et de le recommander dans les centres anti cancer en Algérie, notamment dans des buts d'études multicentriques.

Cette étude comporte des aspects cliniques et des aspects physiques à travers notamment, la description des aspects techniques du traitement, de la spécification des sources utilisées et l'étude des distributions de doses en utilisant le système de Manchester et les recommandations de l'ICRU 38.

Cette étude est composée de cinq chapitres, dans la premier chapitre nous avons défini les aspects physiques et les aspects cliniques du traitement y compris, la physique médicale, l'interaction rayonnement matière, le cancer du col de l'utérus et la spécification des sources utilisées en curiethérapie. Dans le deuxième chapitre nous avons décrit les différentes étapes de contrôle de qualité. Nous avons abordé dans le troisième chapitre aux systèmes de spécification de la dose : le système de Manchester et les recommandations de l'ICRU 38.

Dans le quatrième chapitre, nous avons décrit le matériel et les méthodes dosimétriques utilisées dans le traitement du cancer du col de l'utérus. Nous avons donné les résultats et une discussion a été élaborée dans le cinquième chapitre.

Enfin, nous avons développé nos propres arguments à travers une conclusion générale.

## **Partie théorique**

## **Chapitre 1 : Généralités**

### **1.1. La physique médicale**

#### **1.1.1. Introduction**

La physique médicale est une branche, qui fusionne les applications de la physique en médecine, particulièrement en imagerie médicale et dans le traitement de quelques maladies notamment cancéreuses. 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].

#### **1.1.2. La radiothérapie**

La radiothérapie (appelée parfois irradiation ou traitement par les rayons) représente une des méthodes thérapeutiques curatrices majeures en cancérologie, elle consiste à utiliser des rayonnements ionisants d'énergie adaptée pour détruire les cellules cancéreuses présentes dans le tissu à traiter en bloquant leur capacité à se multiplier.

L'irradiation a pour but de détruire les cellules cancéreuses tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants [3, 4].

Par définition générale, la radiothérapie est l'ensemble des techniques de traitement des cancers par les rayonnements ionisants. Les sources d'irradiation peuvent être externes au patient, les rayonnements sont émis en faisceau par une machine et ils

traversent la peau pour atteindre la tumeur: on parle de radiothérapie externe. Pour la curiethérapie, des sources radioactives sont implantées directement à l'intérieur du corps du patient. Il existe une troisième modalité de radiothérapie, la radiothérapie métabolique. Elle consiste à administrer, par voie orale (boisson ou capsule) ou par injection intraveineuse, une substance radioactive, qui se fixe préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire [5].

#### **1.1.2.1. La radiothérapie externe [7]**

La radiothérapie externe est un traitement local du cancer, il agit directement sur la région à traiter en éliminant les cellules cancéreuses au niveau de la zone touchée (sein, prostate, ovaire, etc.). Les rayons sont produits par une source externe et sont dirigés vers la zone à traiter.

La radiothérapie externe est la forme la plus fréquente des traitements par radiothérapie. L'appareil de radiothérapie le plus souvent utilisé est un accélérateur linéaire de particules. Cet appareil produit des rayons X et des électrons de haute énergie. Il peut s'agir aussi d'installations de cobalthérapie qui sont remplacées graduellement par des accélérateurs.

Ces rayons sont dirigés vers la zone à traiter. Ils atteignent la tumeur mais aussi les cellules saines. La résistance et la capacité de récupération des cellules saines leur permettent de se rétablir, contrairement aux cellules cancéreuses qui meurent et ne peuvent se régénérer.

#### **1.1.2.2. La curiethérapie ou « brachytherapy »**

La curiethérapie est une des plus anciennes applications de la radioactivité à usage thérapeutique. Contrairement à la radiothérapie externe, elle consiste à mettre en place, de façon temporaire ou permanente, des sources radioactives naturelles ou artificielles au contact direct de la zone à traiter. Ces sources émettent des rayonnements qui détruisent les cellules cancéreuses. La dose de rayonnement décroît très vite au fur et à mesure que l'on s'éloigne de la source radioactive, elle est donc très forte au niveau de la zone à traiter et diminue au niveau des tissus sains [4, 5, 6].

#### 1.1.2.2.a. Différentes modalités de traitement par curiethérapie

Les éléments radioactifs les plus souvent utilisés lors d'une curiethérapie sont l'iridium-192, le césium-137 et l'iode-125 qui ont remplacé le radium-226. Ces sources peuvent se présenter sous forme de grains, de fils ou de micro sources en fonction de la nature du radioélément [2, 9].

Les sources radioactives peuvent être implantées de différentes façons dans le corps :

- Soient elles sont placées dans des aiguilles ou tubes plastiques implantés à l'intérieur même de la tumeur (peau, lèvre, sein, langue, anus, prostate, etc.) ; on parle de curiethérapie interstitielle ou endocuriethérapie [8, 10] ;
- Soient elles sont insérées dans un applicateur spécial qui est introduit dans une cavité naturelle du corps (comme le vagin ou le col de l'utérus) au contact de la lésion à traiter ; on parle de plésiocuriethérapie ;

On distingue deux techniques de plésiocuriethérapie [6] :

- Endocavitaire ou intracavitaire, pour traiter certains cancers gynécologiques comme le cancer du vagin ou de l'utérus.
- Endoluminale, comme la curiethérapie endobronchique ou endoesophagienne.
- soient elles sont laissées à demeure dans les tissus comme des grains (l'iode-125) ; on parle d'implants permanents [6].

Dans la majorité des cas, les sources sont implantées dans l'organisme de façon temporaire. C'est la technique d'implants temporaires, qui utilise des fils d'iridium-192, micro source d'iridium-192 ou source de césium-137. Ces sources sont laissées en place de quelques minutes à quelques jours, puis retirées selon le débit de dose [3].

### 1.1.2.2.b. Classification du type de curiethérapie selon le débit de dose

Durant le temps pendant lequel les sources radioactives restent à l'intérieur du patient, l'irradiation est continue. Le débit de cette irradiation est défini par le rapport entre la dose délivrée et la durée de la curiethérapie [8].

On distingue ainsi (tableau 1) :

- Curieithérapie à bas débit de dose (LDR) « Low Dose Rate » de 0,4 à 2 Gy/heure,
- Curieithérapie à moyen débit de dose (MDR) « Medium Dose Rate » de 2 à 12 Gy/heure et ;
- Curieithérapie à haut débit de dose (HDR) « High Dose Rate » supérieur à 12 Gy/heure.

La curieithérapie à débit de dose pulsée (PDR) « Pulse Dose Rate » consiste en la simulation de curieithérapie LDR avec la curieithérapie MDR, la délivrance du traitement se fait par pulse de quelques minutes toutes les heures [8, 10].

Débit de dose	Sources radioactives utilisées	Type d'implants	Exemples d'organes traités	Hospitalisation
Curieithérapie LDR	Iode-125	Permanents	Prostate	Le plus souvent un à deux jours, pour la mise en place des implants.
	Césium-137	Temporaires	Col de l'utérus	En chambre protégée quelques jours
Curieithérapie PDR	Iridium-192	Temporaires	Col de l'utérus Prostate	En chambre protégée quelques jours.
Curieithérapie HDR	Iridium-192 Ou Cobalt-60	Temporaires	Bronches Œsophage Prostate	Hospitalisation de courte durée, réalisée dans une salle de traitement protégée.

**Tableau 1 : Classification de type curieithérapie selon débit de dose [11, 12].**

1.1.2.2.c. Equipement utilisé en curiethérapie gynécologique intracavitaire LDR

1.1.2.2.c.1. Sources

Le Cs-137 a été découvert à la fin des années 1930 par Glenn Seaborg et Margaret Melhase. Il a été introduit en premier pour remplacer le Radium-226 en curiethérapie intracavitaire pour les tumeurs gynécologiques et ensuite pour les traitements interstitiels. Les principaux avantages de Cs-137 sont l'absence des produits gazeux toxiques par rapport au Ra-226, la longue demi-vie de 30.07 années ; quand on compare à la demi-vie de 5.27 années pour le Cobalt-60, le Cs-137 permet l'usage clinique sur une longue période de temps avant que le remplacement ne soit nécessaire. Les coûts de production des sources de Cs-137 sont également inférieurs à ceux du Ra-226 et du Co-60.

La désintégration du Cs-137 se fait principalement (94.4%), comme une désintégration  $\beta^-$  au second état excité du Barium-137 (figure 1) ; où la désexcitation du Ba-137 vers son état fondamental se produit à 90% par une émission d'un rayon gamma d'énergie de 0.662 MeV.

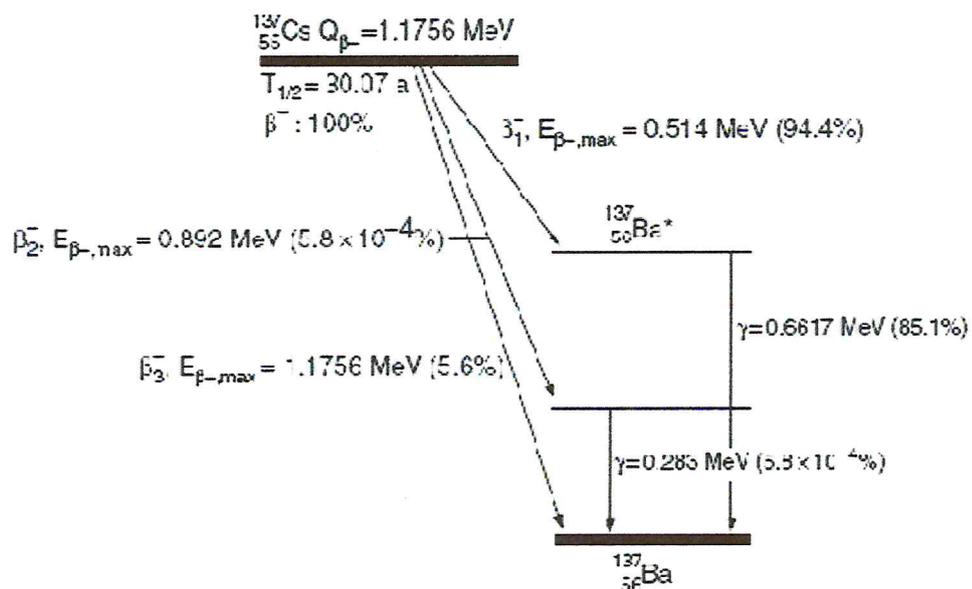


Figure 1 : Désintégration  $\beta^-$  du Cs-137 avec les énergies [13].

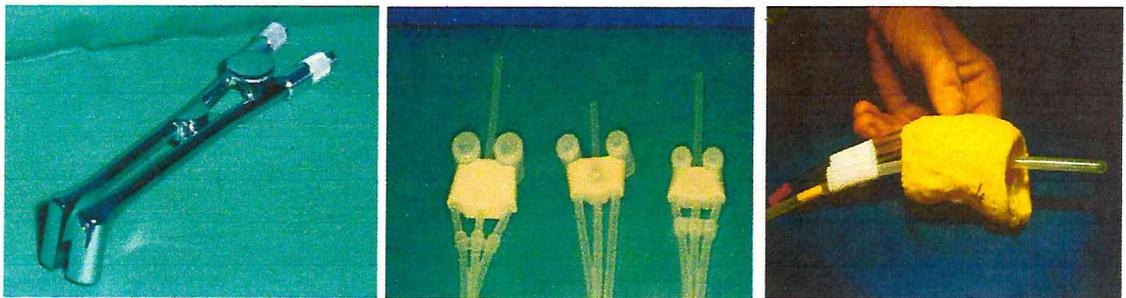
### 1.1.2.2.c.2. Appicateurs

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 [14].

Les applicateurs les plus fréquemment utilisés sont les applicateurs standards métalliques de Fletcher Suit-Delcos (1953) du système de Manchester (figure 2), pour leurs aptitudes de réduction de la dose au niveau de la vessie et du rectum, pour leurs optimisations de la distribution de la dose et aussi pour leurs longues durées d'utilisation (stérilisables). Cependant, ils restent très rigides, ce qui provoque un certain inconfort de la patiente.

Le deuxième type d'appicateurs les plus utilisés, sont les applicateurs plastiques de Delouche (figure 2), ils sont disponibles en trois tailles différentes, souples (confortables) et jetables.

Le troisième type d'appicateurs, sont les applicateurs personnalisés (moulés) de Chassagne et Pierquin (figure 2), ils sont très adaptés à la géométrie du col de l'utérus.



*Figure 2 : Différents applicateurs utilisés dans la curiethérapie intracavitaire [16] ; de gauche à droite : applicateur de Fletcher Suit-Delcos du système de Manchester, applicateur plastique de Delouche, applicateur personnalisé (moulé) de Chassagne et Pierquin.*

### 1.1.2.2.c.3. Projecteur de sources [15]

La position des sources est un paramètre physique fondamental dans la précision de la dose délivrée en curiethérapie. Les projecteurs de source (figure 3) jouent ainsi un rôle essentiel dans ce domaine, outre celui lié à la radioprotection qu'ils assurent.



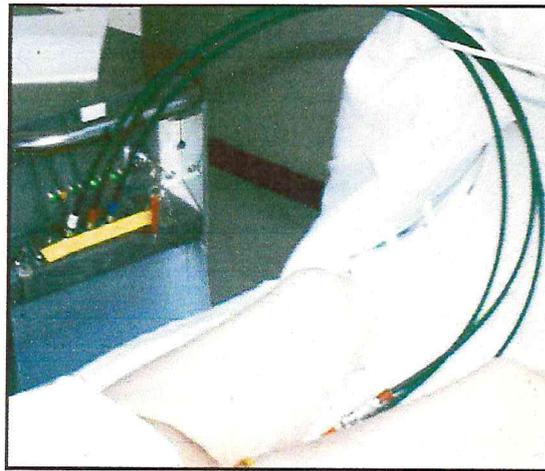
*Figure 3 : Projecteur de sources de Césium-137 (type Curietron) [16].*

La technologie des projecteurs de source permet actuellement d'assurer ces fonctions. En effet, ils comportent, un câble avec une source fictive, qui permet de mimer les différents pas de la source radioactive lors de l'application telle qu'elle est réellement effectuée. Ces systèmes sont liés à un système de dosimétrie propre au constructeur, mais une programmation manuelle est également possible à partir de la console (figure 4).



*Figure 4 : Console de programmation de chaque canal de source [16].*

D'une façon générale, tous ces projecteurs présentent : un système de détection de la position de des sources, un système de transfert des sources (figure 5), 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.



*Figure 5 : Système de transfert des sources (gainex de transfert) [16].*

#### **1.1.2.2.d. Méthode d'acquisition des données en curiethérapie gynécologique intracavitaire LDR [17]**

Lorsqu'il s'agit d'applications interstitielles profondes ou intracavitaires, il est indispensable de faire un repérage radiographique.

La région de l'application doit être radiographiée avec deux clichés orthogonaux. Dans la mesure du possible on s'arrangera pour tourner le tube autour du patient.

Deux techniques sont à l'heure actuelle, les plus utilisées :

##### **1.1.2.2.d.1. Technique de deux films orthogonaux**

L'utilisation d'un box spécial pour le repérage radiographique, qui permet d'assurer l'orthogonalité du deux films, de calculer le facteur d'agrandissement et de tenir compte de la divergence du faisceau et des défauts de centrage éventuels.

Des repères plombés sont positionnés sur la surface des faces du box, et leur positionnement doit être connu par le programme de calcul de manière précise.

#### **1.1.2.2.d.2. Technique de deux films orthogonaux avec un centre dit 'Jig'**

Cette méthode consiste à utiliser le même box, pour le repérage comme la première méthode, mais avec la superposition d'un centre (Jig) dans le plan d'application. Les distances Jig-films et Jig-source des rayonnements étant connues, il est possible de calculer l'agrandissement des clichés.

L'axe du faisceau doit être centré sur l'application pour les deux méthodes.

Les programmes utilisant ces techniques donnent un tableau où sont notées les caractéristiques du box de dimensions fixes 'largeur (41,6 cm), hauteur (41,6 cm, épaisseur (48 cm)', et de deux repères de positionnement d'une distance (6 cm) qui nous aide à calculer l'agrandissement des clichés, ce dernier devra être introduit dans le système de planification du traitement (TPS) « Treatment Planning System », pour faire une dosimétrie adaptée.

Le box porte la même cassette porteuse de cliché de même largeur et hauteur que celles du box, mais d'épaisseur (1,3 cm), ce qui permet d'utiliser le même TPS pour faire des calculs pour différents services.

## **1.2. Cancer du col de l'utérus**

### **1.2.1. Introduction**

Le cancer du col de l'utérus est une maladie qui atteint des femmes relativement jeunes dont les enfants sont bien souvent encore à la maison. Il pose donc un important problème social, outre les souffrances qu'il cause [18].

### **1.2.2. Epidémiologie**

#### **1.2.2.1. Incidence et mortalité**

A l'échelle mondiale, le cancer du col utérin est en termes de fréquence le deuxième cancer féminin avec environ 466000 nouveau cas et 231000 décès annuels. Il se situe au premier rang dans les pays en voie de développement, où il représente la forme la plus courante de cancer (20 à 30 % de l'ensemble des cancers) et la cause principale de décès par cancer chez la femme.

L'incidence et la mortalité sont très variables d'un pays à l'autre en fonction des facteurs de risque et surtout de l'existence de techniques efficaces de traitement.

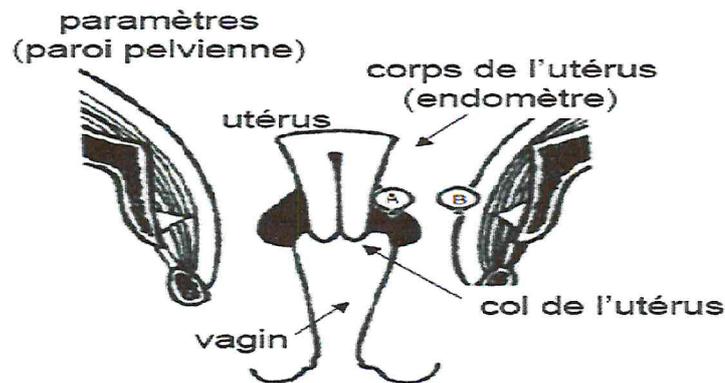
#### **1.2.2.2. Facteurs de risque**

Plusieurs études fondamentales ont été réalisées dans le but de saisir les principaux facteurs de risque incriminés dans la genèse du cancer du col utérin. Il s'agit en fait d'une maladie multifactorielle [19] :

- Infection au papillomavirus humain (HPV) « Humain Papilloma Virus » ;
- Vie sexuelle de la femme ;
- Tabagisme actif et passif ;
- Autres facteurs socioéconomiques et génétiques.

### 1.2.3. Anatomie

L'utérus est un organe impair et médian, situé dans le petit bassin entre la vessie en avant et le rectum en arrière. Il est composé du corps en haut et du col en bas (figure 6) [19]. Le col utérin occupe le tiers inférieur de l'utérus. De forme cyclique, il est dirigé vers le bas et l'arrière et pénètre le tiers supérieur du vagin : c'est la partie vaginale du col.



*Figure 6 : Appareil génital de la femme [20].*

### 1.2.4. Classification

#### 1.2.4.1. 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 2).

#### 1.2.4.2. 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 2).

<b>TNM</b>	<b>Stades des carcinomes du col utérin</b>	<b>FIGO</b>
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 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 2 : Classifications TNM et FIGO [19].**

### **1.2.5. Volumes tumoraux [21]**

C'est difficile d'effectuer un traitement sans une idée claire au sujet de la prescription de la dose. Pour un traitement exact et complet, il est exigé de faire une prescription raisonnable, cependant qu'elle est dépendante du choix des paramètres du traitement (figure 7).

Le statut clinique du patient devrait être rapporté aussi complètement que possible, y compris l'emplacement et l'ampleur de la tumeur, la pathologie, etc. Cette information devrait être rapportée d'après une classification internationale reconnue (FIGO, TNM).

La détermination des volumes est extrêmement importante, pour la limitation de la tumeur et des organes voisins, ce processus comporte plusieurs étapes en termes de définition des volumes.

#### **1.2.5.1. Volume tumeur macroscopique (GTV) « Gross Tumour Volume »**

Le volume gros de la tumeur GTV est l'ensemble des lésions tumorales mesurables, palpables ou visibles avec les moyens d'imagerie actuellement disponibles (n'existe plus après exérèse chirurgicale macroscopiquement totale).

#### **1.2.5.2. Volume cible anatomoclinique (CTV) « Clinical Target Volume »**

Le volume cible anatomoclinique CTV est l'ensemble du volume anatomique dans lequel on veut éradiquer la maladie cancéreuse macroscopique et/ou microscopique.

Le GTV et le CTV sont des concepts oncologiques purs et donc sont indépendants de la stratégie et de la technique thérapeutique.

#### **1.2.5.3. Volume cible prévisionnel (PTV) « Planning Target Volume »**

Le volume cible prévisionnel PTV est un concept géométrique utilisé dans le but d'arranger le traitement et s'assurer que la dose prescrite est réellement absorbée dans le CTV entier. Cependant, la détermination du PTV pour la curiethérapie est en général non considérable, les sources radioactives et le volume cible sont habituellement proches l'un de l'autre.

#### 1.2.5.4. Volume traité

Le volume traité est le volume de tissu qu'à reçoit une dose au moins égal à la dose prescrite par l'oncologue.

#### 1.2.5.5. Volume irradié

Le volume irradié entoure le volume traité. Il reçoit également du rayonnement diffusé.

#### 1.2.5.6. Organes à Risque (OAR) « Organs At Risk »

Les organes à risque OAR sont des tissus normaux dont la sensibilité aux rayonnements peut influencer significativement le choix du plan de traitement.

**GTV** : Gross Tumour Volume, correspond à la tumeur visible.

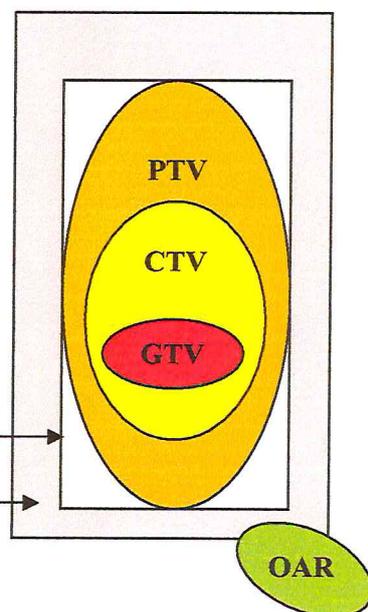
**CTV** : Clinical Target Volume, GTV + extensions microscopiques.

**PTV** : Planning Target Volume, CTV + marge de sécurité (mouvements).

**OAR** : Organs At Risk, volume qui ne peut recevoir une dose supérieure à une valeur limite connue ou volume à éviter.

Volume à traiter

Volume irradié



*Figure 7 : Représentation des différents volumes cliniques [21].*

### **1.2.6. Modalités thérapeutiques**

Le but du traitement est d'enlever la tumeur et d'éradiquer ses éventuelles extensions locorégionales (dôme vaginal, paramètres, ganglions pelviens). Et pour cela, Il existe plusieurs moyens thérapeutiques.

#### **1.2.6.1. Chirurgie**

La chirurgie a été la première méthode thérapeutique appliquée aux cancers du col utérin. Elle doit être réalisée par une équipe ayant une bonne expérience de la cancérologie, de la gynécologie et de la chirurgie viscérale ou urologique. Cette technique thérapeutique doit être radicale et intéresser tout le volume tumoral et ses prolongements [22].

#### **1.2.6.2. Chimiothérapie**

La chimiothérapie a un double objectif :

- Améliorer le contrôle locorégional en facilitant la réalisation de la chirurgie ou en améliorant l'efficacité de la radiothérapie ;
- Agir sur la maladie micro métastatique pour améliorer la survie sans métastases et la survie globale des malades.

La chimiothérapie peut être utilisée soit en traitement néo adjuvant, soit de façon concomitante à la radiothérapie externe pour potentialiser l'effet de l'irradiation, soit en adjuvant dans un deuxième temps [22].

#### **1.2.6.3. Radiothérapie**

La radiothérapie joue un rôle prépondérant dans la curabilité des cancers du col utérin. Elle s'intègre dans le cadre d'un traitement pluridisciplinaire, on distingue deux types de radiothérapie [22].

#### 1.2.6.3.a. Radiothérapie externe

Pour l'irradiation des cancers du col utérin, les photons de haute énergie (10 à 25 MV) provenant d'un accélérateur linéaire sont idéals [22].

Le rythme de l'irradiation classique est de 2Gy par séance et 5 séances par semaine. Chez les patientes fragiles, après chirurgie ou sur des champs plus grands, une dose par fraction de 1,8Gy est préférable.

La dose dépend de l'objectif clinique (curatif ou palliatif), de la stratégie thérapeutique (radiothérapie exclusive ou association radio-chirurgicale) et du compromis choisi entre la dose de contrôle tumoral qui dépend du volume tumoral et de la protection des organes sains. La dose requise pour stériliser les lésions utérines est de 60 à 75 Gy.

#### 1.2.6.3.b. Curiethérapie

La curiethérapie utéro-vaginale a pour but de stériliser la maladie microscopique au niveau du col, du tiers supérieur du vagin et des paramètres proximaux où cheminent les uretères. Elle consiste à placer des sources radioactives (le Césium-137 généralement) au contact de la tumeur : c'est la curiethérapie intracavitaire, ou à l'intérieur de la tumeur : c'est la curiethérapie interstitielle [22].

La curiethérapie délivre une dose inhomogène, des doses très élevées sont délivrées à quelques mm de la source et des doses très faibles à 1 ou 2 cm de la source (notion de gradient de dose ou l'inverse carré de la distance).

#### 1.2.6.4. Stratégie thérapeutique

- **Stade IA**

La chirurgie est le traitement standard pour ce Stade [22].

- **Stades IB**

- Stade IB1 : soit une curiethérapie utéro vaginale associée à la chirurgie, soit à une radiothérapie externe sur les aires ganglionnaires pelviennes [22].

- Stade IB2 : une radiothérapie pelvienne associée à une chimiothérapie concomitante, puis curiethérapie utéro vaginale, puis une chirurgie optionnelle [22].

- **Stades II et III**

Le traitement comporte une radiothérapie pelvienne associée à une chimiothérapie concomitante, puis une curiethérapie utéro vaginale [22].

En cas d'absence d'extension au-delà du tiers supérieur du vagin et aux paramètres, une chirurgie optionnelle peut être proposée en cas de stade peu avancé.

- **Stades IVA**

Le traitement peut comporter, après concertation pluridisciplinaire et selon l'état général de la patiente ; une chirurgie exclusive et/ou de la radiothérapie et/ou de la chimiothérapie [22].

- **Stades IVB**

Le traitement est palliatif et peut comporter de la chimiothérapie, de la radiothérapie à visée symptomatique et différents soins de support non spécifiques.

### 1.3. Interactions des rayonnements ionisants avec la matière

#### 1.3.1. Introduction

Un certain nombre de particules ou de rayonnements ionisants sont émis lors des phénomènes nucléaires. Ces rayonnements et particules sont susceptibles d'entraîner des dommages dans la matière, qu'elle soit vivante ou non, car ils vont y produire des interactions. Ces interactions seront différentes selon le type de particules ou de rayonnements, le but de ce chapitre est d'étudier ces phénomènes qui permettront la compréhension des grandeurs utilisées en dosimétrie [23].

#### 1.3.2. Classification des rayonnements ionisants

En médecine et en biologie, les rayonnements ionisants rencontrés sont principalement soit constitués par des particules matérielles chargées (électrons, protons, deutons, ions, etc.) ou neutres (neutrons), soit par des photons (essentiellement les rayons X et  $\gamma$ ) [23].

Les rayonnements ionisants peuvent être donc divisés en deux catégories principales :

- **Rayonnements corpusculaires** : on distingue les rayonnements corpusculaires en fonction de leur mode de production et par le type de particules émises: protons, électrons, noyaux d'hélium, neutrons, etc. La théorie de la relativité permet de relier la masse et l'énergie par la relation d'équivalence masse-énergie (Einstein 1905) :

$$E = m_0c^2 + T \quad (1)$$

Où  $m_0$  est la masse au repos de la particule, et T à son énergie cinétique.

- **Rayonnements électromagnétiques** : un rayonnement électromagnétique monochromatique est une onde électromagnétique caractérisée, par sa fréquence  $\nu$ . Sa vitesse de propagation dans le vide qui est la vitesse de la lumière ( $c$ ).

Des expériences sur les interactions de ces rayonnements avec la matière montrent qu'un rayonnement électromagnétique se comporte aussi comme un ensemble de particules, les photons, se déplaçant à la vitesse de la lumière. C'est le dualisme onde - corpuscule. L'énergie de chaque rayonnement de fréquence  $\nu$  est donnée par :

$$E = h \nu \quad (2)$$

Où  $h$  est la constante de Planck, et  $\nu$  la fréquence d'onde électromagnétique [23].

### 1.3.3. Interaction photons-matière

Dans la gamme d'énergie des photons utilisés en radiothérapie, trois effets prédominent largement.

#### 1.3.3.1. Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique (figure 8) (intégralité de l'énergie du photon incident est transférée à un électron arraché à une couche interne d'un atome, le réarrangement électronique qui s'ensuit entraîne l'émission soit d'un photon dit de fluorescence, soit d'un électron Auger).

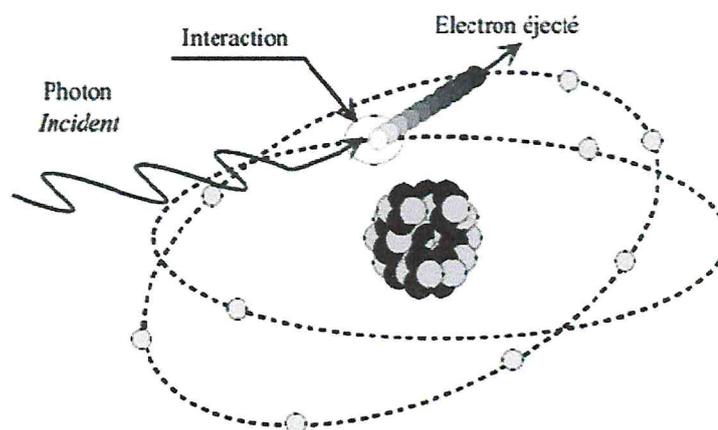


Figure 8 : Effet photoélectrique [3].

### 1.3.3.2. Effet Compton

L'effet Compton (figure 9) (énergie d'un photon incident transmise à un électron arraché à une couche périphérique d'un atome et à un photon dit diffusé).

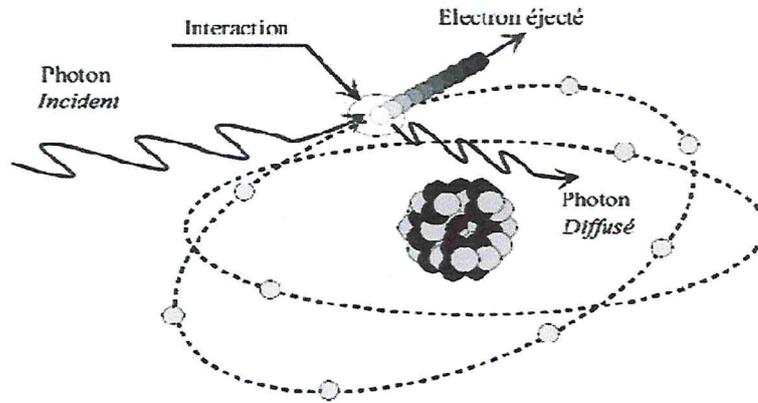


Figure 9 : Effet Compton [23].

### 1.3.3.3. Production de paires

C'est un processus par lequel, un photon incident disparaît et son énergie se matérialisant au voisinage du champ Coulombien d'un noyau pour donner naissance à un pair électron – positron (figure 10).

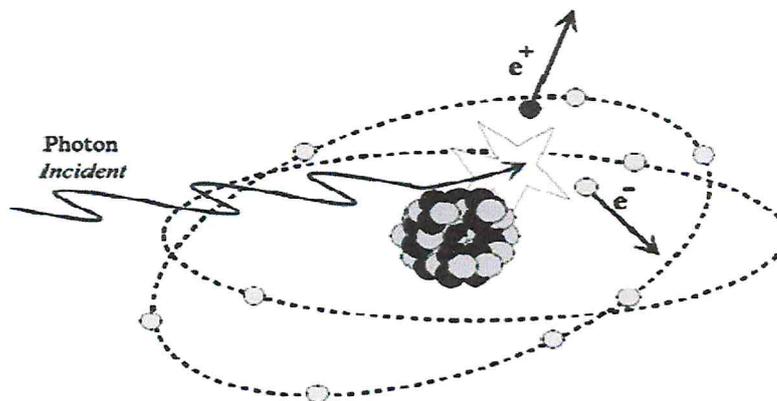


Figure 10 : Effet de matérialisation [23].

Pour que ce processus ait lieu, le photon doit avoir une énergie supérieure au seuil de création ( $e^+$ ,  $e^-$ ), i.e.  $h\nu > 2 \times 0,511 \text{ MeV}$ .

## 1.4. Spécification de la dose en curiethérapie

### 1.4.1. Introduction

La spécification des quantités dosimétriques est indispensable pour fournir des mesures physiques reproductibles aux effets des radiations sur la matière.

### 1.4.2. Activité [17]

L'activité (A) est définie par le nombre de désintégrations, qui se produisent dans la source par unité de temps. L'unité appropriée pour exprimer l'activité d'une source, est le Becquerel (Bq) tel que :

1 Bq = 1 désintégration par seconde.

Cependant, la mesure de l'activité d'une source présente des problèmes, en particulier pour une source scellée, qui est une source enfermée dans une enveloppe scellée ou munie d'un revêtement auquel elle est intimement liée qui devait présenter une résistance suffisante pour empêcher le contact direct avec la matière radioactive et la dispersion de celle-ci dans les conditions pour laquelle elle a été conçue (norme ISO 2919).

### 1.4.3. Activité apparente [17]

L'activité apparente ( $A_{app}$ ) d'une source radioactive a été définie comme l'activité d'une source ponctuelle du même radionucléide, qui délivre le même débit de kerma dans l'air qu'une source réelle, à une distance identique, sans effets d'autoabsorption et d'atténuation, elle est exprimée par :

$$A_{app} = 10^{-6} \left( \frac{1}{3600} \right) \left( \frac{\dot{K}_R r_{ref}^2}{\Gamma} \right) \quad (3)$$

Ou :

$\dot{K}_R$  : le débit de kerma de référence dans l'air ;

$r_{ref}^2$  : la distance source détecteur de rayonnement ;

$\Gamma$  : la constante de débit de kerma ;

$10^{-6}$  : la constante de conversion d'unité de ( $\mu\text{Gy}$ ) au ( $\text{Gy}$ ) ;

$\left(\frac{1}{3600}\right)$  : la constante de conversion d'unité de (h) au (s).

Ou bien, quand le débit du kerma de référence dans l'air est exprimé en ( $\text{mGy/h}$ ) et le  $r_{\text{ref}}$  est la distance est égale à 1 m.

$$A_{\text{app}} = 10^{-6} \left(\frac{1}{3600}\right) \left(\frac{S_k}{\Gamma}\right) \quad (4)$$

Ou :  $S_k$  : l'air kerma strength.

#### 1.4.4. Transfert d'énergie [13]

Le transfert d'énergie des rayonnements ionisants produit l'ionisation des particules secondaires.

##### 1.4.4.1. Kerma

La quantité dénommée (Kerma) « Kinetic Energy Released in Matter », traduit le premier acte du transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires. Le Kerma est le quotient :

$$K = \frac{dE_{\text{cin}}}{dm} \quad (5)$$

Où  $E_{\text{cin}}$  représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mise en mouvement par les rayonnements dans le volume de référence de masse  $dm$ .

Le Kerma s'exprime en  $\text{J kg}^{-1}$ . Son unité dans le SI « Système Internationale » est le Gray ( $\text{Gy}$ ) [2].

Le débit de Kerma se exprime par :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (6)$$

Il s'exprime en  $\text{Gy s}^{-1}$ .

#### 1.4.4.2. Exposition

Cette quantité est définie dans les recommandations de (ICRU) « International Commission on Radiation Units and measurements », comme le quotient de la charge par la masse :

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (7)$$

$dQ$  : charge électrique des ions de même signe produit dans l'air ;

$dm$  : masse de l'air.

L'exposition s'exprime en Roentgen (R), qui correspond à la création de  $2,58 \cdot 10^{-4}$  Coulombs (C) dans 1Kg d'air.

Le débit d'exposition est défini comme :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (8)$$

Il s'exprime en  $R \cdot s^{-1}$  ou en  $C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$ .

#### 1.4.5. Dépôt d'énergie [13]

La déposition d'énergie des rayonnements ionisants dans matière est un processus stochastique, donc la valeur de ces quantités ne sont pas uniques mais elles suivent une distribution de probabilité.

##### 1.4.5.1. Energie déposée

L'énergie résultante d'une particule qui a subit une seule interaction avec la matière est appelé énergie déposée, elle est définie :

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + Q \quad (9)$$

$\varepsilon_{in}$  : l'énergie de la particule avant l'interaction ;

$\varepsilon_{out}$  : l'énergie de particules après l'interaction ;

Q : le changement qui se produit dans les énergies du noyau et de toutes les particules impliquées dans l'interaction.

L'énergie déposée est s'exprime en Joule (J).

#### 1.4.5.2. Dose absorbée

La dose absorbée représente la quantité d'énergie absorbée, par unité de matière :

$$D_{\text{abs}} = \frac{dE_{\text{abs}}}{dm} \quad (10)$$

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité (Gy). Cependant ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales.

Par ailleurs, on appelle le débit de dose absorbée, la quantité exprimée par la formule suivante :

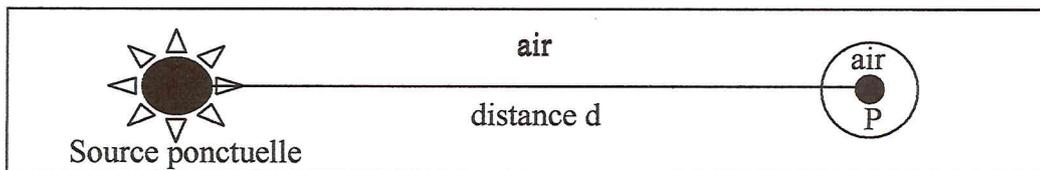
$$\dot{D} = \frac{dD_{\text{abs}}}{dt} \quad (11)$$

Elle s'exprime en Gy s<sup>-1</sup>.

#### 1.4.6. Calcul du débit de dose dans l'eau [24]

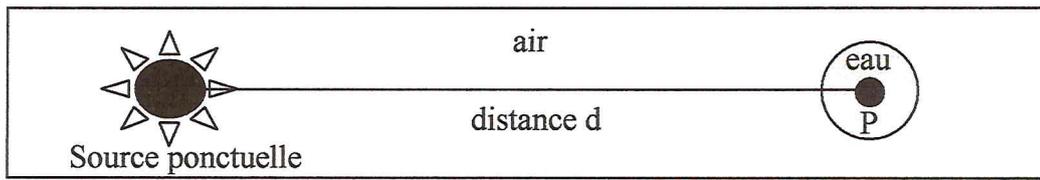
Les formules suivantes montrent comment calculer le débit de dose dans l'eau ( $\dot{D}_{\text{water}}$ ) dans un point (P), qui est déduit du débit de kerma de référence dans l'air ( $\dot{K}_{\text{ref}}$ ).

Le point (P) est entouré d'eau à distance (d) d'une source ponctuelle.



Le débit de kerma au point (P) dans l'air, est défini comme:

$$\dot{K}_{\text{air}}(\text{air}) = \dot{K}_{\text{ref}} \cdot \frac{1}{d^2} \quad (12)$$



Pour le débit de kerma dans le point (P) dans un petit volume d'eau, entouré d'air :

$$\dot{K}_{water}(air) = \dot{K}_{air}(air) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_\tau}{\rho} \right]_{air}^{water} \quad (13)$$

Tel que :

$$\left[ \frac{\bar{\mu}_\tau}{\rho} \right]_{air}^{water}$$

est le ratio des coefficients du transfert de l'énergie de masse moyens dans l'eau en rapport de l'air. Ce ratio est presque indépendant des énergies Gamma ( $\gamma$ ) et des rayons (X) émis par les radionucléides utilisés en curiethérapie, sauf pour Iode-125 et Paladium-103.

Sous conditions d'équilibre électroniques :

$$\dot{D}_{water}(air) = \dot{K}_{water}(air) \cdot (1 - g) \quad (14)$$

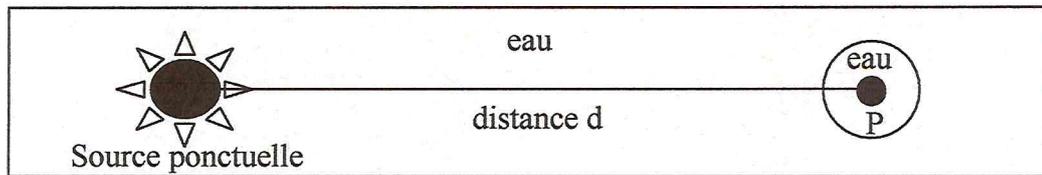
$g$  : représente la fraction de l'énergie des particules chargées (électrons) perdue comme des rayonnement de "bremsstrahlung". Pour la curiethérapie,  $g$  peut être négligé de manière à ce que :

$$\frac{\bar{\mu}_\tau}{\rho} = \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \quad (15)$$

D'où, le débit de dose dans l'air est égal au débit de kerma de référence :

$$\dot{D}_{water}(air) = \dot{K}_{ref} \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{water} \cdot \frac{1}{d^2} \quad (16)$$

Si le petit volume d'eau qui entoure le point (P) et la source sont entourées d'eau (ou de tissu), il faut prendre en considération l'atténuation (absorption et dispersion) dans l'eau.



Un facteur de correction de l'atténuation  $\varphi(d)$  est introduit, par conséquent.

$$\dot{D}_{water}(water) = \dot{D}_{water}(air) \cdot \varphi(d) \quad (17)$$

En résumé :

$$\dot{D}_{water}(water) = \dot{K}_{ref} \cdot \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air}^{water} \cdot \frac{1}{d^2} \cdot \varphi(d) \quad (18)$$

$\dot{K}_{ref}$  : débit de kerma de référence ;

$\left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air}^{water}$  : ratio des coefficients d'absorption d'énergie massique dans l'eau en rapport à l'air, pour le Cs-137 ce rapport est égal à 1,112 ;

$\frac{1}{d^2}$  : facteur géométrique (loi de l'inverse carré) ;

$\varphi(d)$  : transmission effective à travers l'eau.

Cependant, la source a en réalité une forme linéaire non pas ponctuelle, pour cette raison, il existe un formalisme (TG-43) « TASK-GROUP N°43 » pour le calcul du débit de dose de cette source.

## **Chapitre 2 : Assurance de qualité en curiethérapie**

### **2.1. Introduction**

La curiethérapie consiste en l'implantation de sources radioactives scellées. La diversité de la nature des radioéléments employés, de leur énergie et de leur activité, impose des règles d'implantation et d'utilisation très strictes. Ces règles incluent une vérification des caractéristiques physiques des sources radioactives, une assurance de qualité des projecteurs de source et des systèmes informatiques de planification et l'utilisation de systèmes dosimétriques fiables et reproductibles.

### **2.2. Contrôle du dosimètre**

La constance de la réponse (étalonnage) du système dosimétrique, doit être vérifiée par la mesure périodique d'une source de longue demi-vie, tel que Cs-137. Il est important d'utiliser un détenteur spécial de source, qui placera la source d'une manière reproductible [14].

La chambre d'ionisation est un dosimètre utilisé pour la mesure du débit de Kerma dans l'air, il est très dépendant de l'emplacement et de l'orientation de la source. Cette mesure périodique fournit un bon contrôle de qualité du système de mesure.

### **2.3. Contrôle des sources et des applicateurs**

#### **2.3.1. Propriétés mécaniques**

L'intégrité mécanique des sources doit être régulièrement vérifiée par une inspection visuelle, un test de fuites et une mesure d'activité.

À cause de leur usage clinique répété, les applicateurs subissent une sévère manutention, nettoyage et stérilisation, pour cela, ils doivent être habituellement contrôlés par inspection visuelle et évaluation radiographique. Pour les applicateurs gynécologiques il est indispensable de vérifier la structure de la sonde utérine et les capsules vaginales [14].

### **2.3.2. Activité de la source**

Le contrôle d'activité des sources d'une longue demi-vie, doit être fait d'une manière que, l'activité mesurée et l'activité calculée devraient être comparées [14].

Les sources d'une courte demi-vie, utilisées dans les implants temporaires ou permanents, devraient avoir leur activité mesurée au moment de l'implant et comparée avec la valeur donnée par le fabricant.

### **2.3.3. Contrôle des sources placées dans le projecteur de sources**

La position des sources placées dans l'appareil de chargement différé dite de (afterloading), peut être déterminée avec l'autoradiographie. Les sources doivent être placées avec exactitude, ce qui aide à la prédétermination de la longueur de la sonde utérine [14].

L'usage des marqueurs radiographiques appropriés et la combinaison de l'image radiographique avec une autoradiographie est une méthode appropriée pour vérifier le positionnement des sources.

## **2.4. Contrôle des projecteurs de sources [17]**

Tous les projecteurs de sources utilisés en curiethérapie doivent être :

- Utilisés sous la responsabilité de personnes qualifiées ;
- Soumis à une maintenance périodique à intervalles prédéterminés ;
- Vérifiés périodiquement par l'utilisateur ;
- Utilisés pour des applications cliniques bien définies, reposant sur une prescription de traitement en utilisant des sources radioactives dont les caractéristiques dosimétriques sont connues.

### **Projecteurs de source à bas débit de dose :**

La période des contrôles de projecteur peut être établie comme suit :

- Avant chaque nouveau traitement :
  - Test d'alimentation électrique ;
  - Test des voyants d'indication du traitement ;
  - Test du contact de porte ;
  - Test du système de surveillance d'ambiance ;
  - Test d'intégrité des canaux et gaines ;
  - Disponibilité des instructions en cas d'urgence ;
  - A la fin du traitement, vérification du stockage des sources en position de sécurité.
- Semestriel :
  - Contrôle complet du projecteur.
- Annuel :
  - Maintenance associée à un contrôle complet du projecteur.

### **2.5. Contrôle des radiations diffusées**

Toutes les sources d'usage gynécologique, sont éprouvées par frottis pour éviter toute fuite des radiations.

Après l'implantation des sources dans le patient, un contrôle des radiations diffusées doit être exécuté autour de la salle du traitement [14]. Le niveau des radiations devrait être mesuré et enregistré. Ces radiations devraient être très basses, elles ne doivent pas dépasser 0.01 mSv/h.

## **2.6. Contrôle du programme de calcul par ordinateur [17]**

La majorité des calculs de dose pour les applications de curiethérapie font appel aux systèmes de planification dosimétrique informatisée (TPS) « Treatment Planning System ».

Les possibilités de l'informatique ne doivent pas faire perdre de vue que des erreurs ont pu se glisser dans la chaîne des opérations qui a conduit au résultat.

Le contrôle est à réaliser régulièrement et chaque fois qu'une modification intervient dans le programme de calcul (nouvelle version, base de données, etc.).

Le contrôle doit être effectué à différents niveaux :

- **Contrôle des périphériques :**
  - Calcul des coordonnées de points de position connue à partir d'un relevé au digitaliseur sortie sur papier d'une grille de dimensions données.
- **Contrôle géométrique de la reconstruction :**
  - Utilisation d'un fantôme rigide comportant des fils métalliques et/ou des points de repères à des positions connue ;
  - Calcul des longueurs des fils et des coordonnées des points à partir des clichés.
- **Validation du calcul des doses**
  - Définition d'une source ponctuelle ou rectiligne d'activité donnée restant en place pendant un temps déterminé ;
  - Calcul de la dose à différentes distances de cette source ;
  - Comparaison à des données de la littérature ou à des calculs manuels ;
  - Addition des doses pour une association de plusieurs sources ;
  - Position des isodoses par rapport aux points de calcul.

### **2.7. Programme d'assurance de qualité [14]**

Toutes les installations de curiethérapie, devraient avoir un programme de gestion de qualité, avec des objectifs bien définis, pour assurer un bon traitement. Le programme devrait inclure des procédures écrites, enregistrées et documentées pour chaque traitement.

Les principales stations de ce programme sont :

- Une directive écrite d'acquiescement de traitement ;
- Une claire identification du patient ;
- Une documentation de traitement et un calcul apparenté ;
- Une identification et évaluation de toute déviation involontaire de la prescription.

## **Chapitre 3 : Systèmes de prescription de la dose en curiethérapie intracavitaire**

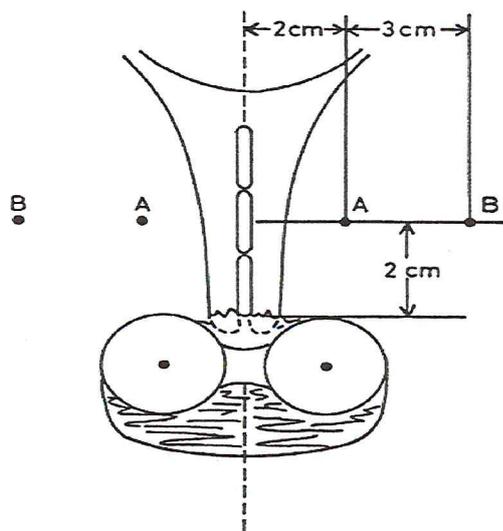
### **3.1. Introduction**

La curiethérapie intracavitaire du carcinome du col utérin est l'une des techniques thérapeutiques les plus efficaces, cette efficacité due principalement à deux facteurs, les conditions anatomiques qui permettent l'insertion des sources au contact du volume à traiter, et aussi à cause du gradient de la dose d'une manière que les hautes doses sont délivrées au volume cible et que la dose se baisse rapidement avec la distance. Cela a deux conséquences pratiques : un avantage en rapport avec la protection des organes à risque, mais une difficulté dans le traitement des extensions lésionnaires.

Cependant, la spécification de la dose est la principale difficulté pour cette technique thérapeutique, pour cela des nombreux systèmes ont été imaginés. Deux principaux systèmes les plus communément utilisés sont le système de Manchester (Paterson-Parker 1948) et les recommandations de l'ICRU 38 « International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 38, 1985 ».

### **3.2. Système de Manchester**

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 (figure 11).



**Figure 11 : Points A et B de Manchester (applicateur de Fletcher) [21].**

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 différentes 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.

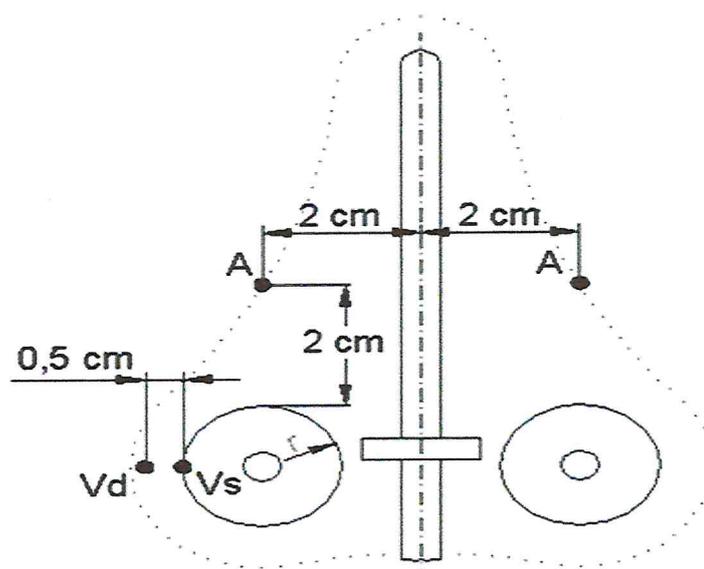
La technique moderne de Manchester est physiquement semblable à la technique classique. Les sondes intra-utérines ont les mêmes longueurs fixes sauf qu'elles sont orientées de 40 degrés en rapport des capsules vaginales, qui ont gardé leurs formes ovoïdales.

### **3.2.1. Points de référence de dose**

#### **3.2.1.1. 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 12). Il est localisé à 2 centimètres de la mi-ligne de la source intra-utérin qui coupe les sources vaginales en deux et à 2 centimètres de la tangente des sources vaginales [21, 25].



*Figure 12 : Définition du point A de Manchester (applicateur de Fletcher) [21].*

Les concepts liés 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 [21].

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.

### **3.2.1.2. Dose au point B**

#### **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 (figure 13).

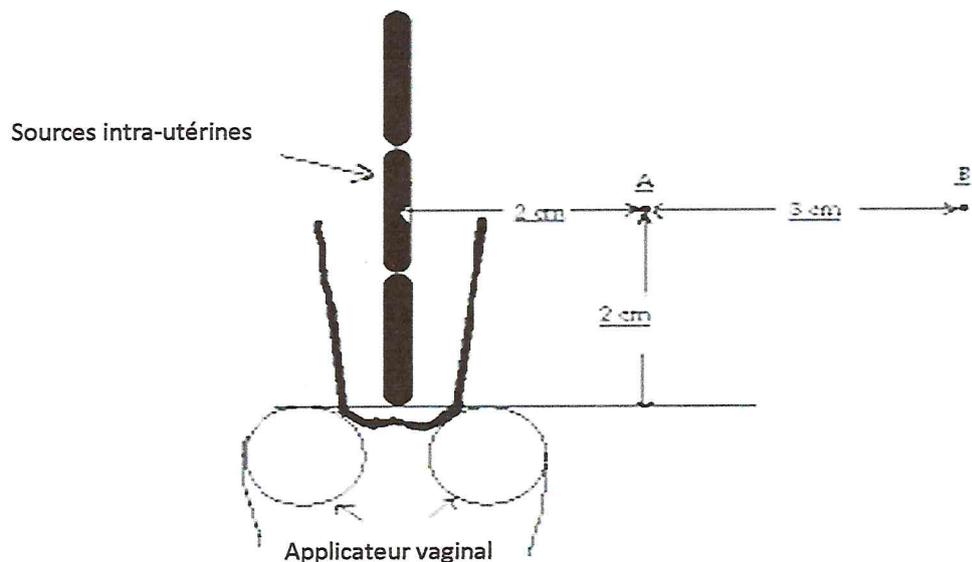


Figure 13 : Définition du point B de Manchester (applicateur de Fletcher) [21].

### 3.2.2. Points de référence des organes à risque

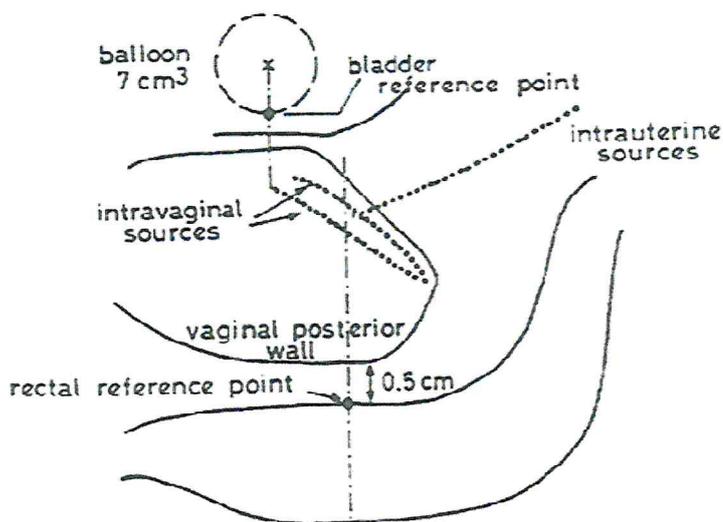
Les complications cliniques d'une curiethérapie intracavitaire du cancer utérin les plus fréquentes, résultantes d'une haute dose délivrée aux portions du rectum et de vessie qui sont aux proximités des sources. L'emplacement de l'applicateur par rapport au rectum et vessie est très important pour garder 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.

#### 3.2.2.1. Point de référence de la vessie [21]

La détermination du point de référence de la vessie, se fait en rapport avec un ballon rempli de 7 cm<sup>3</sup> d'un fluide radio-opaque, introduit au niveau de la vessie (figure 14).



*Figure 14 : Détermination des points de référence de la vessie et du rectum comme proposé par Chassagne et Horiot [21].*

### 3.2.2.2. Point de référence du rectum

Le point de référence d'estimation de la dose rectale (rectal reference point) est dépendant 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 (figure 14) [21, 25].

### 3.2.3. Volumes de référence

#### 3.2.3.1. Volume à traiter

Le volume à traiter est le volume qui a la forme d'une poire (figure 15), il doit recevoir au moins la dose prescrite par le radiothérapeute [21].

#### 3.2.3.2. Volume du point A [21]

##### 3.2.3.2.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 (figure 15).

### **3.2.3.2.b. Recommandations du volume du point A**

Les dimensions du volume de référence devraient être rapportées comme indiqué dans (figure 15).

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).

### **3.2.3.3. Volume de la dose de référence [21]**

#### **3.2.3.3.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.

#### **3.2.3.3.b. Recommandations du volume de la dose de référence**

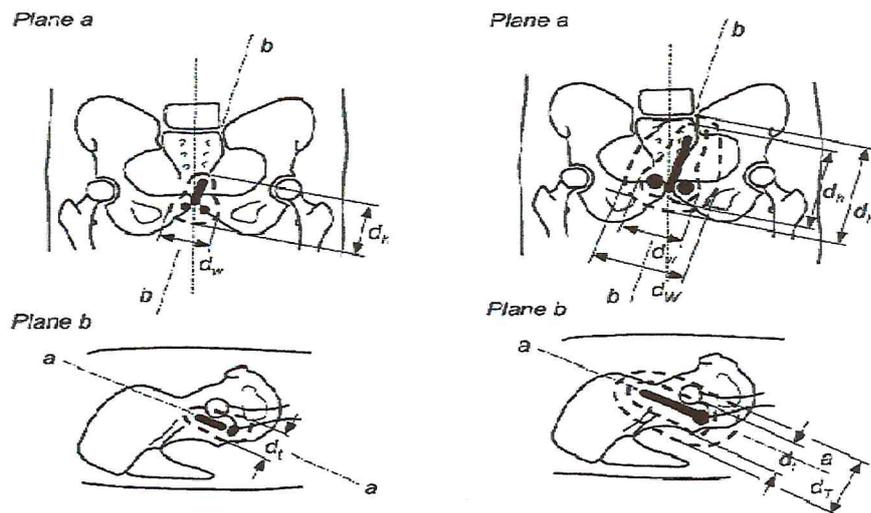
La comparaison des volumes de référence (le volume traité et le volume du point A) déterminés par l'application des différentes techniques utilisées en curiethérapie intracavitaire, doit correspondre aussi avec le PTV respectif.

Cependant, pour une application donnée, les dimensions du volume traité ou du volume du point A doivent être rapportés à la dose prescrite pour définir ce volume. Inversement, la dose ne peut pas être rapportée à ce volume [21, 25].

#### **3.2.3.4. Choix de la dose de référence [21]**

Premièrement, le choix de la dose de référence implique un consensus entre les centres dans le but d'introduire un concept de volume de référence.

Deuxièmement, le volume de référence devrait être plutôt près du volume à traiter.



**Figure 15 : Géométrie pour la mesure des dimensions du volume dans le traitement du carcinome du col de l'utérus (volume à traité, volume du point A, et volume de la référence) dans le traitement carcinome du col de l'utérus [21].**

- Plan a : “plan frontal oblique”, obtenu par la rotation du plan frontal autour d'un axe transversal.
- Plan b : “plan sagittal oblique”, obtenu par la rotation du plan sagittal autour de l'axe AP.

La hauteur ( $d_h$ ) et la largeur ( $d_w$ ) de la poire forme le volume de référence, comme les dimensions maximales parallèle et perpendiculaire de l'applicateur utérin. L'épaisseur du volume ( $d_t$ ) est mesurée dans le plan b comme la dimension maximale perpendiculaire l'applicateur utérin.

$d_h$ ,  $d_w$  et  $d_t$  font référence seulement à l'application.

Dans le cas de combinaison de la brachytherapie avec la radiothérapie externe, ces dimensions sont symbolisées par  $d_H$ ,  $d_W$  et  $d_T$ , respectivement.

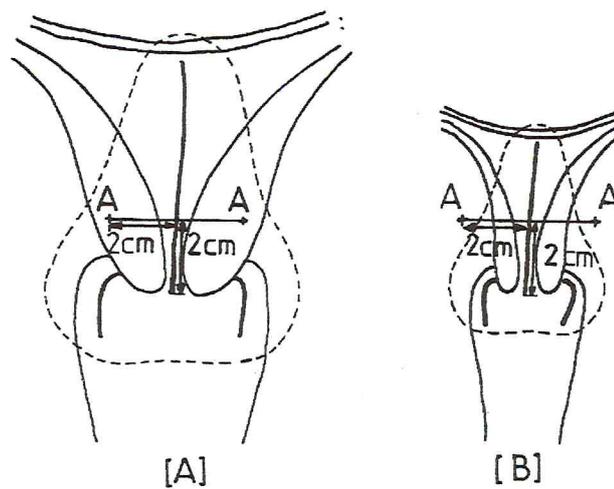
Dans le traitement défini au point A et/ou dans le PTV2 (extension de la tumeur au temps) la gamme de dose totale est compris entre 75 et 90 Gy (et au-dessus).

Par conséquent, on considère le volume de référence, comme le volume compris par une plus haute isodose par exemple le l'isodose 75% ou 85%.

### **3.2.4. Limites du système de Manchester**

L'usage des points A et B du système de Manchester, n'est pas toujours juste, car leurs significations exactes et leurs définitions n'ont pas toujours été interprétées de la même façon dans les différents centres. Cette différence cause des différences dans les valeurs de débit de dose calculé au point A.

L'autre limite de ce système, est reliée à l'anatomie du col utérin (figure 16), puisque le point A est déterminé par rapport à l'applicateur et non pas par rapport à la structure anatomique du col utérin [26].



**Figure 16 : Le point A de Manchester dans deux cas de différentes tailles du col utérin [26].**

### **3.3. Système recommandé par l'ICRU**

La commission internationale des grandeurs et des unités radiométriques (ICRU) « International Commission on Radiation Units and Measurements », a développé un langage commun basé sur des concepts existants, afin de décrire “ce qui a été fait” de manière compréhensible par tous en relation avec les résultats du traitement.

L'ICRU dans son trente huitième rapport (ICRU 38) concernant la spécification de la dose en curiethérapie gynécologique a recommandé :

- La description de la technique utilisée ;
- Que la spécification de la dose au point A de Manchester ne soit pas utilisée, parce qu'il est situé dans une région de haut gradient de dose ;
- Que les doses soient rapportées en termes de débit de kerma de référence dans l'air, de la dose aux tissus sains, et du volume de dose de référence.

#### **3.3.1. Description de la technique**

Les recommandations actuelles n'impliquent pas une modification de la méthode employée pour le calcul de temps de traitement, mais elles impliquent le calcul des quantités spécifiques à déterminer.

L'ICRU 38 traite principalement le traitement du col utérin, puisque la région anatomique est semblable pour chaque patient et la variation possible dans la position des sources radioactives est limitée.

L'ICRU 38 recommande que la technique soit décrite sur la base des conseils donnés ci-dessous:

- Radionucléides utilisés ;
- Débit de kerma de référence dans l'air ;
- Forme des sources, arrangement, filtration, atténuation, etc. ;
- Type d'applicateur utilisé.

### 3.3.2. Le kerma de référence total dans l'air

Le kerma de référence total dans l'air (TRAK) « Total Reference Air Kerma » est mesuré à 1 mètre des sources radioactives, est égal au débit de kerma de référence dans l'air multiplié par la durée d'implant.

### 3.3.3. Points de référence de dose

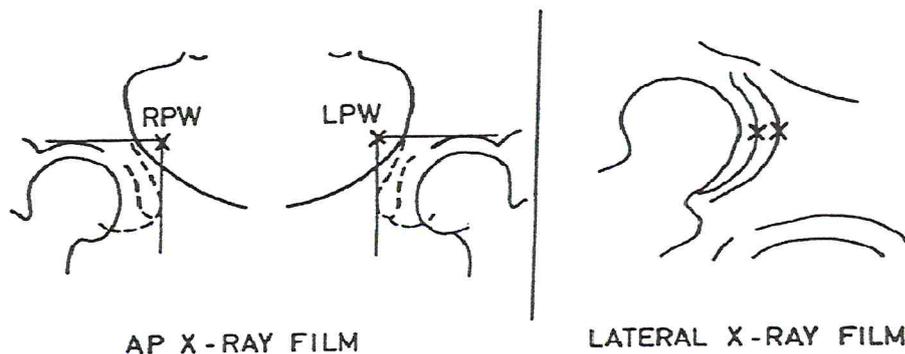
#### 3.3.3.1. Dose aux points qui ont un rapport avec les structures osseuses

L'utilité de la détermination de la dose aux points en rapport avec les structures osseuses bien définies et les régions des nœuds lymphatiques se voit particulièrement quand la curiethérapie est combinée avec la radiothérapie externe, ou suivie par une chirurgie [21, 25].

#### 3.3.3.2. Points de référence de la vessie et du rectum

Dans les recommandations de l'ICRU 38, l'estimation de la dose au niveau des organes critiques est réalisée à l'aide des radiographies orthogonales standard de l'application (figure 14).

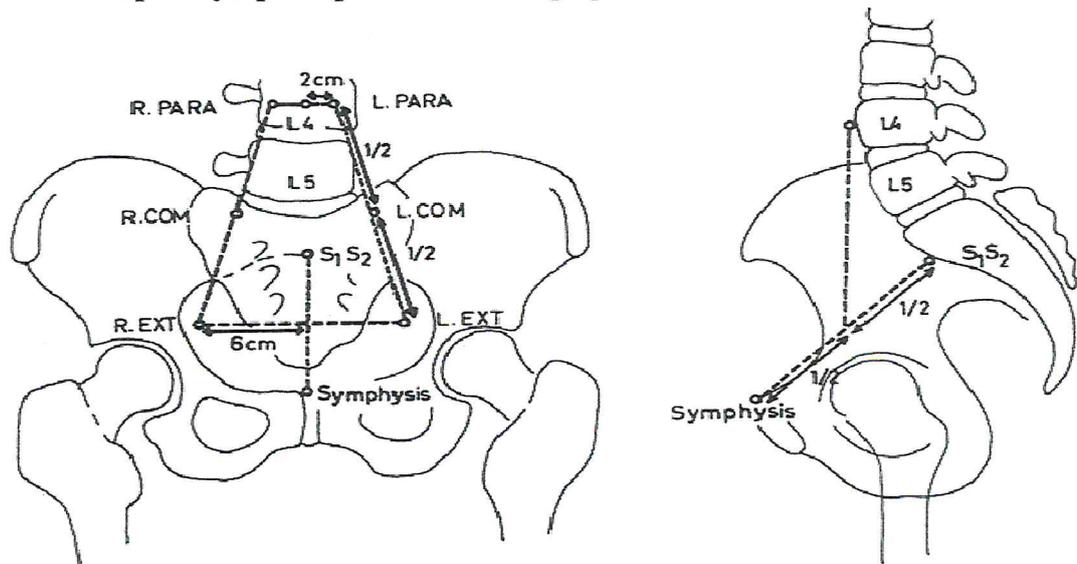
#### 3.3.3.3. Dose aux points de la paroi pelvienne [21]



**Figure 17 : Détermination des points de la paroi pelvienne (RPW / PPD = Paroi Pelvienne Droite), (LPW / PPG = Paroi Pelvienne Gauche) [21].**

Le point de référence de dose de la paroi pelvienne, est représenté la dose absorbée aux nœuds lymphatique de l'obturateur (figure 17).

### 3.3.3.4. Trapèze lymphatique de Fletcher [21]



*Figure 18 : Détermination du trapézoïde lymphatique. Sur la gauche une vue de l'antéropostérieur et sur la droite une vue latérale [21].*

Les différents points identifiés au moyen du trapèze lymphatique de Fletcher (figure 18) représentent la dose absorbée au niveau d'iliaque externe, d'iliaque primitive et des nœuds lymphatiques para-aortiques.

### 3.3.4. Volume de référence

#### 3.3.4.1. Volume à traiter

##### 3.3.4.1.a. Définition

Le volume à traiter a la même définition pour tous les systèmes, c'est le volume qui doit recevoir au moins la dose prescrite (figure 15) [21].

##### 3.3.4.1.b. Recommandations du volume de référence

Les trois dimensions (figure 15) du volume à traiter devraient être rapportées séparément. Le produit de ces dimensions orthogonales n'est pas recommandé comme un volume à traité.

La dose sélectionnée pour définir le volume traité peut être rapporté comme :

- Une dose prescrite, dont la valeur absolue est en (Gy) ;
- Un pourcentage de dose délivré à des points de référence sélectionnés.

Deux volumes complémentaires peuvent être définis, associés au volume à traiter [21].

#### **3.3.4.1.c. Volume de dose élevée**

Le volume de dose élevée correspond au volume compris entre les isodoses (150% et 200 %) de la dose qui définit le volume à traiter. Cependant, ce volume correspond aux cellules radiorésistantes.

#### **3.3.4.1.d. Volume irradié**

Le volume irradié est le volume entourant le volume à traiter, il est compris entre les isodoses (90% à 50%) de la dose qui définit le volume à traiter. La détermination du volume irradié est utile pour l'interprétation des effets secondaires en dehors du volume à traiter [21, 25].

### **3.3.4.2. Volume de la dose de référence [21]**

#### **3.3.4.2.a. Définition**

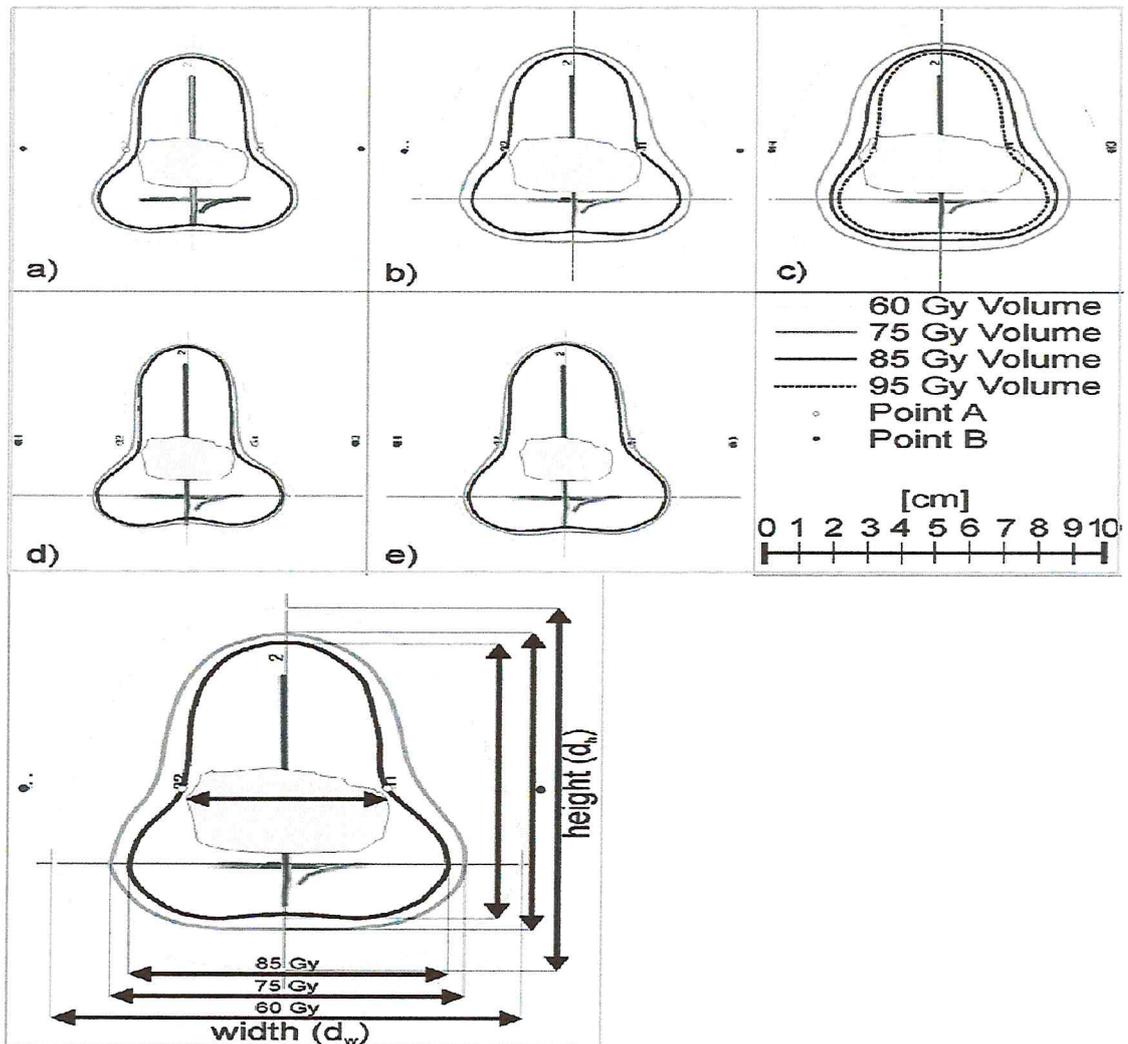
On a vu que le volume de référence est le volume entouré par l'isodose de référence, mais la dose sélectionnée pour définir ce volume impliquera un consensus au niveau international ou au moins entre les centres, ce qui a été réalisé par l'ICRU 38.

#### **3.3.4.2.b. Choix de la dose de référence [21]**

Dans le traitement défini au point A de Manchester, la gamme de dose de référence est comprise entre 75 et 90 Gy.

Cependant, dans les recommandations de l'ICRU 38, l'isodose de référence est de 60 Gy. Cette dose est en effet appropriée pour une curiethérapie exclusive (première), ou pour une curiethérapie combinée avec chirurgie radicale. Dans cette situation, la dose 60 Gy définit le volume à traiter.

Le choix de 60 Gy comme dose de référence ne définit pas le volume de référence car il n'implique pas que cette dose est recommandée comme dose thérapeutique optimale. C'est seulement dans un but de comparaison du concept de volume de référence, qu'elle a été introduite par l'ICRU 38 et elle est encore recommandée (figure 19).



**Figure 19 : Volume de référence pour la curiethérapie du cancer du col de l'utérus ; Rapporter des volumes aux doses pour cinq différentes situations cliniques [15].**

Pour les cas (a), (b) et (c) : curiethérapie combinée à la radiothérapie externe, le volume à traiter est défini par l'isodose 85 Gy ;

Pour les cas (d) et (e) : curiethérapie seule, (d) préopératoire ; (e) curiethérapie exclusive (Système de Manchester), le volume à traiter est défini par les isodoses 60 et 75 Gy, respectivement.

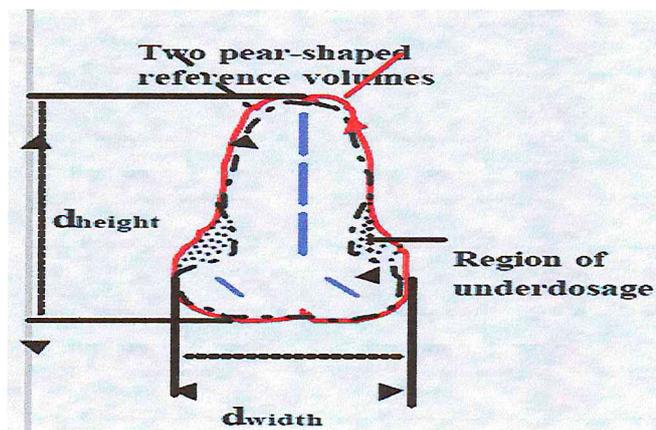
La même technique d'application de la curiethérapie est supposée pour tous les cas.

### 3.3.5. Temps d'application

Pour une application gynécologique, l'ICRU 38 recommande pour le calcul du temps de traitement de prendre en considération les effets biologiques de la dose sur les tissus sains. On détermine ces effets biologiques et cliniques par rapport à la dose prescrite [27].

### 3.3.6. Limites du système recommandé par l'ICRU [27]

L'ICRU 38 utilise les dimensions largeur, hauteur, et épaisseur de l'isodose de référence pour l'évaluation du volume de distribution de la dose, ce qui laisse des régions de sous dosage (figure 20).



*Figure 20 : Les dimensions de l'isodose de référence et la région de sous dosage [27].*

L'ICRU réexamine actuellement leurs recommandations de spécification de la dose.

**Dosimétrie en curiethérapie  
gynécologique au  $^{137}\text{Cs}$  :  
intercomparaison système de  
Manchester et ICRU 38**

## **Chapitre 4 : Matériel et méthodes**

### **4.1. Introduction**

Notre étude est une analyse rétrospective de la dosimétrie dans le traitement du cancer du col de l'utérus en curiethérapie intracavitaire première (60 Gy), elle porte sur 30 cas pris en charge dans les services de radiothérapie de trois centres hospitaliers, durant une période de 2 mois allant du 1er Mars au 1er Mai 2011.

**Centre A :** Centre Piere et Marie Curie (CPMC), Alger.

**Centre B :** Centre Anti Cancer (CAC), Blida.

**Centre C :** Hôpital Central de l'Armé (HCA), Ain Naadja - Alger.

Sur les 30 cas, 7 dossiers étaient incomplets et donc exclus de l'étude.

Le but de notre étude est de comparer nos résultats en termes de dosimétrie réalisée sur la base du système de Manchester (prescription au point A) et des recommandations de l'ICRU 38 qui prône la prescription de la dose en termes de volumes à traiter.

### **4.2. Matériel et méthodes**

Il s'agit d'une étude rétrospective multicentrique, incluant des patientes atteintes d'un cancer du col utérin, traitées par curiethérapie première (60 Gy).

#### **4.2.1. Matériel**

##### **4.2.1.1. Projecteur de sources**

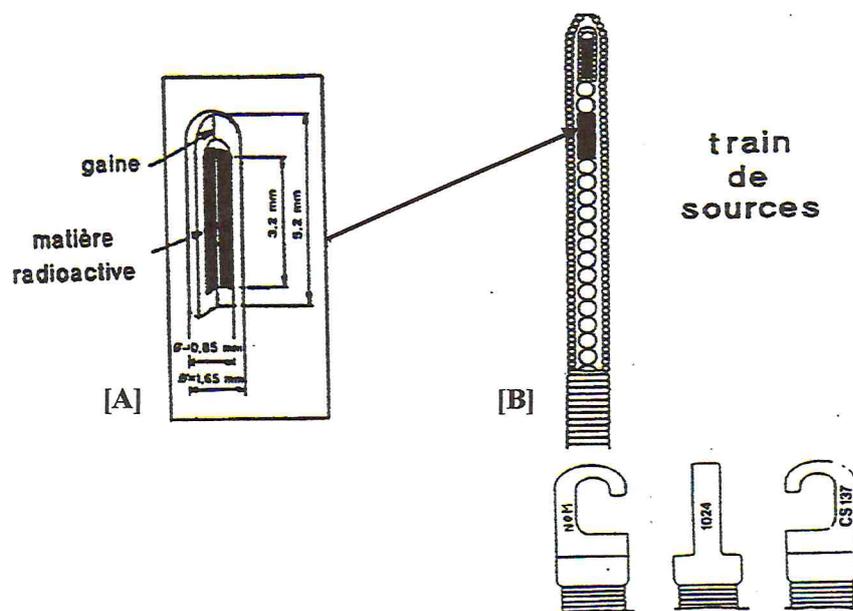
Dans les trois centres, nous avons réalisé notre étude sur le même type de projecteur de sources qu'est un projecteur de sources de Césium-137 de type Curietron (Chapitre 1).

#### 4.2.1.2. Appicateurs

Nous avons réalisés notre étude sur des applicateurs de type Fletcher (Chapitre 1) de différentes tailles (dépend de l'anatomie du col de la patiente) dans les centres A et B. Le centre C, utilise des applicateurs de type Delouche (Chapitre 1).

#### 4.2.1.3. Sources

Nous avons utilisé des sources de Césium-137 (Chapitre 1). Cependant, les sources de Cs-137 se présentent en réalité comme un train de sources, qui est un assemblage de sources élémentaires disposées régulièrement (figure 21).



*Figure 21 : Source de Césium-137 formée de Sources élémentaires ;*

*[A] : Grains de Cs fournis par Cis-Bio International, constituant l'élément de base de trains de sources,*

*[B] : Identification d'un train de sources destiné à être utilisé dans un projecteur de sources.*

#### 4.2.1.3.a. Centre A

Dans le centre A, les sources de Cs-137, ont les mêmes propriétés pour les patientes (A1, A2, A4, A5, A6, A7, A8, A9, A10, A11).

Modèle de sources	Activité apparente (mCi) (24 mars 2011)	Longueur totale (cm)
Cs UTE (60.9) 760-3/3	26,793	2,03
Cs UTE (60.9) 760-3/3	26,793	2,03
Cs UTE (60.9) 760-3/3	26,793	2,03
Cs VAG 756	47,838	2,04
Cs VAG 757	47,916	2,04

Pour la patiente (A3), nous avons utilisé des sources de Cs, dont les propriétés sont les suivantes :

Modèle de sources	Activité apparente (mCi) (24 mars 2011)	Longueur totale (cm)
Cs UTE (70.9) 150-3/3	20,123	2,33
Cs UTE (70.9) 150-3/3	20,123	2,33
Cs UTE (70.9) 150-3/3	20,123	2,33
Cs VAG 756	47,829	2,04
Cs VAG 757	47,907	2,04

#### 4.2.1.3.b. Centre B

Dans le centre B, les sources de Cs-137 ont différentes propriétés.

Pour la patiente (B1), les sources de Cs utilisées ont les propriétés suivantes :

Modèle de sources	Activité apparente (mCi) (18 avril 2011)	Longueur totale (cm)
PCSM-3-U-172/3	26,036	2,70
PCSM-3-U-172/3	26,036	2,70
PCSM-3-U-172/3	26,036	2,70
PCSM-3-V-5/6	44,150	2,04
PCSM-3-V-5/6	44,150	2,04

Les sources de Cs utilisés dans la dosimétrie des patientes (B2, B4), ont les propriétés suivantes :

Modèle de sources	Activité apparente (mCi) (18 avril 2011)	Longueur totale (cm)
PCSM-3-U-168/3	20,194	2,04
PCSM-3-U-168/3	20,194	2,04
PCSM-3-U-168/3	20,194	2,04
PCSM-3-V-5/6	44,148	2,04
PCSM-3-V-5/6	44,148	2,04

Pour les patientes (B3, B5, B6, B7) :

Modèle de sources	Activité apparente (mCi) (18 avril 2011)	Longueur totale (cm)
PCSM-3-U-170/3	20,087	2,33
PCSM-3-U-170/3	20,087	2,33
PCSM-3-U-170/3	20,087	2,33
PCSM-3-V-5/6	44,150	2,04
PCSM-3-V-5/6	44,150	2,04

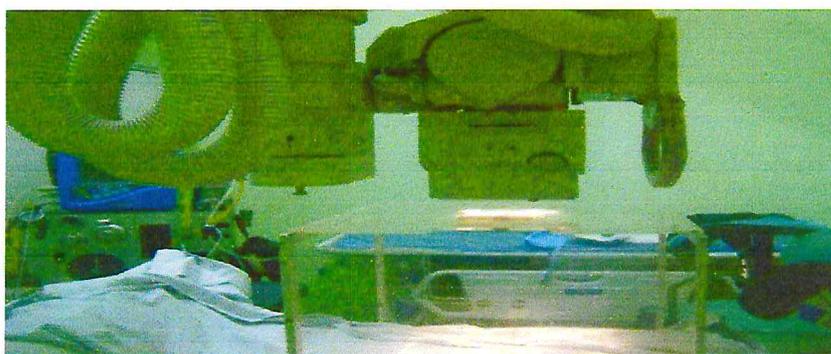
#### 4.2.1.3.c. Centre C

Dans le centre C, les sources de Cs-137 ont les mêmes propriétés :

Modèle de sources	Activité apparente (mCi) ( le 24 mars 2011)	Longueur totale (cm)
Cs UTE 51820 HCA/3	85,84	2,30
Cs UTE 51820 HCA/3	85,84	2,30
Cs UTE 51820 HCA/3	85,84	2,30
Cs Vag 51816 HCA	23,032	1,70
Cs Vag 51817 HCA	22,947	1,70

#### 4.2.1.4. Appareil d'imagerie

Le système d'imagerie utilisé dans notre travail (figure 22) sert à réaliser des radiographies de face et de profil en position de traitement, pour vérifier la qualité de l'application, notamment l'emplacement de l'applicateur et la longueur des sources radioactives. Ce système est basé sur un box de dimensions fixes « largeur (41,6 cm), hauteur (41,6 cm) et épaisseur (48 cm) », et de deux repères plombés de positionnement d'une distance (6 cm) qui nous aident à calculer le facteur d'agrandissement des clichés.



*Figure 22 : Appareil d'imagerie avec le box de repérage.*

#### 4.2.1.5. Système de planification de traitement

Le système de planification de traitement, est le moyen d'obtenir les distributions de dose à l'intérieur des volumes cibles et des organes critiques. Le hardware est constitué au minimum, d'un digitaliseur, d'un micro-ordinateur (figure 23) et d'une imprimante.



*Figure 23 : Système de planification de traitement.*

## 4.2.2. Méthodes

Les patientes incluses dans notre étude ont été déjà traitées. Nous avons donc travaillé sur les dossiers qui comprennent les clichés de repérage ainsi que tous les éléments physiques et cliniques.

### 4.2.2.1. Déroulement de la curiethérapie LDR du cancer du col utérin

Afin de mieux comprendre la chaîne de traitement en curiethérapie gynécologique, nous avons dû assister à toutes les phases :

Quelle que soit la technique utilisée, la mise en place du matériel intra-utérin et vaginal est effectuée sous anesthésie générale ou rachianesthésie (localisée à la moitié du corps).

En salle d'application (bloc opératoire), le médecin radiothérapeute procède à la mise en place d'une sonde urinaire qui permet l'évacuation des urines durant toute la durée du traitement.

Une sonde urinaire gonflée avec (7 cm<sup>3</sup>) de produit radio-opaque constitue le premier temps de l'application, pour localiser la position de la vessie. Une sonde rectale munie de repères plombés est mise en place, pour repérer le rectum.

Après repérage de l'orifice et du trajet intra-utérin, une dilatation progressive est effectuée permettant la mise en place dans le vagin d'un dispositif appelé applicateur qui comprend une sonde intra-utérine passe par le canal du col utérin et un applicateur vaginal constitué de deux capsules (colpostats ou ovoïdes) placés de part et d'autre du col de l'utérus.

Des radiographies de face et de profil sont acquises en position de traitement, pour vérifier la qualité de l'application, notamment l'emplacement de l'applicateur et la longueur des sources radioactives. Ces radiographies seront utilisées pour la dosimétrie informatisée (dosimétrie à l'aide du TPS).

#### 4.2.2.2. Planification du traitement et dosimétrie

À la fin de l'étape de mise en place des sources fictives réalisée par le radiothérapeute, et avant la validation du traitement, il est indispensable de faire une planification de ce dernier, par le physicien médical en deux étapes.

##### 4.2.2.2.a. Etape manuelle

Dans cette étape, nous déterminons les différents points de référence, tout en prenant en considération le facteur d'agrandissement des clichés.

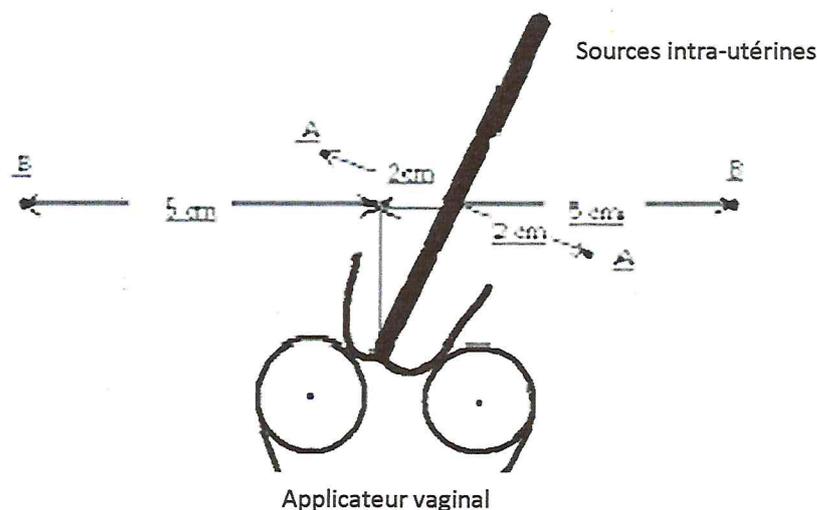
##### 4.2.2.2.a.1. Points de référence A et B de Manchester

Nous avons vu (Chapitre 3) la méthode suivie concernant la détermination des points A et B de Manchester. Cependant, cette méthode n'est valable que dans le cas d'une position parfaite de l'applicateur en rapport du col utérin.

Dans notre étude, nous avons rencontré ce problème dans la majorité des cas étudiés où la sonde utérine ne s'allonge pas dans la mi-ligne de l'utérus (figure 24), donc nous n'avons pas pu déterminer les points A et B de Manchester. Pour cette raison, la détermination des points A et B a été possible sur la base d'une méthode dite 'méthode des points A et B modifiés'.

##### Méthode des points A et B modifiés

Le point A, est relativement défini sur le film orthogonal antérieur à l'applicateur (Figure 25). 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 24). Cependant, le point B qui ne dépend pas directement de la sonde utérine, reste comme un point fixe, localisé à 5 centimètres latéralement du point qui coupe les capsules vaginales en deux, et à 2 centimètres en haut de la droite passant par ces dernières.



*Figure 24 : Définition des points A et B modifiés de Manchester.*

#### 4.2.2.2.a.2. Point de référence de la vessie

La détermination du point de référence de la vessie, est réalisée avec un ballon rempli de 7 cm<sup>3</sup> d'un fluide radio-opaque, introduit au niveau de la vessie.

Sur la radiographie antéropostérieure (Figure 25), le point de référence de la vessie (bladder reference point) est pris au centre du ballon.

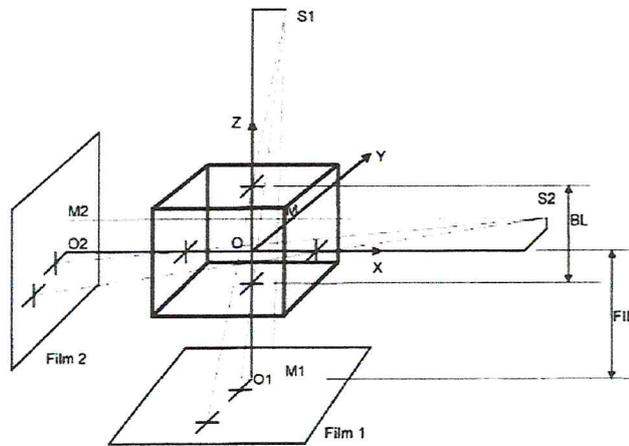
Sur la radiographie latérale (Figure 25), le point est obtenu sur la même ligne antéropostérieure, mais à la surface postérieure du ballon.

#### 4.2.2.2.a.3. Point de référence du rectum

Le point de référence d'estimation de la dose rectale (rectal reference point) est localisé à 5 millimètres derrière la paroi vaginale postérieure sur une ligne AP sortie du milieu des sources vaginales.

Sur la radiographie latérale (Figure 25), une ligne AP est dessinée de la limite inférieure de la source utérine et le milieu des sources vaginales. L'utilisation du gaz radio-opaque pour le vagin aide à la visualisation du mur vaginal postérieur.

Les sources de rayons x sont placées aux positions S1 et S2. Le box a une longueur BL (figure 28). Le jig est utilisé comme l'origine de la reconstruction à une distance FID (distance jig cliché). Les repères plombés de positionnement supérieurs et inférieurs ont des images sur les clichés de l'implantation, le M a deux images M1 et M2 sur les deux clichés, respectivement.



**Figure 28 : La reconstruction avec deux clichés orthogonaux avec jig.**

Pour le premier cliché, la source S1 a des coordonnées  $(X_0, Y_0, Z_0)$ . Le repère plombé de positionnement supérieur sur le jig a des coordonnées  $(0, 0, BL/2)$  et son image a des coordonnées  $(X_1, Y_1, -FID)$ . De la même façon, le repère plombé de positionnement inférieur sur le jig a des coordonnées  $(0, 0, -BL/2)$  et son image a des coordonnées  $(X_2, Y_2, -FID)$ .

Comme mentionné ci-dessus, l'utilisateur utilise en particulier le box (jig) dans la détermination des paramètres géométriques. Le système laisse à l'utilisateur le choix de la méthode de détermination de ces paramètres.

Sur la radiographie frontale (Figure 25), ce point est pris à l'intersection de la limite inférieure de la source utérine et le centre des sources vaginales.

#### **4.2.2.2.a.4. Points de références de la paroi pelvienne**

Le point de référence de dose de la paroi pelvienne, représente la dose absorbée aux nœuds lymphatiques de l'obturateur.

Il peut être visualisé sur les radiographies AP (AntéroPostérieur) et latérales. Il est apparenté aux structures osseuses fixes.

Sur une radiographie AP (Figure 25), les points de référence de la paroi pelvienne sont localisés à l'intersection des lignes suivantes:

- une ligne horizontale tangentielle au plus haut point de l'os pelvien,
- une ligne verticale tangentielle à l'aspect intérieur de l'os pelvien.

Sur une radiographie latérale (Figure 25), ils sont localisés aux plus hauts points, à droite et à gauche de l'os pelvien.

Le point de référence de la paroi pelvienne est relié aux structures osseuses fixes, mais pas à l'applicateur comme le point B.

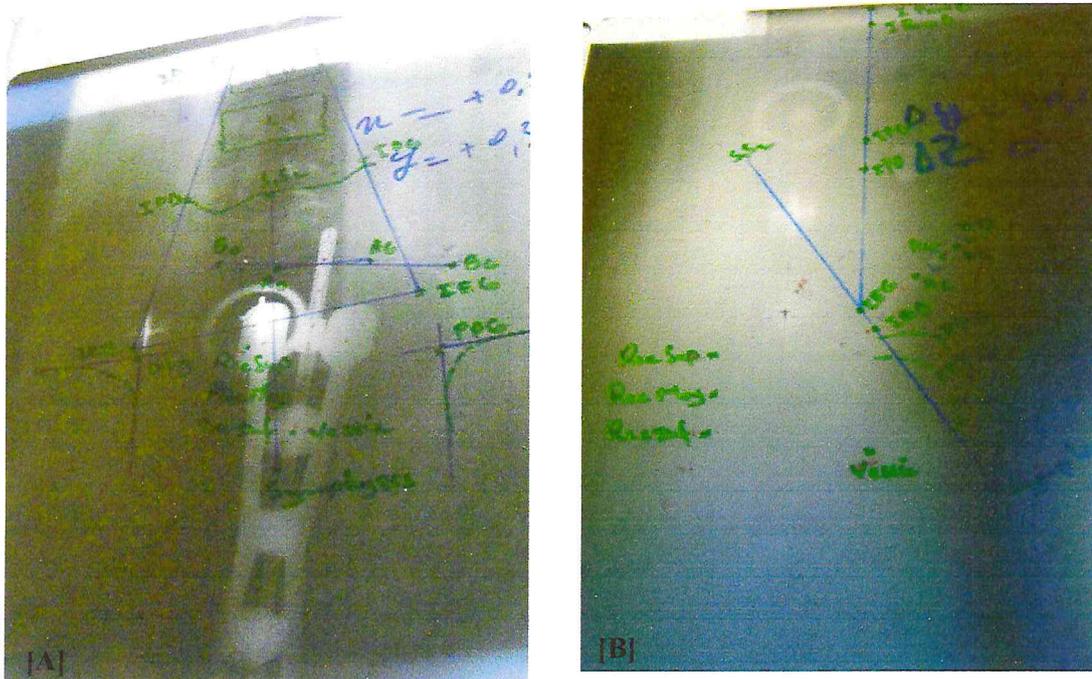
#### **4.2.2.2.a.5. Trapèze lymphatique de Fletcher**

Les différents points identifiés au moyen du trapèze lymphatique de Fletcher représentent la dose absorbée au niveau de l'iliaque externe, de l'iliaque primitive et des nœuds lymphatiques para-aortiques.

Le trapézoïde lymphatique (Figure 25) est obtenu sur le cliché antéropostérieur comme suit :

- une ligne jointive du point anatomique (S1S2) et de la symphysis (S),
- une ligne médiale de l'aspect antérieur de la quatrième lombaire (L4),

- deux points (IED, IEG), chacun se trouvant à 6 centimètres latéralement au milieu de la droite qui relie (S1S2) et (S), employé pour estimer la dose aux nœuds lymphatiques d'iliaque externe droit et gauche,
- deux points (IParaD, IParaG), chacun se trouvant à 2 centimètres latéralement à la mi-ligne de (L4), employé pour estimer la dose aux iliaques para-aortiques droit et gauche,
- un trapèze est construit dans un plan qui rejoint (IED, IParaD) et (IEG, IParaG) respectivement,
- le milieu de la ligne qui relie ces 2 points est utilisé pour estimer la dose aux nœuds lymphatiques d'iliaque primitive droit et gauche (IPD, IPG).



**Figure 25 : Représentation des points de référence d'une curiethérapie du cancer du col utérin ;**

**[A] : Cliché antérieur,**

**[B] : Cliché latéral.**

#### 4.2.2.2.b. Etape informatisée

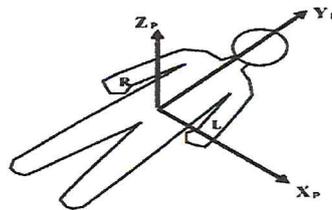
Dans cette étape on décrit les algorithmes d'acquisition des clichés et de reconstruction des sources utilisés par le système de planification « Theraplan plus » pour l'établissement d'un plan de traitement en curiethérapie.

Dans le planning en curiethérapie, une source de rayonnement peut être introduite directement dans le système, si la position de la source est connue. La distribution de la dose due à cette source peut être calculée et affichée sur écran ou imprimée.

Cependant, en général, la position tridimensionnelle de la source n'est pas connue, ses coordonnées doivent être déterminées. On utilise alors une méthode de reconstruction basée sur l'imagerie par rayons-X de l'implantation, dans les clichés de la patiente.

##### 4.2.2.2.b.1. Système de coordonnées de positionnement du patient

Ce système est défini par l'ICRU (Figure 26).



*Figure 26 : système de coordonnées de positionnement du patient.*

Les vues : Antérieur (ANT), Latéral (LAT) et Transversal (TRAN) sont définies par l'ICRU comme vues qui regardent le patient le long des directions  $Z_p$ ,  $X_p$ , et  $Y_p$ , respectivement. Ils sont affichés comme les projections  $X_p - Y_p$ ,  $Y_p - Z_p$  et  $X_p - Z_p$  plan, respectivement. Les vues ANT, LAT et TRAN sont seulement significatives dans le système de coordonnées patient.

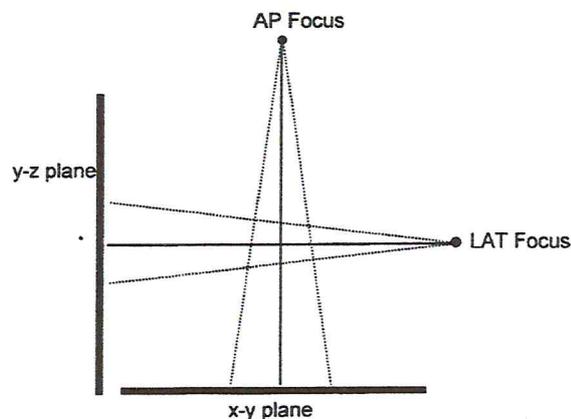
La curiethérapie fournit différentes méthodes de reconstruction de la source. Dans tous les cas, le digitaliseur est utilisé pour introduire des coordonnées de la source issues des clichés de rayon-X dans le système. Quand une source linéaire est impliquée, l'utilisateur digitalise les deux points extrêmes et le système les reconstruit et calcule la longueur reconstruite du centre de l'implantation.

#### 4.2.2.2.b.2. Méthodes de reconstruction

On utilise des clichés et un digitaliseur, les méthodes de reconstruction en curiethérapie nous permettent de reconstruire la source. Plusieurs méthodes de reconstruction sont utilisées. Chaque méthode de reconstruction tient compte de l'agrandissement et utilise un algorithme géométrique. Parmi ces méthodes ; deux sont utilisées en Algérie :

➤ **Méthode de reconstruction avec deux clichés orthogonaux**

La méthode de reconstruction avec deux clichés orthogonaux, est basée sur deux clichés orientés dans les directions antéro-postérieur (AP) et latérale (LAT). Le cliché AP représente une vue agrandie du plan X-Y du patient et le cliché LAT représente une vue agrandie du plan y-Z du patient.



*Figure 27 : la reconstruction orthogonale.*

On calcul les facteurs d'agrandissement des clichés, qui dépendent des positions de source.

➤ **Méthode de reconstruction avec deux clichés orthogonaux avec jig**

Pour cette méthode, les deux clichés exigés pour la reconstruction de l'implantations sont acquis avec l'utilisation du point jig en tenant compte des facteurs d'agrandissement, qui dépendent des paramètres géométriques.

Les paramètres géométriques d'un appareil de reconstruction avec jig, i.e.; le box de repérage est décrit comme suit :

### 4.2.2.3. Choix de l'isodose de référence

Le choix de l'isodose de référence qui représente cent pour cent de la dose optimale, dépend de la méthode adoptée par le centre.

#### 4.2.2.3.a. Méthode locale

L'isodose de référence pour les méthodes locales, est l'isodose passant par deux points de distance ( $d = 1,5$  cm) du centre des sources vaginales sur la distribution des isodoses antéro-postérieur (figure 29).

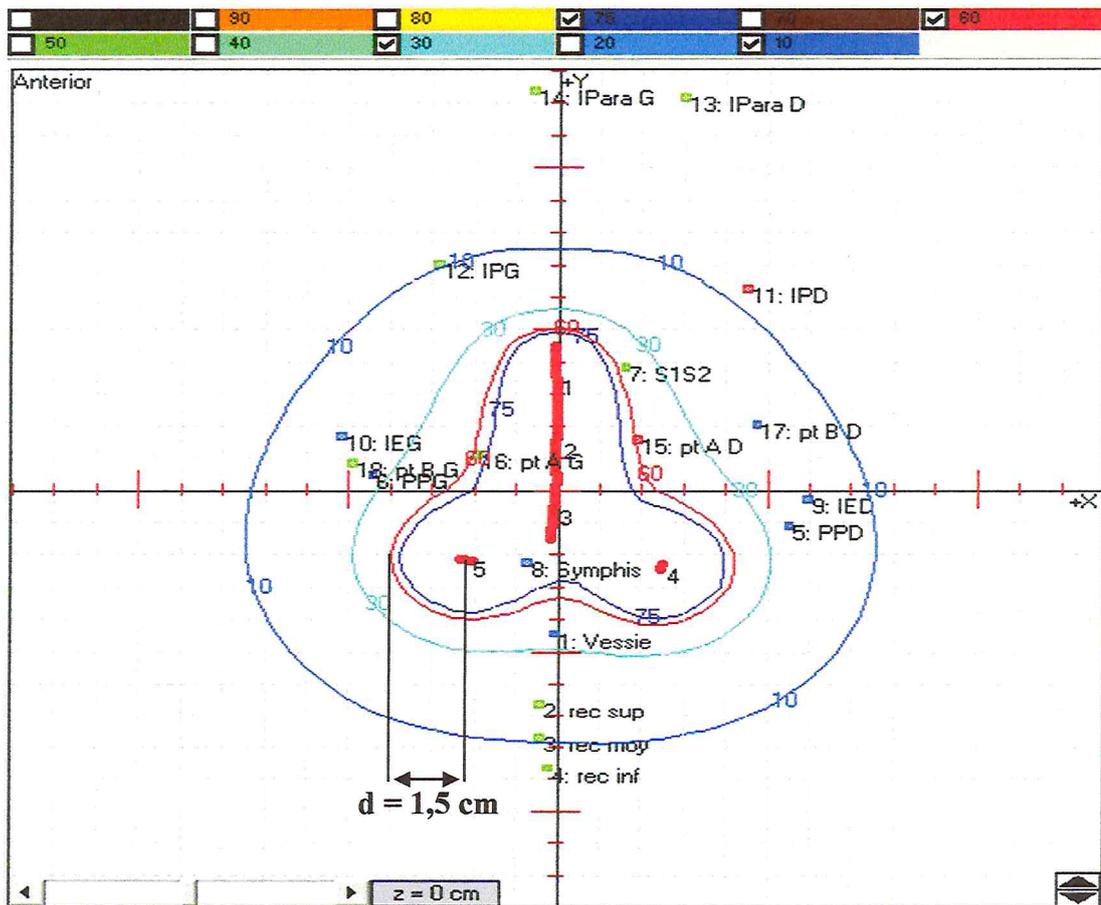


Figure 29 : Isodose de référence choisie sur la base de la méthode locale.

4.2.2.3.b. Méthode recommandée par l'ICRU 38

L'isodose de référence recommandée par l'ICRU 38, est l'isodose définie par les dimensions (hauteur (dh), largeur (dw) dans la distribution des isodoses antéro-postérieur, et épaisseur (dt) dans la distribution latérale) (figure 30), telle que les valeurs de ces dimensions soient approximativement :

$dh = 9,4 \text{ cm}$  ;

$dw = 6,7 \text{ cm}$  ;

$dt = 3,2 \text{ cm}$ .

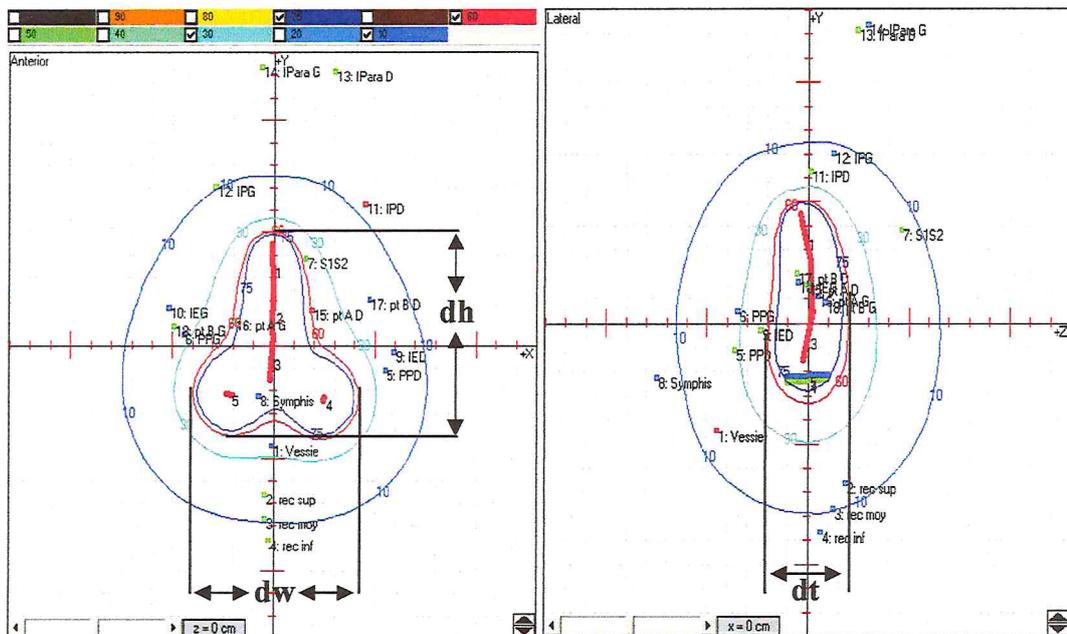


Figure 30 : Isodose de référence choisie sur la base des recommandations de l'ICRU 38.

#### 4.2.2.3.c. Méthode de Manchester

Le système de Manchester recommande pour le choix de l'isodose de référence, que cette isodose passe par le point A, sur la distribution des isodoses en antéro-postérieur (figure 31).

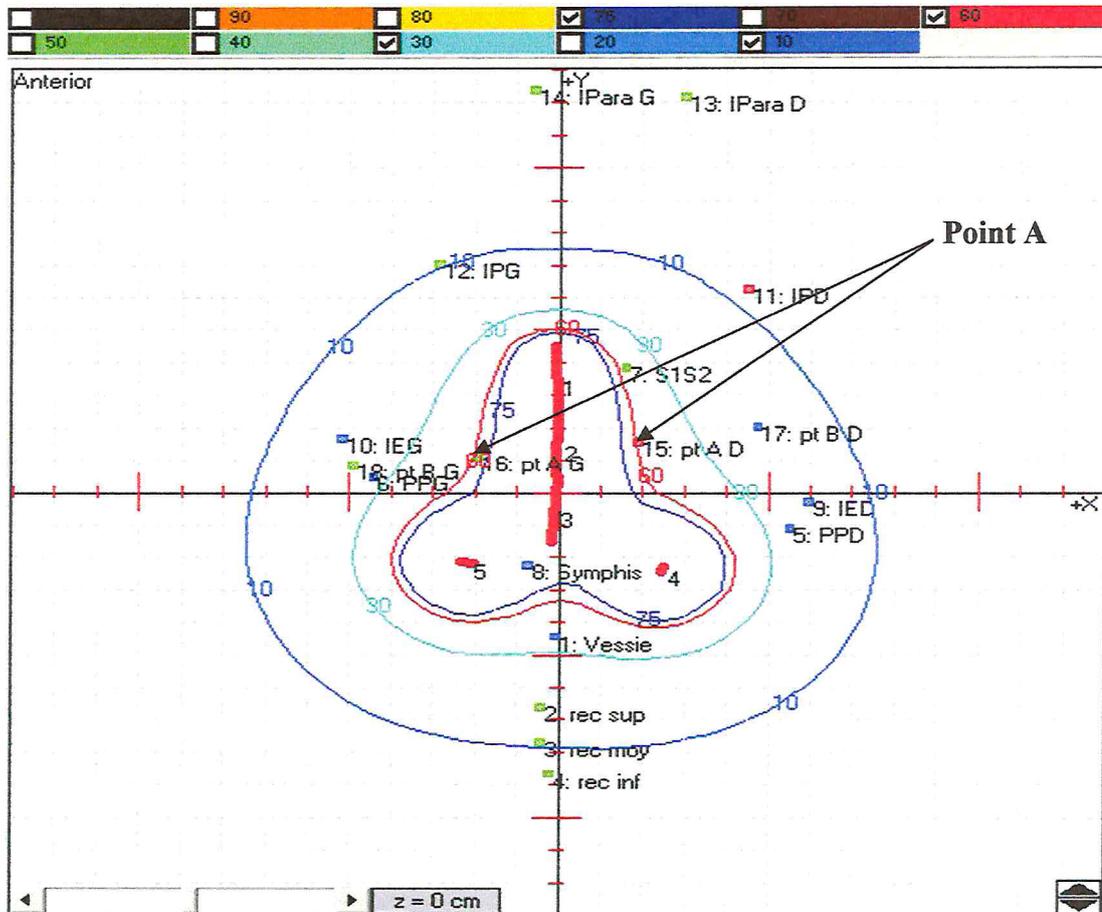


Figure 31 : Isodose de référence choisie sur la base de la méthode de Manchester.

**Chapitre 5 : Résultats et discussion**

**5.1. Résultats**

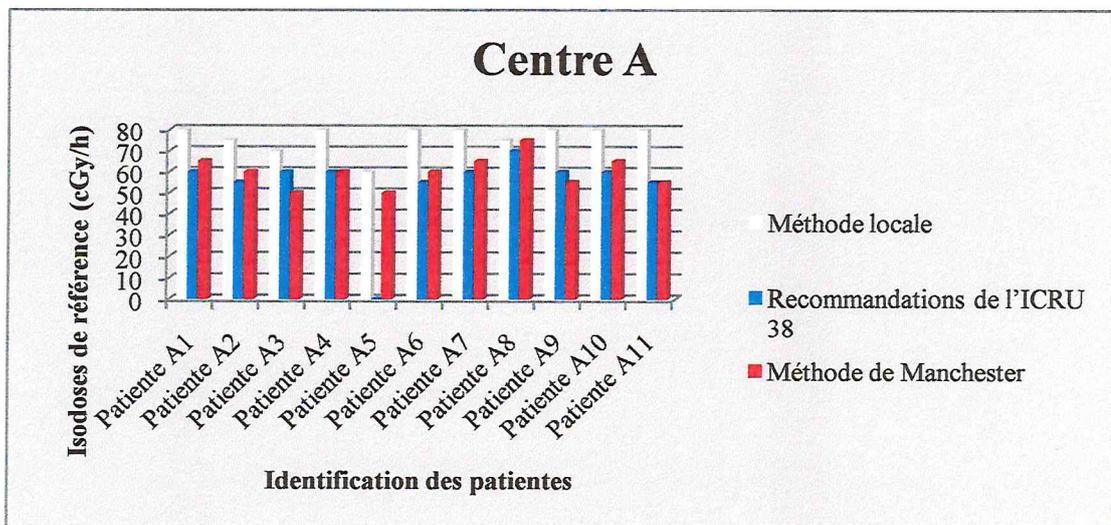
**5.1.1. Choix de l'isodose de référence**

Nous avons obtenus à propos du choix de l'isodose de référence, dans chaque centre et pour chaque méthode, les résultats suivants :

**5.1.1.1. Centre A**

Identification de la patiente	Méthode locale (cGy/h)	Recommandations de l'ICRU 38 (cGy/h)	Méthode de Manchester (cGy/h)
Patiente A1	80	60	65
Patiente A2	75	55	60
Patiente A3	70	60	50
Patiente A4	80	60	60
Patiente A5	60	NA	50
Patiente A6	80	55	60
Patiente A7	80	60	65
Patiente A8	75	70	75
Patiente A9	80	60	55
Patiente A10	80	60	65
Patiente A11	80	55	55

*Tableau 3: Isodoses de référence des patientes du centre A, selon les trois méthodes.*



*Figure 32 : Histogramme des isodoses de référence des patientes du centre A, selon les trois méthodes.*

#### 4.2.2.4. Calcul du temps de traitement

Après le choix de l'isodose de référence, nous calculons le temps de l'application par la division de la dose prescrite (60Gy pour notre cas) sur l'isodose de référence choisie.

➤ Exemple, pour la patiente A1 (méthode locale) : la dose prescrite (60 Gy), l'isodose de référence (80 cGy/h), ce qui nous a donné un temps de traitement de 75 heures.

#### 4.2.2.5. Calcul des écarts moyens des doses reçues par les organes à risque

L'écart moyen des doses reçues par les OAR pour chaque centre et selon les trois méthodes, ont été calculés particulièrement au niveau de la vessie et du rectum. Pour calculer l'écart moyen des doses reçues par un organe à risque, nous avons calculé la dose moyenne de cet organe selon les trois méthodes, pour les trois centres :

##### 4.2.2.5.a. Ecart moyen (1) :

Ecart moyen entre la dose reçue par l'organe à risque, selon les recommandations de l'ICRU 38 en rapport à celle obtenue par la méthode locale.

$$\text{écart moyen 1 (\%)} = \frac{D_{(moy) ICRU 38} - D_{(moy) locale}}{D_{(moy) ICRU 38}} * 100 \quad (19)$$

##### 4.2.2.5.b. Ecart moyen (2) :

Ecart moyen entre la dose reçue par l'organe à risque, selon la méthode de Manchester en rapport à celle obtenue par la méthode locale.

$$\text{écart moyen 2 (\%)} = \frac{D_{(moy) Manchester} - D_{(moy) locale}}{D_{(moy) Manchester}} * 100 \quad (20)$$

##### 4.2.2.5.c. Ecart moyen (3) :

Ecart moyen entre la dose reçue par l'organe à risque, selon les recommandations de l'ICRU 38 en rapport à celle obtenue par la méthode de Manchester.

$$\text{écart moyen 3 (\%)} = \frac{D_{(moy) ICRU 38} - D_{(moy) Manchester}}{D_{(moy) ICRU 38}} * 100 \quad (21)$$

5.1.1.2. Centre B

Identification de la patiente	Méthode locale (cGy/h)	Recommandations de l'ICRU 38 (cGy/h)	Méthode de Manchester (cGy/h)
Patiente B1	85	70	60
Patiente B2	70	65	55
Patiente B3	40	75	40
Patiente B4	90	60	40
Patiente B5	50	60	50
Patiente B6	50	60	50
Patiente B7	80	65	40

Tableau 4: Isodoses de référence des patientes du centre B, selon les trois méthodes.

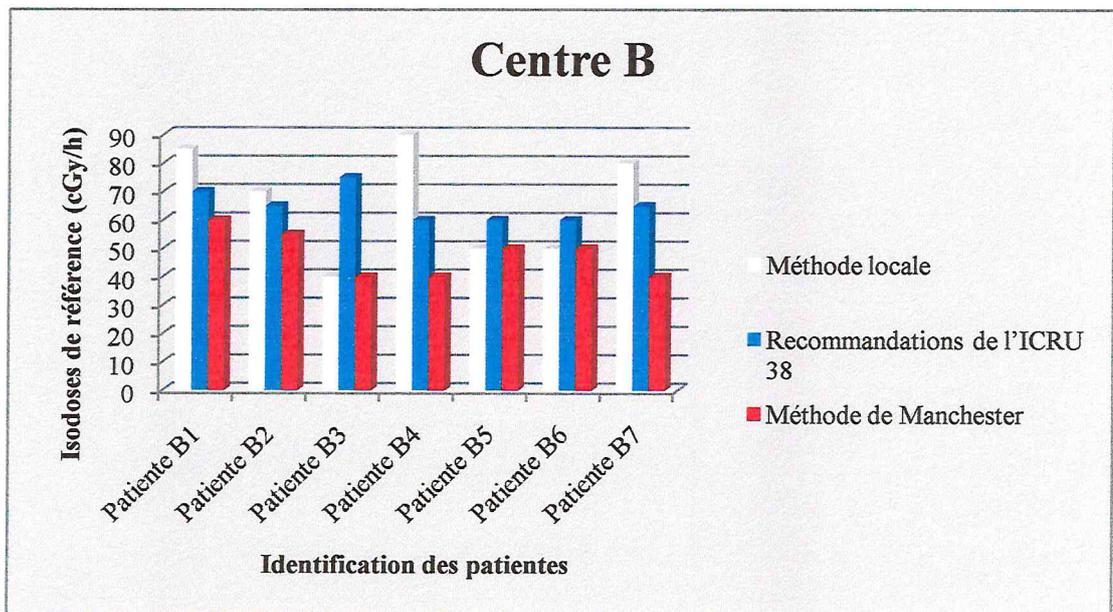


Figure 33 : Histogramme des isodoses de référence des patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.1.3. Centre C

Identification de la patiente	Méthode locale (cGy/h)	Recommandations de l'ICRU 38 (cGy/h)	Méthode de Manchester (cGy/h)
Patiente C1	60	80	110
Patiente C2	70	70	115
Patiente C3	60	70	115
Patiente C4	55	60	130
Patiente C5	70	70	110

Tableau 5: Isodoses de référence des patientes du centre C, selon les trois méthodes.

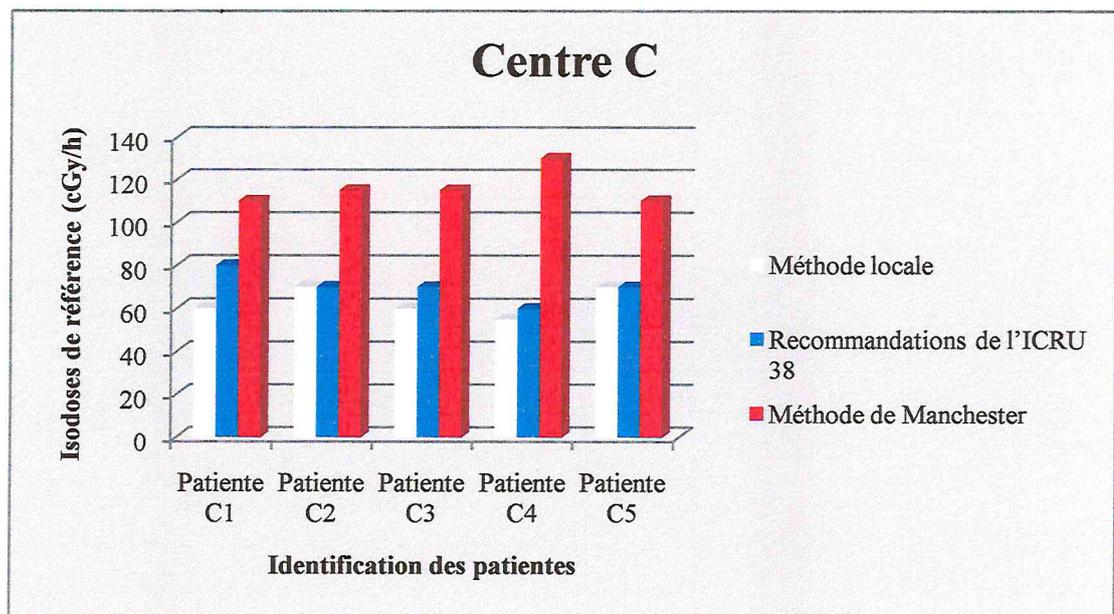


Figure 34 : Histogramme des isodoses de référence des patientes du centre C, selon les trois méthodes.

### 5.1.2. Temps de traitement

De l'isodose de référence choisie découle le temps de traitement, dans chaque centre et pour chaque méthode, les résultats sont les suivants :

#### 5.1.2.1. Centre A

Identification de la patiente	Méthode locale (h)	Recommandations de l'ICRU 38 (h)	Méthode de Manchester (h)
Patiente A1	75	100	92,3
Patiente A2	80	109	100
Patiente A3	85,7	100	120
Patiente A4	75	100	100
Patiente A5	100	NA	120
Patiente A6	75	109	100
Patiente A7	75	100	92,3
Patiente A8	80	85,7	80
Patiente A9	75	100	109
Patiente A10	75	100	92,3
Patiente A11	75	109	109

Tableau 6 : Temps de traitement des patientes du centre A, selon les trois méthodes.

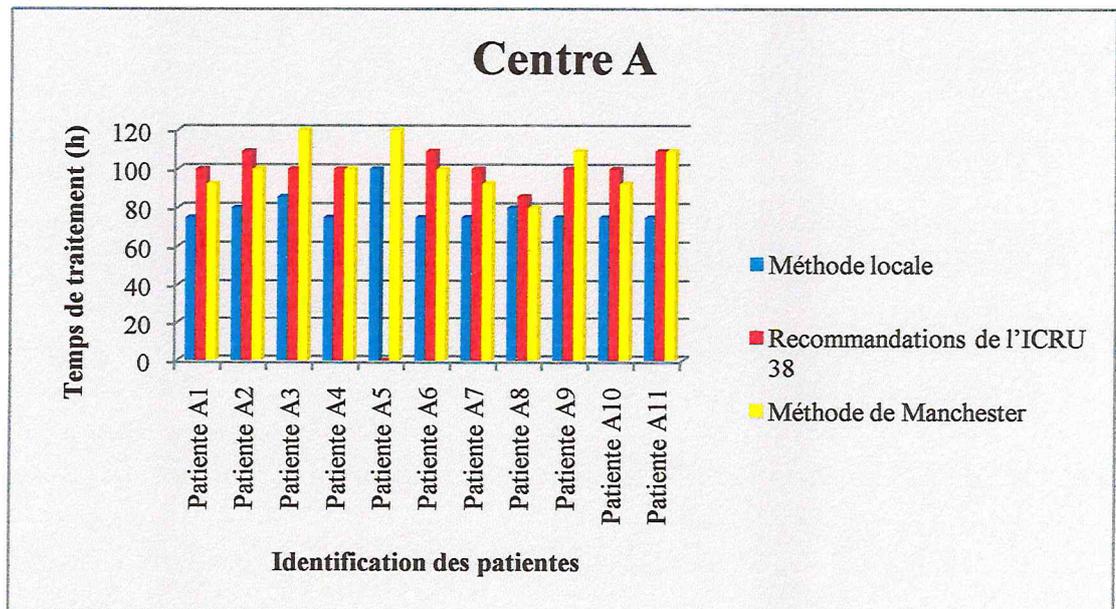


Figure 35 : Histogramme des temps de traitement des patientes du centre A, selon les trois méthodes.

5.1.2.2. Centre B

Identification de la patiente	Méthode locale (h)	Recommandations de l'ICRU 38 (h)	Méthode de Manchester (h)
Patiente B1	70,5	85,7	100
Patiente B2	85,7	92,3	109
Patiente B3	150	80	150
Patiente B4	66,6	100	150
Patiente B5	120	100	120
Patiente B6	120	100	120
Patiente B7	75	92,3	150

Tableau 7 : Temps de traitement des patientes du centre B, selon les trois méthodes.

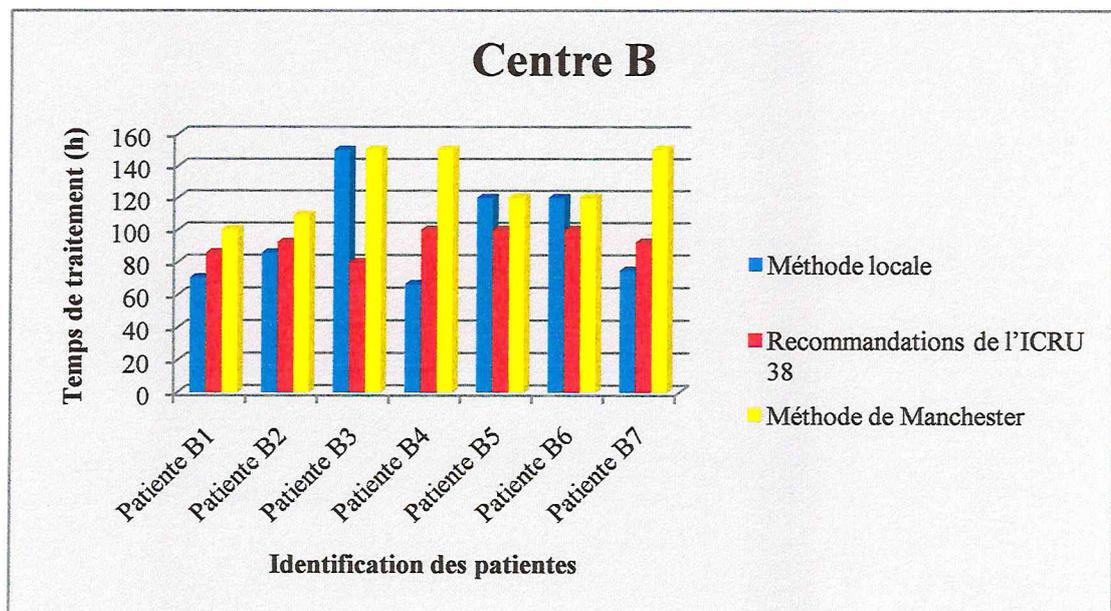


Figure 36 : Histogramme des temps de traitement des patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.2.3. Centre C

Identification de la patiente	Méthode locale (h)	Recommandations de l'ICRU 38 (h)	Méthode de Manchester (h)
Patiente C1	100	75	54,5
Patiente C2	85,7	85,7	52,1
Patiente C3	100	85,7	52,1
Patiente C4	109	100	46,1
Patiente C5	85,7	85,7	54,5

Tableau 8 : Temps de traitement des patientes du centre C, selon les trois méthodes.

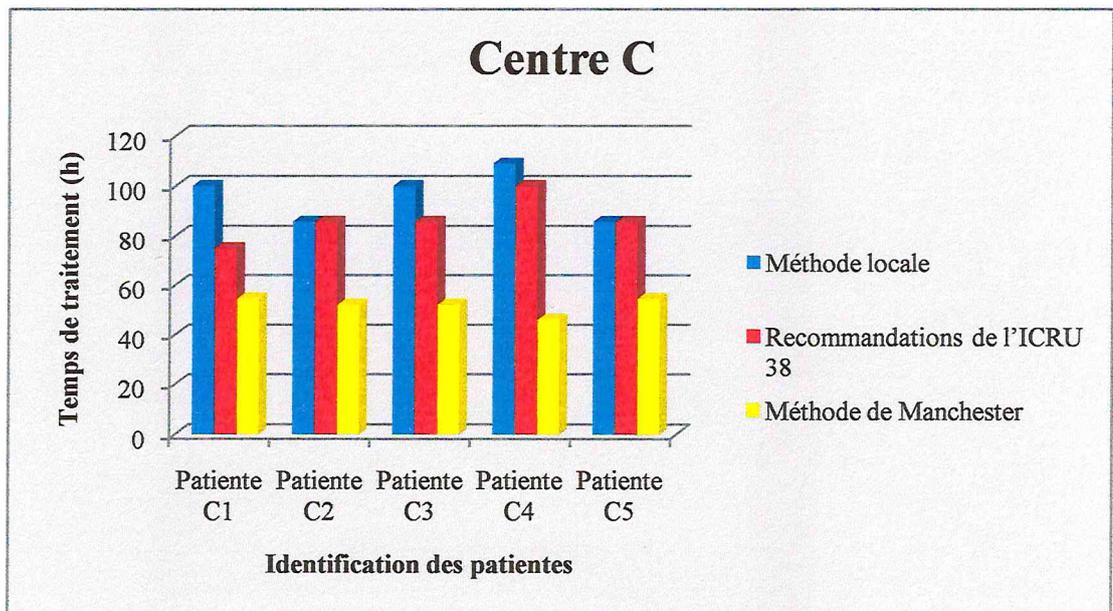


Figure 37 : Histogramme des temps de traitement des patientes du centre C, selon les trois méthodes.

### 5.1.3. Doses aux organes à risque

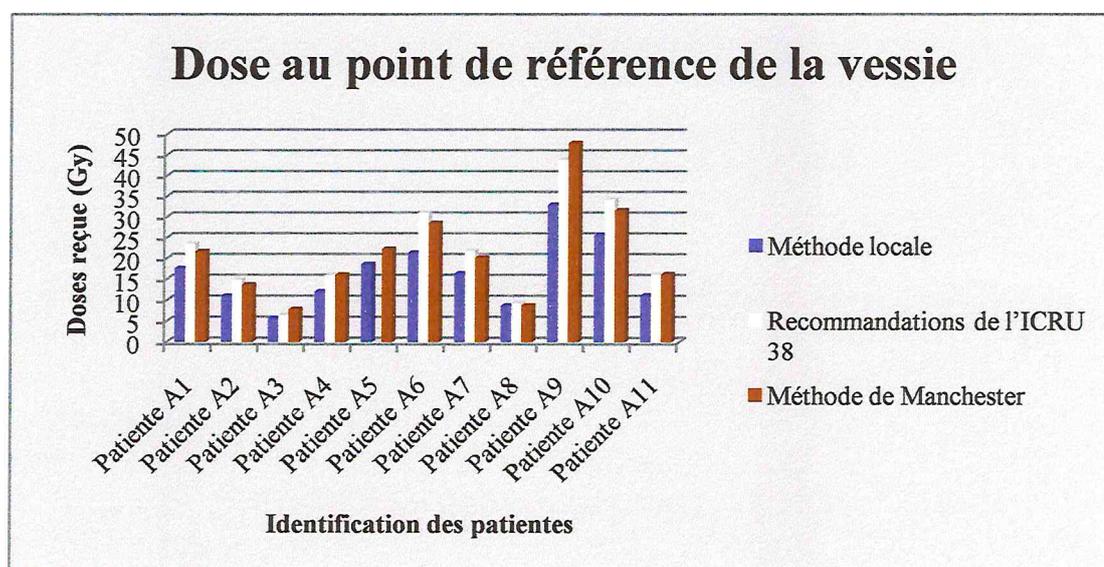
La détermination de la dose reçue au niveau des organes à risque, dans chaque centre et pour chaque méthode, donne les résultats suivants :

#### 5.1.3.1. Dose au point de référence de la vessie (Tolérance $D_{max} = 65$ Gy)

##### 5.1.3.1.a. Centre A

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	17,593	23,458	21,651
Patiente A2	10,962	14,887	13,658
Patiente A3	5,587	6,52	7,824
Patiente A4	12,036	16,048	16,048
Patiente A5	18,558	NA	22,269
Patiente A6	21,353	31,033	28,471
Patiente A7	16,332	21,776	20,099
Patiente A8	8,7	9,32	8,7
Patiente A9	32,868	43,824	47,768
Patiente A10	25,614	34,152	31,522
Patiente A11	11,128	16,173	16,173

**Tableau 9 : Doses reçues par la vessie pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.**



**Figure 38 : Histogramme des doses reçues par la vessie pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.**

5.1.3.1.b. Centre B

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	55,554	67,531	78,8
Patiente B2	26,639	28,691	33,882
Patiente B3	25,098	13,385	25,098
Patiente B4	12,644	18,986	28,479
Patiente B5	33,914	28,262	33,914
Patiente B6	22,932	19,11	22,932
Patiente B7	12,639	15,555	25,279

Tableau 10 : Doses reçues par la vessie pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

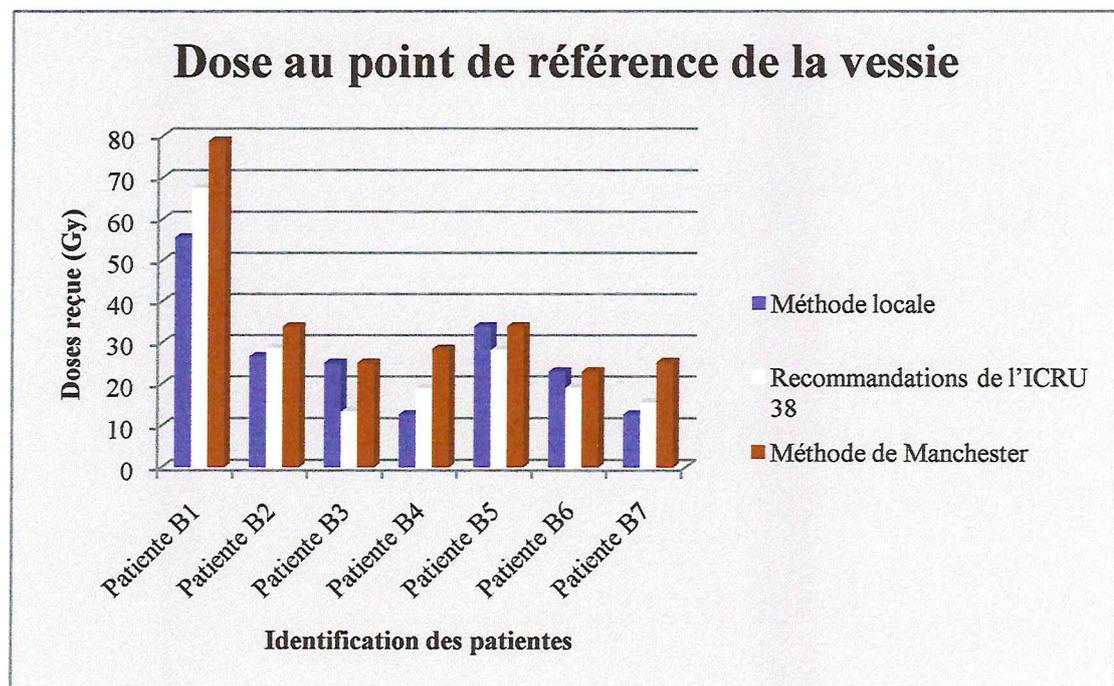


Figure 39 : Histogramme des doses reçues par la vessie pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.3.1.c. Centre C

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	12,134	9,1	6,613
Patiente C2	15,617	15,617	9,494
Patiente C3	34,008	29,144	17,718
Patiente C4	17,119	15,706	7,24
Patiente C5	16,141	16,141	10,265

Tableau 11 : Doses reçues par la vessie pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

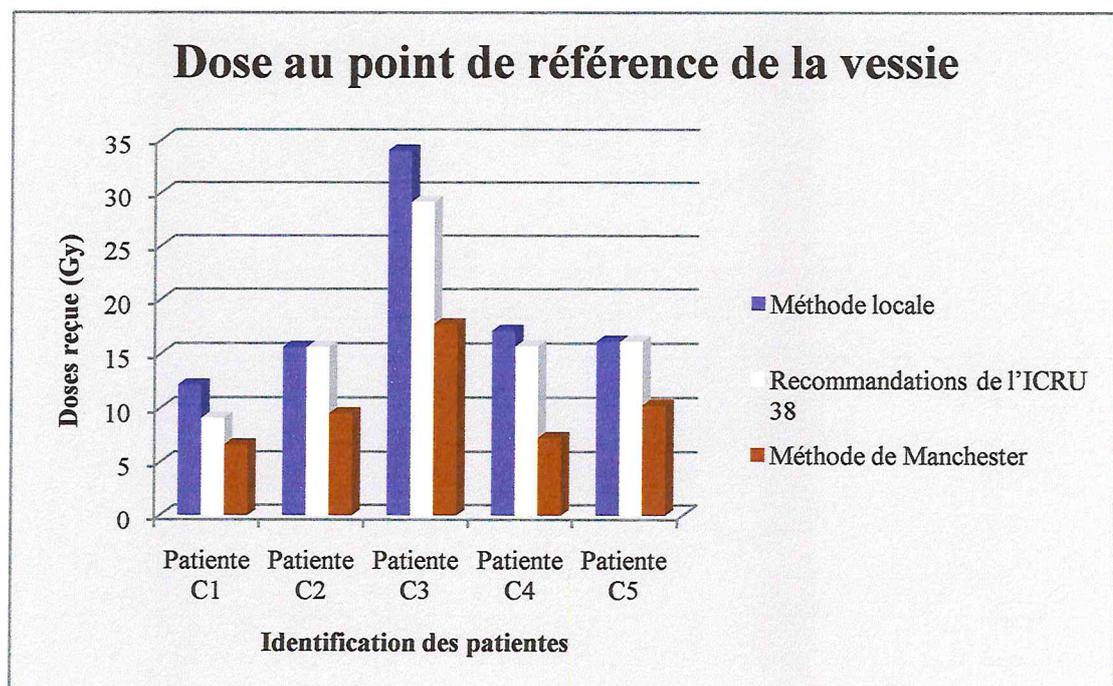


Figure 40 : Histogramme des doses reçues par la vessie pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

5.1.3.1.d. Ecart moyen de la dose reçue par la vessie entre les trois centres

Identification des centres	Ecart moyen 1 (%) (ICRU 38/locale)	Ecart moyen 2 (%) (Manchester/locale)	Ecart moyen 3 (%) (ICRU 38/Manchester)
Centre A	24,351	22,823	1,979
Centre B	1,09	23,738	29,689
Centre C	10,862	85,106	40,108

Tableau 12 : Ecart moyen de la dose reçue par la vessie entre les trois centres.

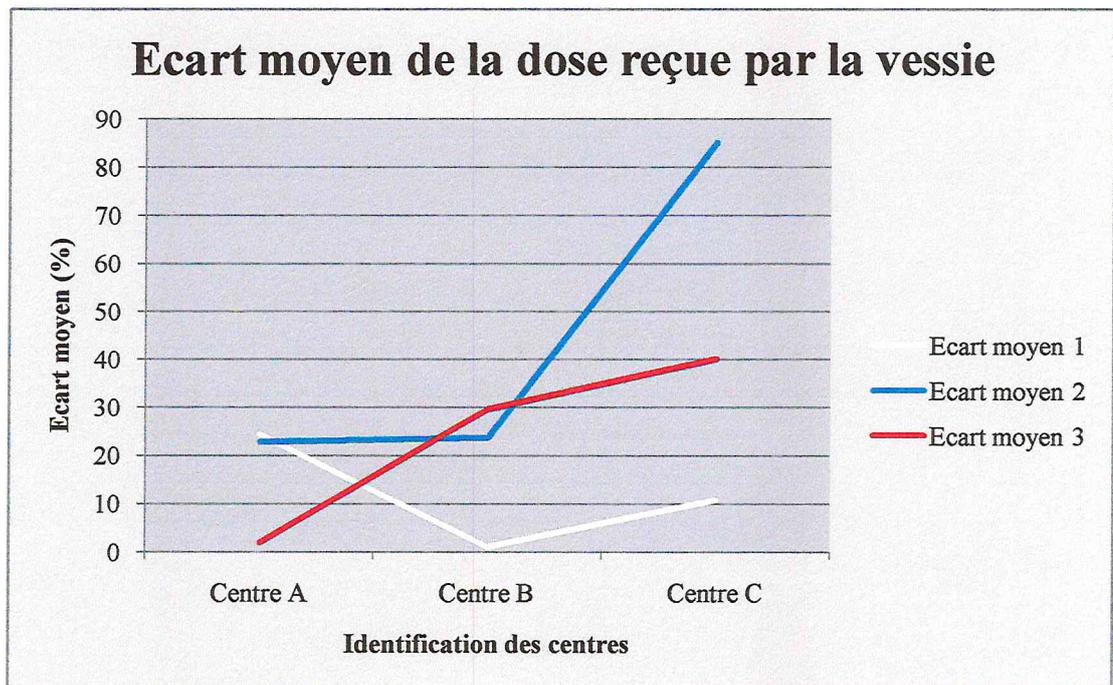


Figure 41 : Courbe des écarts moyens de la dose reçue par la vessie entre les trois centres.

5.1.3.2. Dose aux points de référence du rectum (Tolérance  $D_{max} = 60$  Gy)

5.1.3.2.a. Centre A

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	16,429	21,714	20,219
Patiente A2	10,834	14,761	13,543
Patiente A3	9,168	10,698	11,66
Patiente A4	15,104	20,139	20,139
Patiente A5	17,448	NA	20,937
Patiente A6	5,709	8,298	7,613
Patiente A7	18,897	25,197	23,256
Patiente A8	10,492	11,24	10,492
Patiente A9	17,972	23,963	26,119
Patiente A10	26,424	35,233	32,52
Patiente A11	48,075	69,87	69,87

Tableau 13 : Doses reçues par le rectum pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

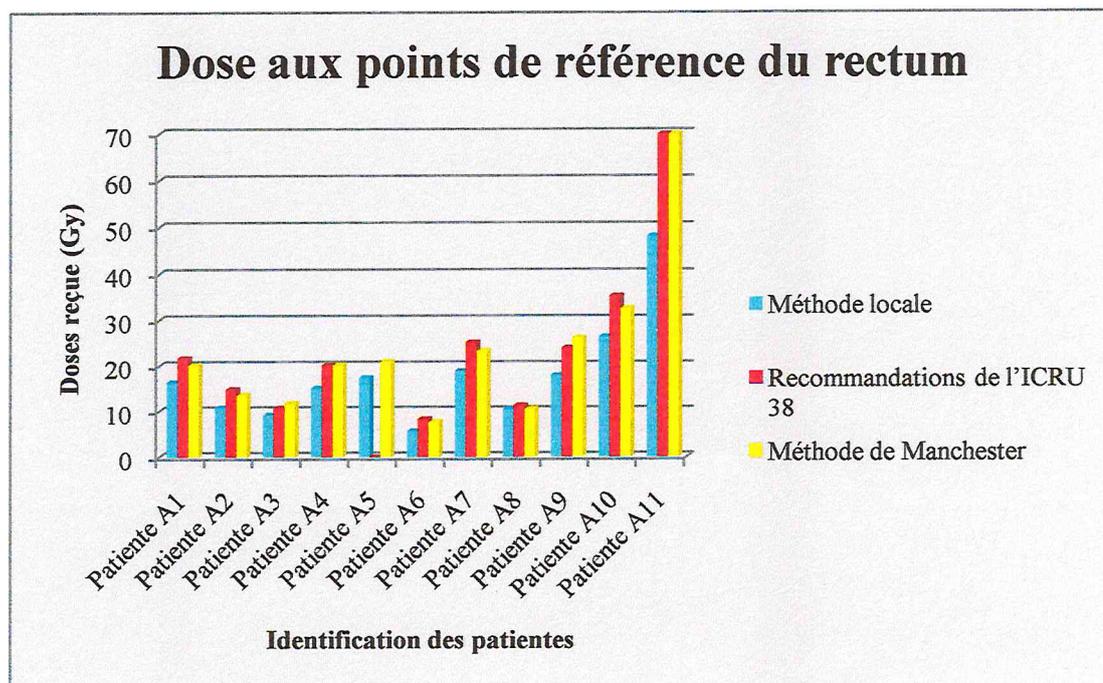


Figure 42 : Histogramme des doses reçues par le rectum pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

5.1.3.2.b. Centre B

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	29,726	36,135	42,165
Patiente B2	29,197	31,446	37,136
Patiente B3	23,44	12,501	23,44
Patiente B4	12,42	18,649	27,973
Patiente B5	24,789	20,658	24,789
Patiente B6	9,324	7,77	9,324
Patiente B7	30,726	37,814	61,453

Tableau 14 : Doses reçues par le rectum pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

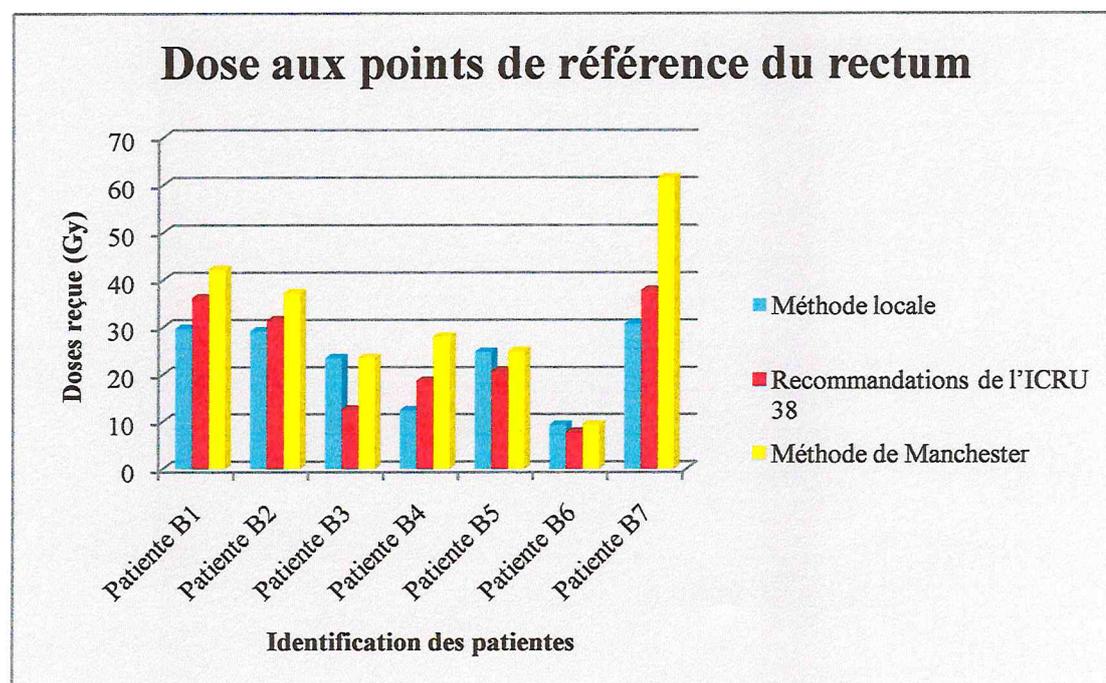


Figure 43 : Histogramme des doses reçues par le rectum pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.3.2.c. Centre C

L'application de la curiethérapie dans le centre C, ne tient pas compte de l'implantation de la sonde rectale au moment du traitement de ces patientes.

5.1.3.2.d. Ecart moyen de la dose reçue par le rectum entre les trois centres

Identification des centres	Ecart moyen 1 (%) (ICRU 38/locale)	Ecart moyen 2 (%) (Manchester/locale)	Ecart moyen 3 (%) (ICRU 38/Manchester)
Centre A	25,892	23,333	3,338
Centre B	3,241	29,457	37,162
Centre C	NA	NA	NA

Tableau 15 : Écarts moyens de la dose reçue par le rectum entre les trois centres.

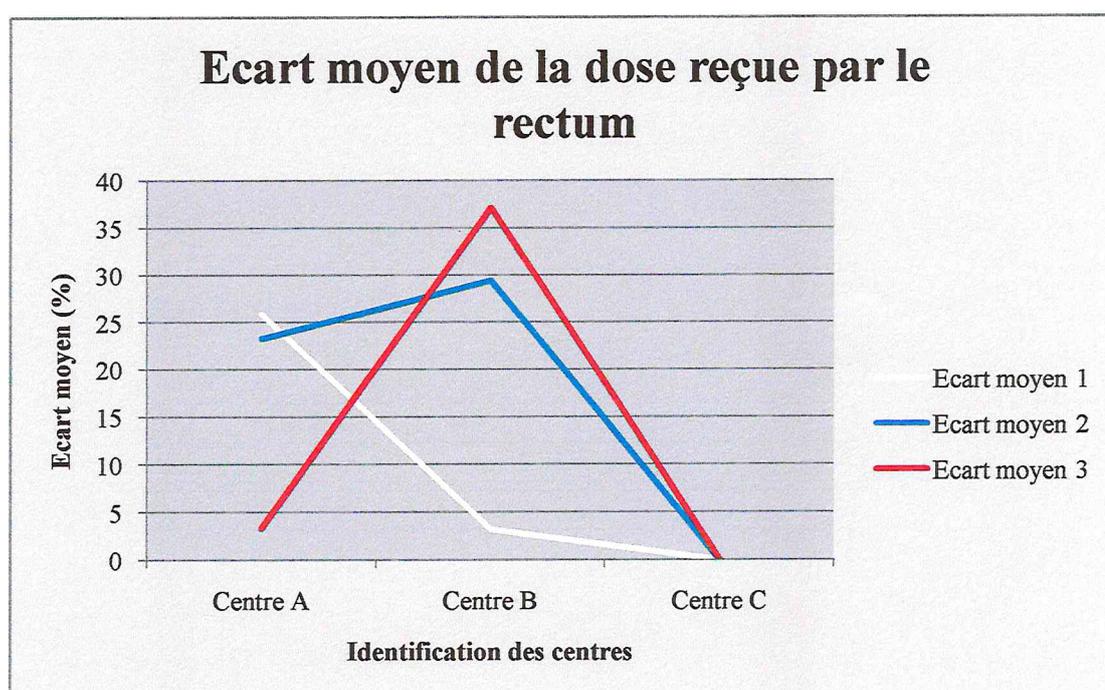


Figure 44 : Courbe des écarts moyens de la dose reçue par le rectum entre les trois centres.

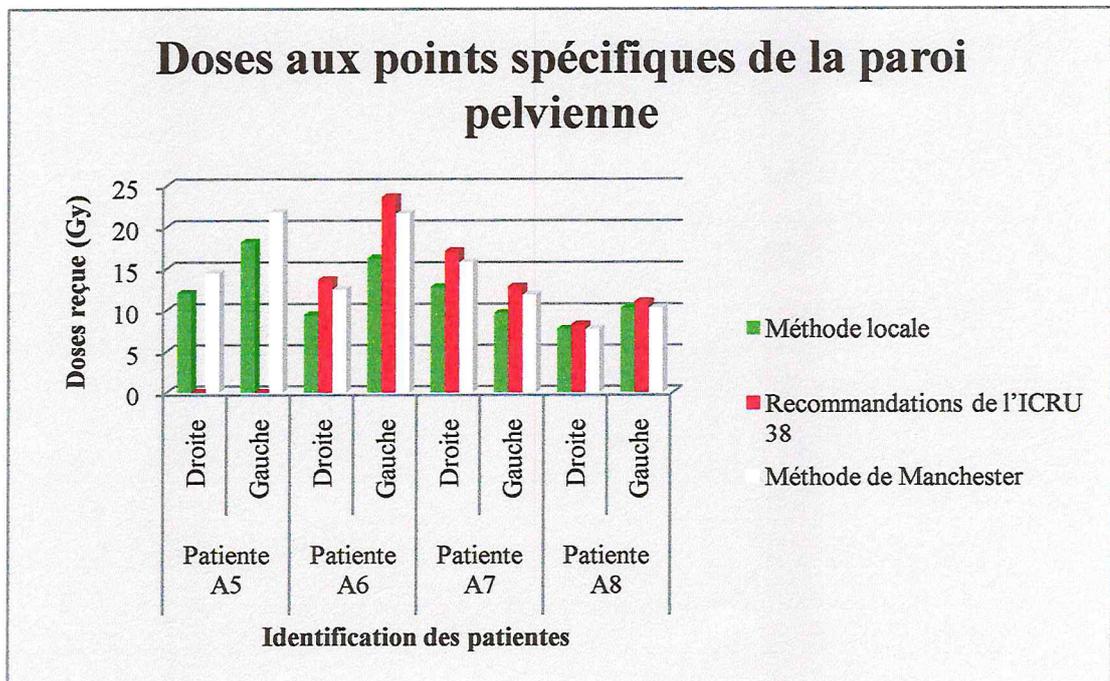
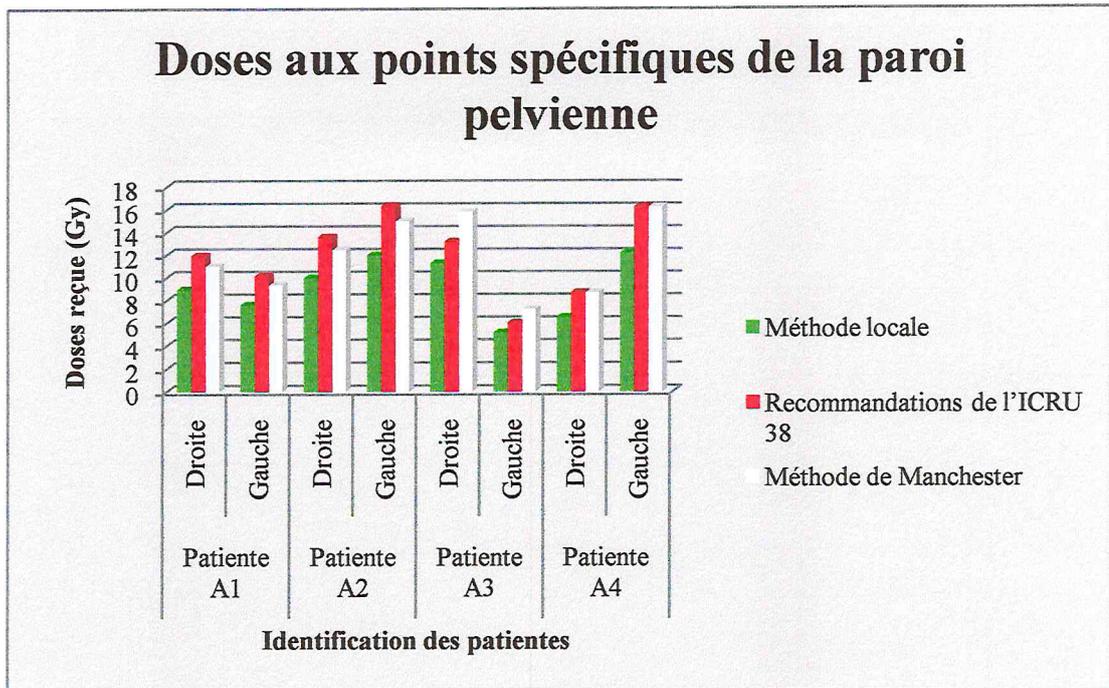
5.1.4. Doses aux points spécifiques

5.1.4.1. Doses aux points spécifiques de la paroi pelvienne

5.1.4.1.a. Centre A

Identification de la patiente	Point de la paroi pelvienne	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	Droite	8,943	11,925	11,006
	Gauche	7,59	10,121	9,341
Patiente A2	Droite	9,964	13,575	12,455
	Gauche	11,991	16,338	14,989
Patiente A3	Droite	11,29	13,174	15,808
	Gauche	5,169	6,032	7,238
Patiente A4	Droite	6,517	8,69	8,69
	Gauche	12,18	16,241	16,241
Patiente A5	Droite	12,045	NA	14,454
	Gauche	18,131	NA	21,757
Patiente A6	Droite	9,384	13,638	12,512
	Gauche	16,224	23,579	21,633
Patiente A7	Droite	12,794	17,059	15,745
	Gauche	9,626	12,835	11,846
Patiente A8	Droite	7,682	8,229	7,682
	Gauche	10,274	11,006	10,274
Patiente A9	Droite	9,168	12,224	13,324
	Gauche	6,188	8,251	8,993
Patiente A10	Droite	8,014	10,686	9,863
	Gauche	7,983	10,644	9,824
Patiente A11	Droite	11,181	16,249	16,249
	Gauche	5,183	7,532	7,532

**Tableau 16 : Doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.**



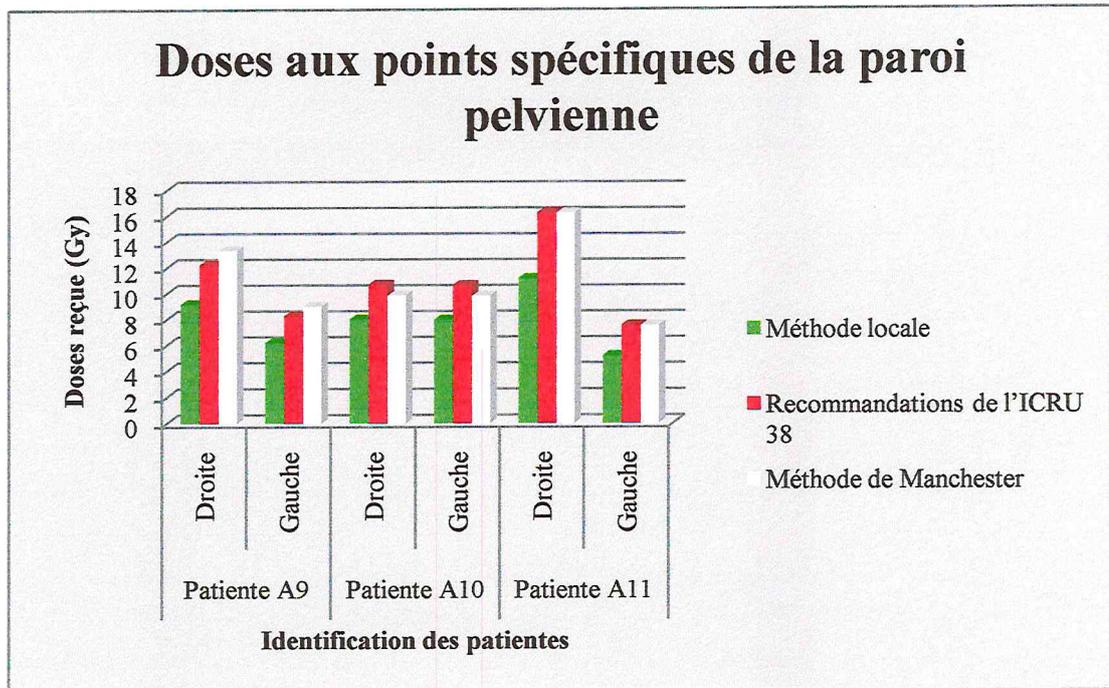


Figure 45 : Histogramme des doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

5.1.4.1.b. Centre B

Identification de la patiente	Point de la paroi pelvienne	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	Droite	7,62	9,263	10,809
	Gauche	6,152	7,479	8,727
Patiente B2	Droite	12,147	13,082	15,449
	Gauche	6,673	7,187	8,487
Patiente B3	Droite	16,558	8,831	16,558
	Gauche	12,931	6,896	12,931
Patiente B4	Droite	3,123	4,69	7,035
	Gauche	5,347	8,029	12,043
Patiente B5	Droite	9,855	8,213	9,855
	Gauche	8,143	6,786	8,143
Patiente B6	Droite	12,339	10,283	12,339
	Gauche	14,923	12,436	14,923
Patiente B7	Droite	8,129	10,004	16,258
	Gauche	5,337	6,568	10,674

**Tableau 17 : Doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.**

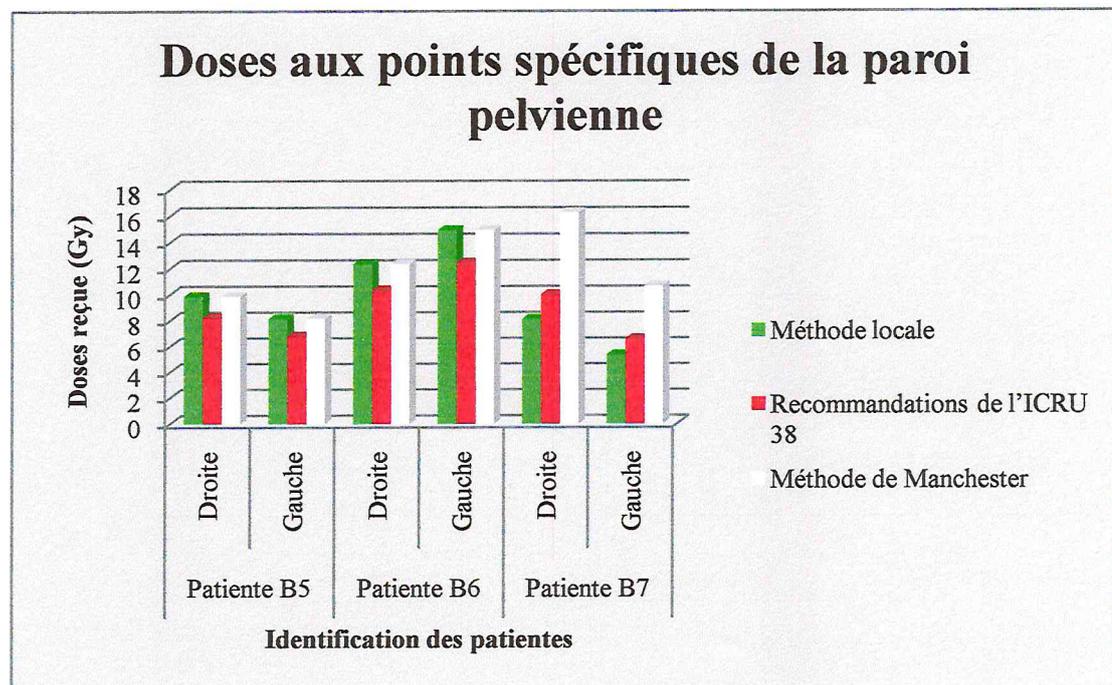
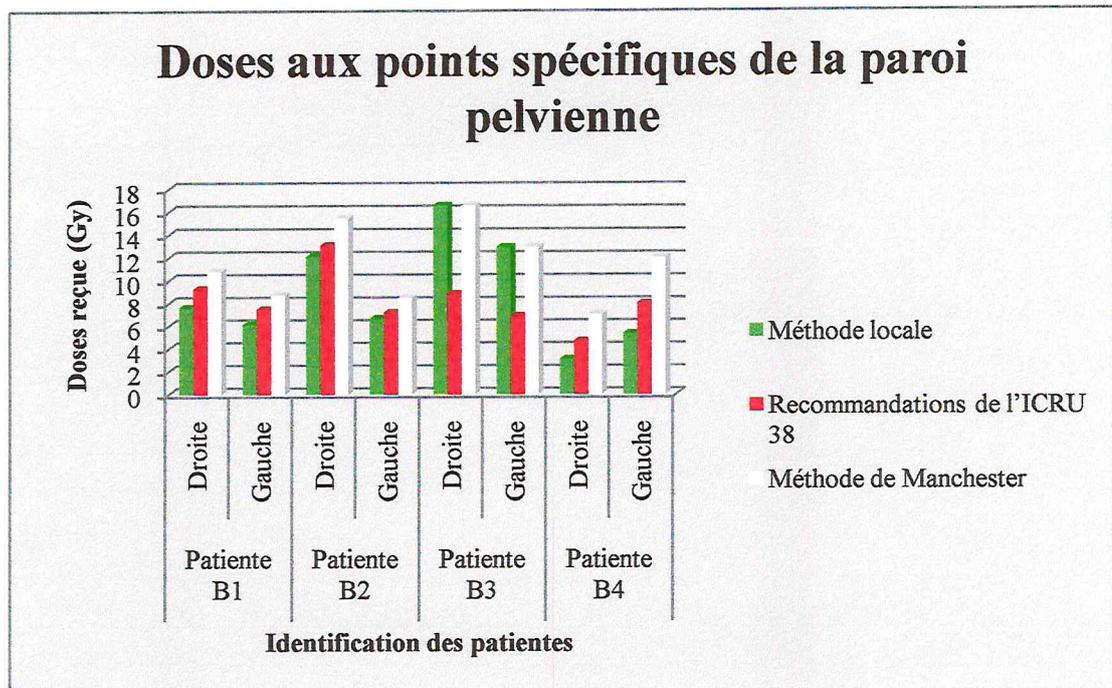


Figure 46 : Histogramme des doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.4.1.c. Centre C

Identification de la patiente	Point de la paroi pelvienne	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	Droite	12,251	9,188	6,676
	Gauche	9,035	6,776	5,924
Patiente C2	Droite	12,003	12,003	7,297
	Gauche	9,068	9,068	5,513
Patiente C3	Droite	15,37	13,172	8,007
	Gauche	15,751	13,498	8,206
Patiente C4	Droite	6,7	6,147	2,833
	Gauche	9,658	8,861	4,084
Patiente C5	Droite	8,462	8,462	5,381
	Gauche	4,632	4,632	2,946

Tableau 18 : Doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

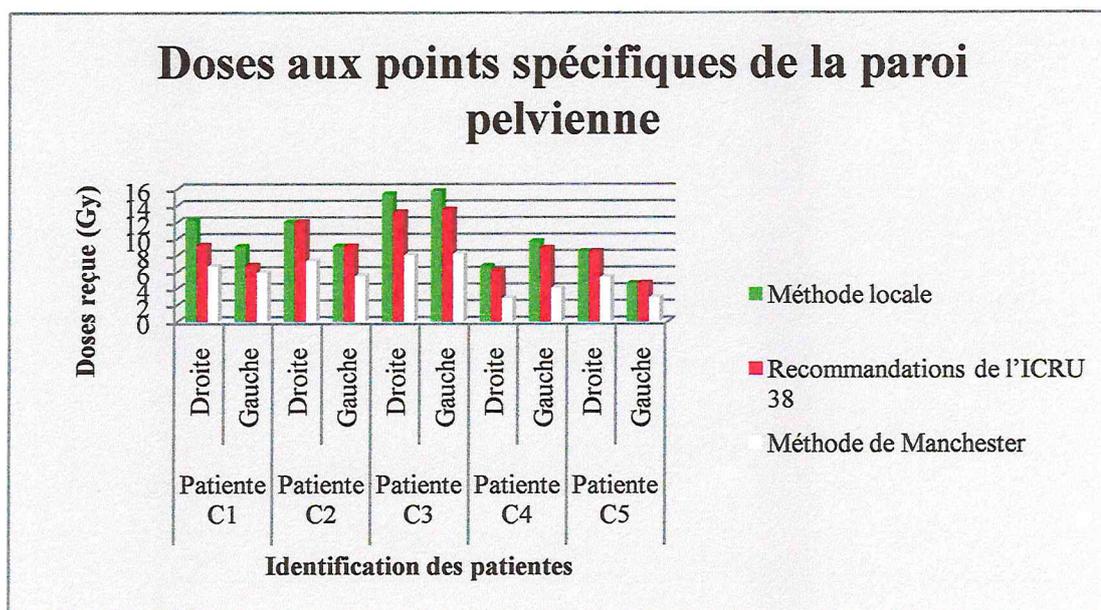


Figure 47 : Histogramme des doses reçues par les parois pelviennes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

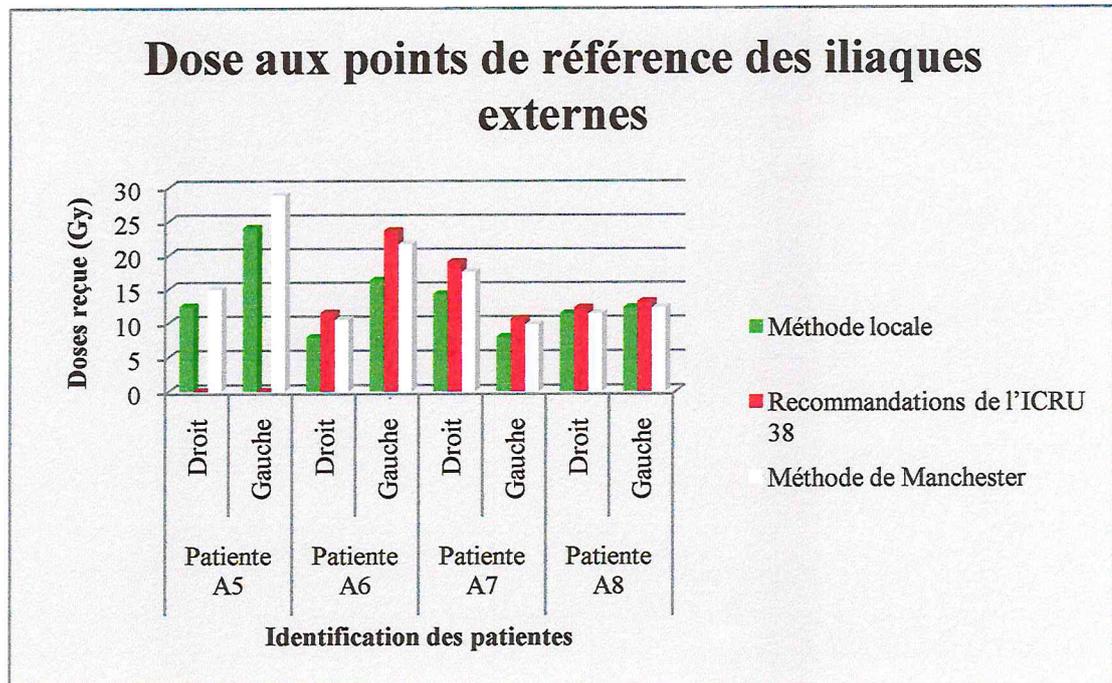
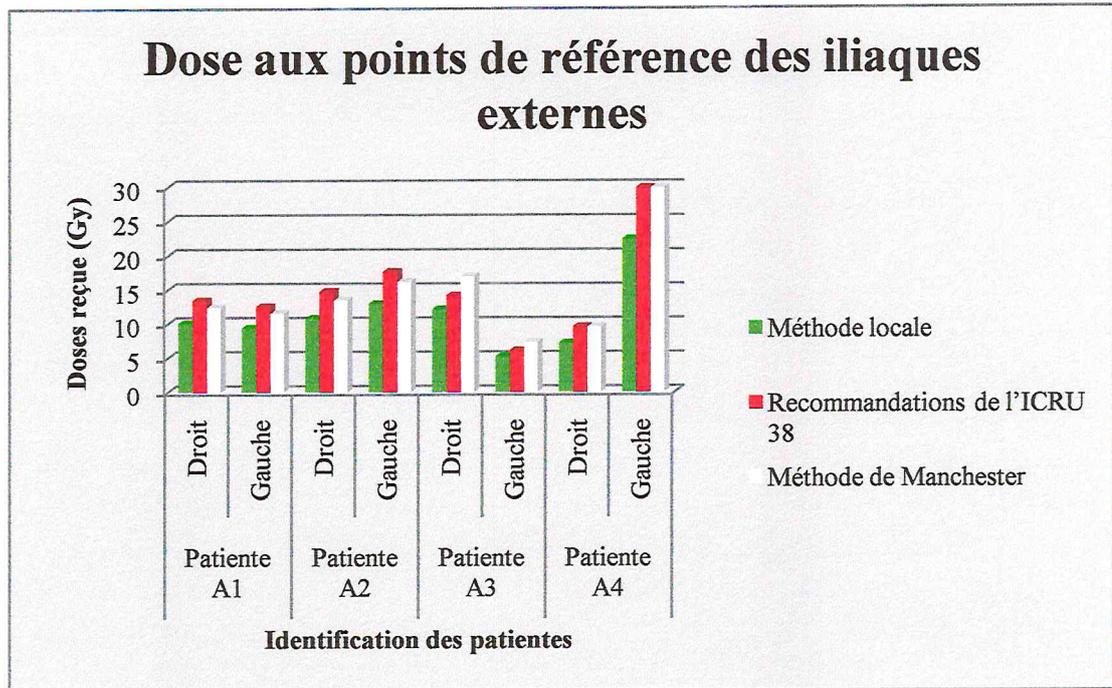
5.1.4.2. Doses aux points spécifiques du trapèze lymphatique de Fletcher

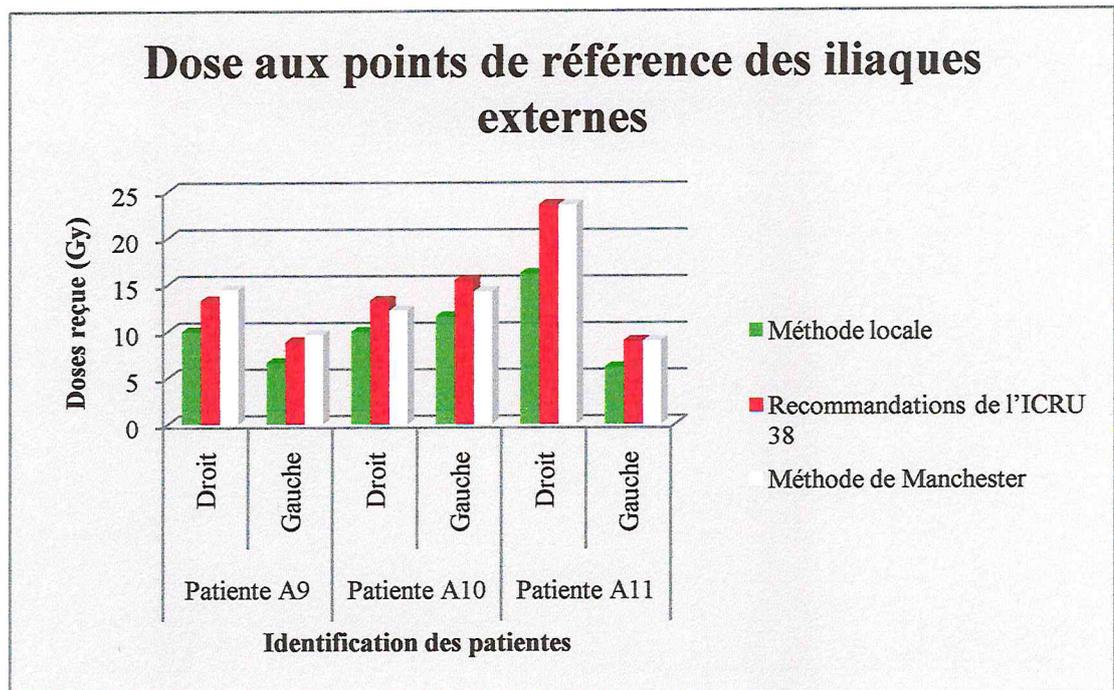
5.1.4.2.a. Centre A

5.1.4.2.a.1. Dose aux points de référence des iliaques externes

Identification de la patiente	Point d'iliaque externe	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	Droit	10,068	13,425	12,391
	Gauche	9,372	12,496	11,533
Patiente A2	Droit	10,794	14,707	13,493
	Gauche	12,955	17,651	16,194
Patiente A3	Droit	12,123	14,147	16,976
	Gauche	5,205	6,074	7,288
Patiente A4	Droit	7,166	9,555	9,555
	Gauche	22,407	29,877	29,877
Patiente A5	Droit	12,377	NA	14,852
	Gauche	24,005	NA	28,806
Patiente A6	Droit	7,843	11,399	10,458
	Gauche	16,221	23,574	21,628
Patiente A7	Droit	14,207	18,943	17,484
	Gauche	7,899	10,533	9,721
Patiente A8	Droit	11,327	12,134	11,327
	Gauche	12,204	13,073	12,204
Patiente A9	Droit	9,937	13,25	14,442
	Gauche	6,626	8,835	9,63
Patiente A10	Droit	9,936	13,248	12,227
	Gauche	11,589	15,452	14,262
Patiente A11	Droit	16,2	23,545	23,545
	Gauche	6,165	8,96	8,96

**Tableau 19 : Doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.**





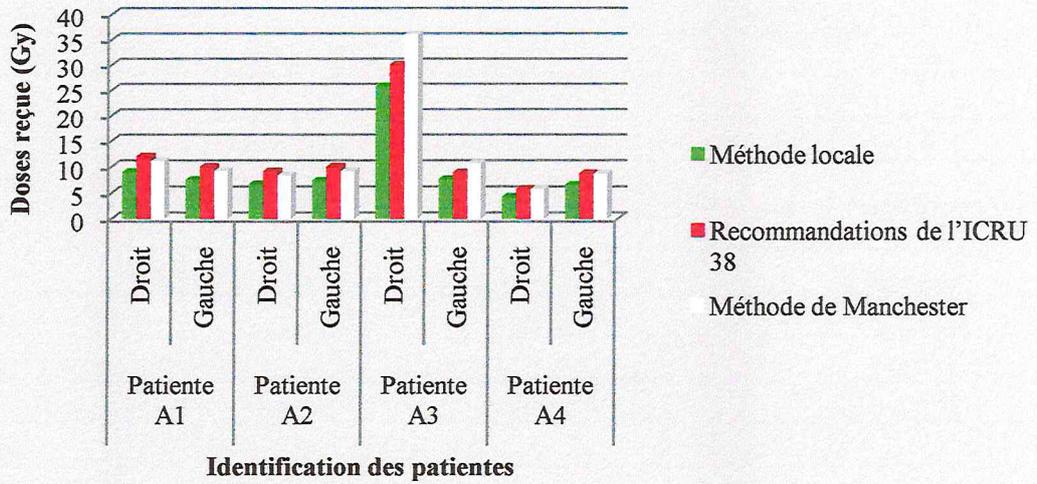
**Figure 48 : Histogramme des doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.**

5.1.4.2.a.2. Dose aux points de référence des iliaques primitives

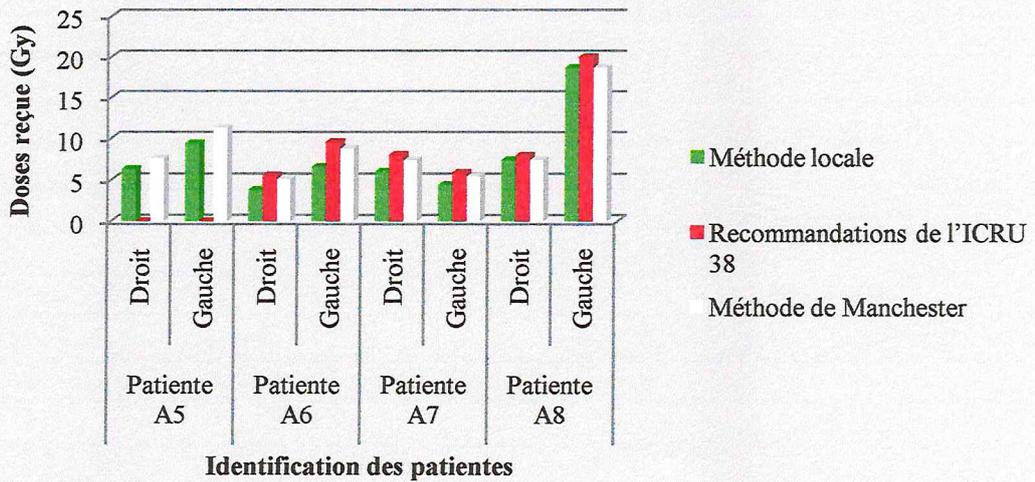
Identification de la patiente	Point d'iliaque primitive	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	Droit	8,994	11,992	11,068
	Gauche	7,47	9,961	9,194
Patiente A2	Droit	6,679	9,1	8,349
	Gauche	7,327	9,983	9,159
Patiente A3	Droit	25,761	30,06	36,072
	Gauche	7,624	8,897	10,676
Patiente A4	Droit	4,286	5,715	5,715
	Gauche	6,532	8,71	8,71
Patiente A5	Droit	6,317	NA	7,58
	Gauche	9,382	NA	11,258
Patiente A6	Droit	3,816	5,545	5,088
	Gauche	6,574	9,554	8,766
Patiente A7	Droit	6,002	8,003	7,386
	Gauche	4,413	5,884	5,43
Patiente A8	Droit	7,404	7,932	7,404
	Gauche	18,678	20,009	18,678
Patiente A9	Droit	3,048	4,064	4,429
	Gauche	2,382	3,176	3,461
Patiente A10	Droit	4,962	6,616	6,106
	Gauche	6,381	8,509	7,853
Patiente A11	Droit	5,69	8,269	8,269
	Gauche	3,285	4,774	4,774

**Tableau 20 : Doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.**

### Dose aux points de référence des iliaques primitives



### Dose aux points de référence des iliaques primitives



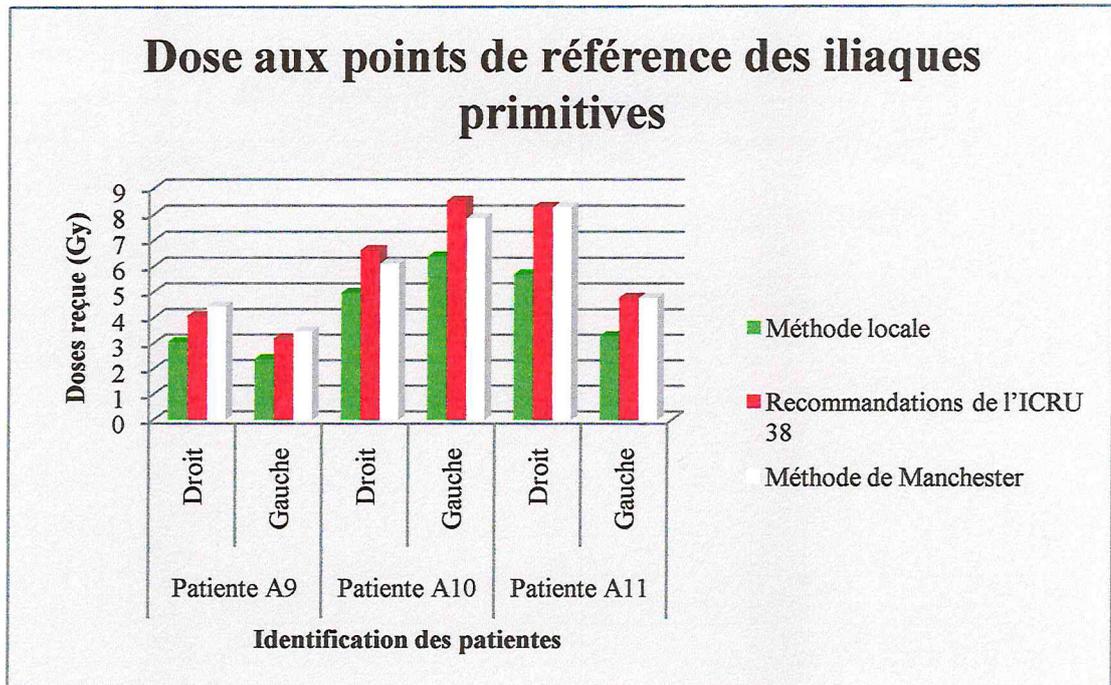
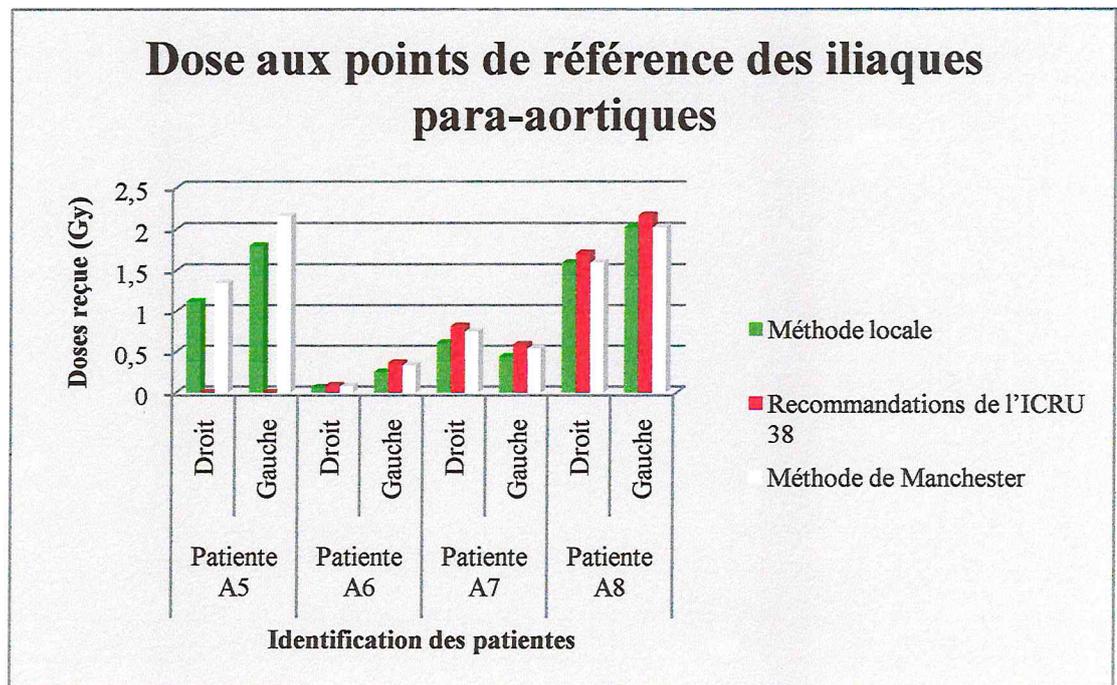
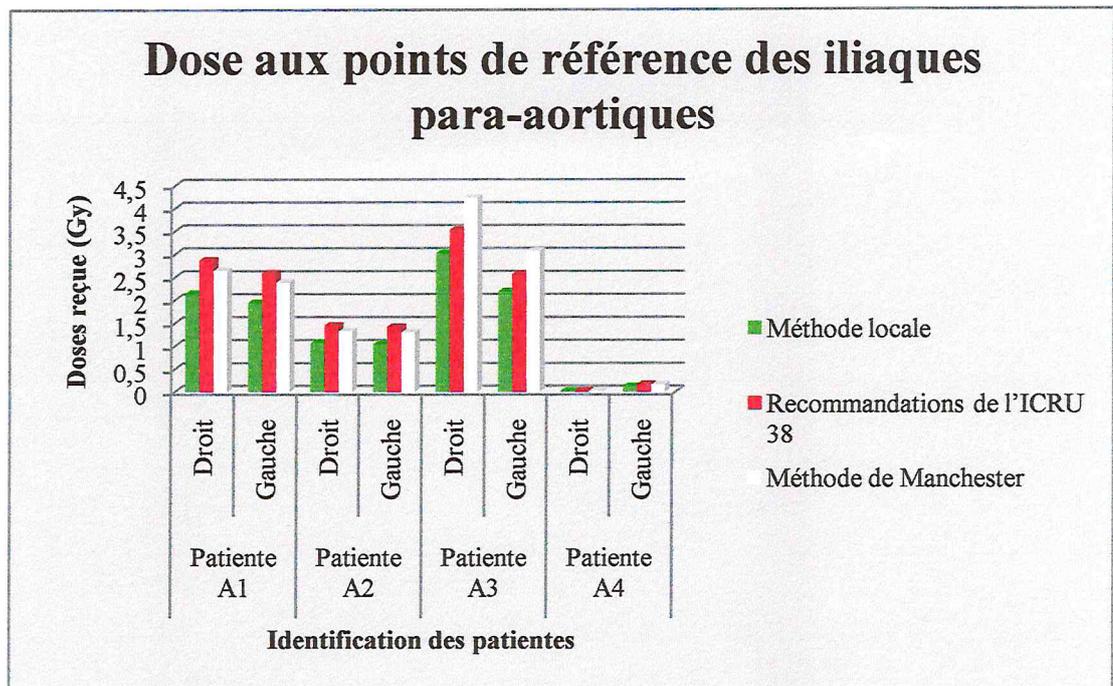


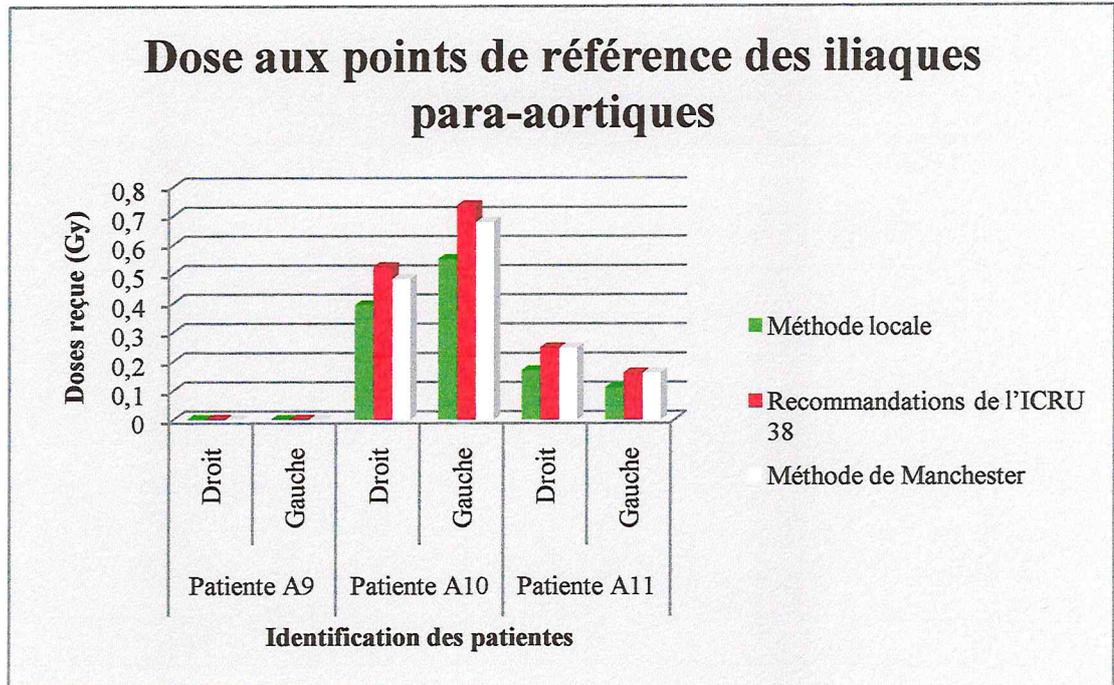
Figure 49 : Histogramme des doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.a.3. Dose aux points de référence des iliaques para-aortiques

Identification de la patiente	Point d'iliaque para-aortique	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	Droit	2,146	2,862	2,641
	Gauche	1,939	2,586	2,386
Patiente A2	Droit	1,061	1,446	1,327
	Gauche	1,043	1,421	1,304
Patiente A3	Droit	3,023	3,528	4,233
	Gauche	2,193	2,56	3,072
Patiente A4	Droit	0,018	0,024	0,024
	Gauche	0,122	0,163	0,163
Patiente A5	Droit	1,12	NA	1,344
	Gauche	1,799	NA	2,158
Patiente A6	Droit	0,059	0,086	0,079
	Gauche	0,25	0,364	0,334
Patiente A7	Droit	0,612	0,816	0,753
	Gauche	0,441	0,588	0,542
Patiente A8	Droit	1,594	1,708	1,594
	Gauche	2,024	2,168	2,024
Patiente A9	Droit	0	0	0
	Gauche	0	0	0
Patiente A10	Droit	0,392	0,523	0,482
	Gauche	0,55	0,734	0,677
Patiente A11	Droit	0,169	0,246	0,246
	Gauche	0,11	0,16	0,16

*Tableau 21 : Doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.*





*Figure 50 : Histogramme des doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.*

5.1.4.2.a.4. Dose au point de référence de la symphysis

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	7,258	9,678	8,932
Patiente A2	5,622	7,66	7,028
Patiente A3	2,509	2,928	3,513
Patiente A4	4,986	6,648	6,648
Patiente A5	11,974	NA	14,368
Patiente A6	6,966	10,125	9,289
Patiente A7	7,233	9,644	8,901
Patiente A8	4,984	5,339	4,984
Patiente A9	8,334	11,113	12,113
Patiente A10	8,409	11,212	10,348
Patiente A11	5,694	8,276	8,276

Tableau 22 : Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

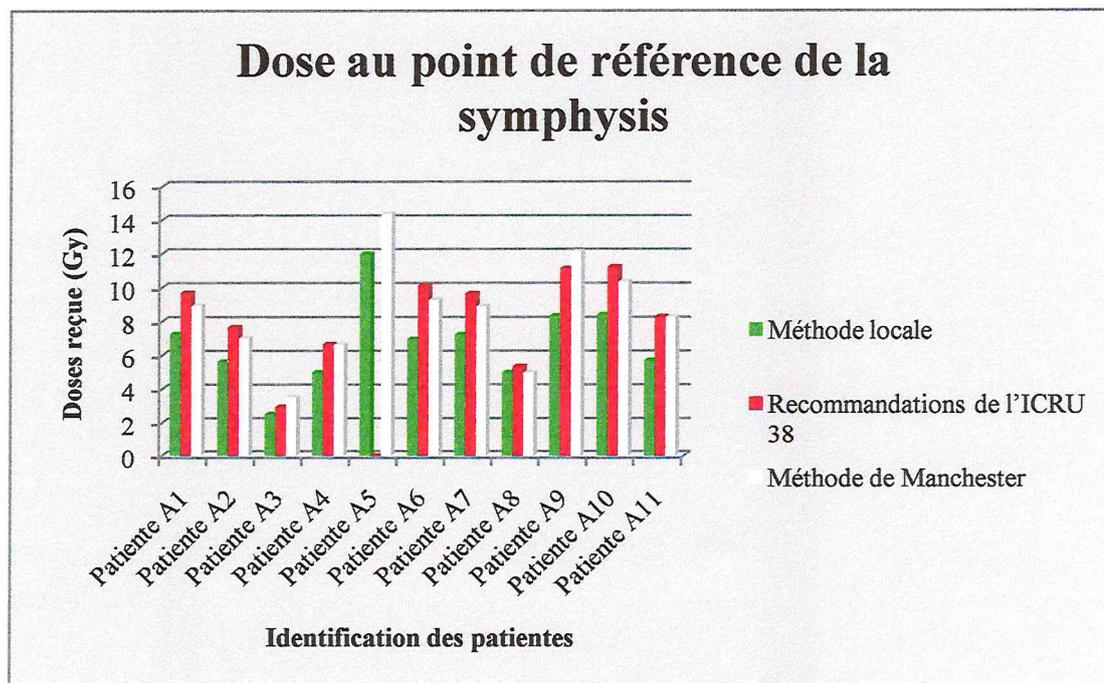


Figure 51 : Histogramme des doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.a.5. Dose au point de référence S1S2

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente A1	8,366	11,155	10,296
Patiente A2	9,591	13,068	11,989
Patiente A3	15,777	18,41	22,092
Patiente A4	4,702	6,27	6,27
Patiente A5	7,354	NA	8,824
Patiente A6	3,069	4,461	4,093
Patiente A7	3,387	4,517	4,169
Patiente A8	8,33	8,923	8,33
Patiente A9	0,849	1,132	1,233
Patiente A10	5,704	7,606	7,02
Patiente A11	6,247	9,079	9,079

Tableau 23 : Doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

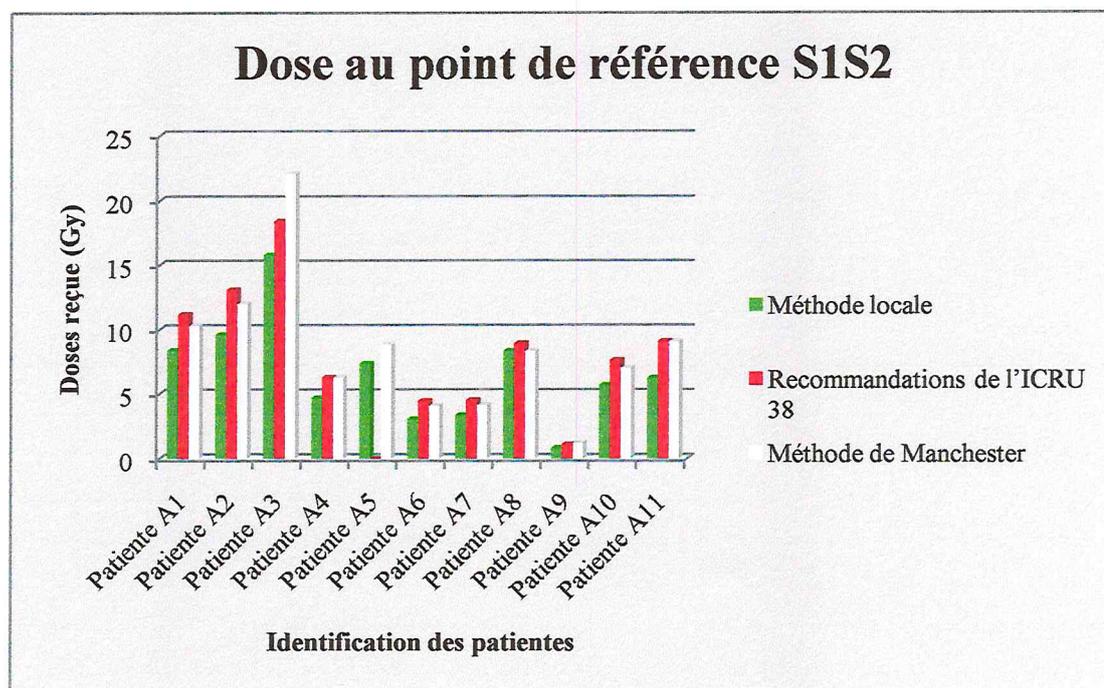


Figure 52 : Histogramme des doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre A, selon les trois méthodes.

**5.1.4.2.b. Centre B**

**5.1.4.2.b.1. Dose aux points de référence des iliaques externes**

Identification de la patiente	Point d'iliaque externe	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	Droit	6,77	8,229	9,603
	Gauche	5,946	7,228	8,435
Patiente B2	Droit	11,203	12,066	14,249
	Gauche	6,004	6,466	7,636
Patiente B3	Droit	17,305	9,229	17,305
	Gauche	12,076	6,44	12,076
Patiente B4	Droit	5,457	8,195	12,292
	Gauche	10,648	15,989	23,983
Patiente B5	Droit	15,748	13,124	15,748
	Gauche	9,886	8,239	9,886
Patiente B6	Droit	13,933	11,611	13,933
	Gauche	15,344	12,787	15,344
Patiente B7	Droit	11,235	13,826	22,47
	Gauche	6,843	8,422	13,687

**Tableau 24 : Doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.**

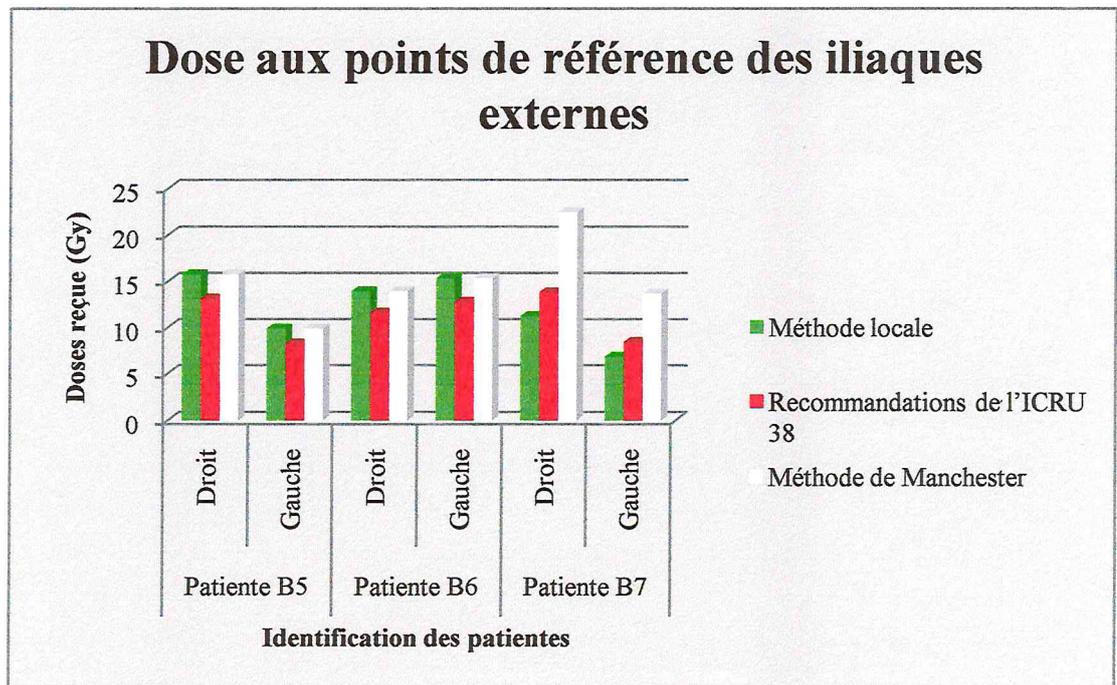
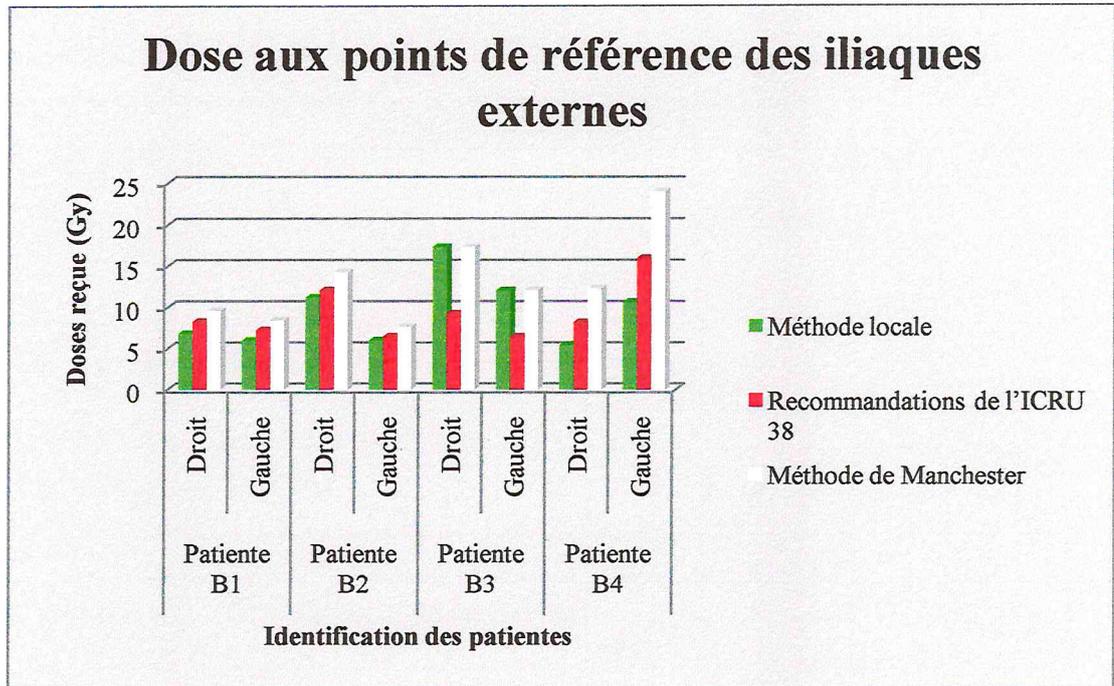


Figure 53 : Histogramme des doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.b.2. Dose aux points de référence des iliaques primitives

Identification de la patiente	Point d'iliaque primitive	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	Droit	1,576	1,916	2,236
	Gauche	1,578	1,9188	2,239
Patiente B2	Droit	3,93	4,232	4,998
	Gauche	2,412	2,598	3,068
Patiente B3	Droit	22,671	12,091	22,671
	Gauche	9,454	5,042	9,454
Patiente B4	Droit	3,537	5,311	7,966
	Gauche	4,709	7,071	10,606
Patiente B5	Droit	6,988	5,824	6,988
	Gauche	5,325	4,438	5,325
Patiente B6	Droit	6,241	5,201	6,241
	Gauche	7,789	6,491	7,789
Patiente B7	Droit	4,089	5,033	8,179
	Gauche	3,455	4,252	6,91

**Tableau 25 : Doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.**

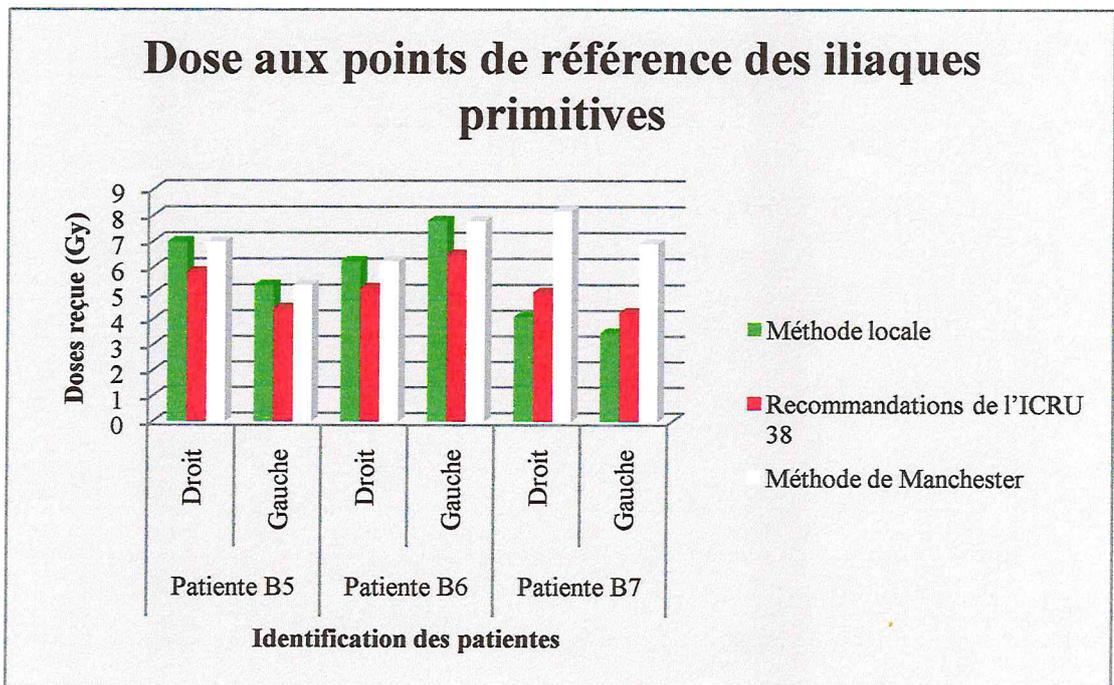
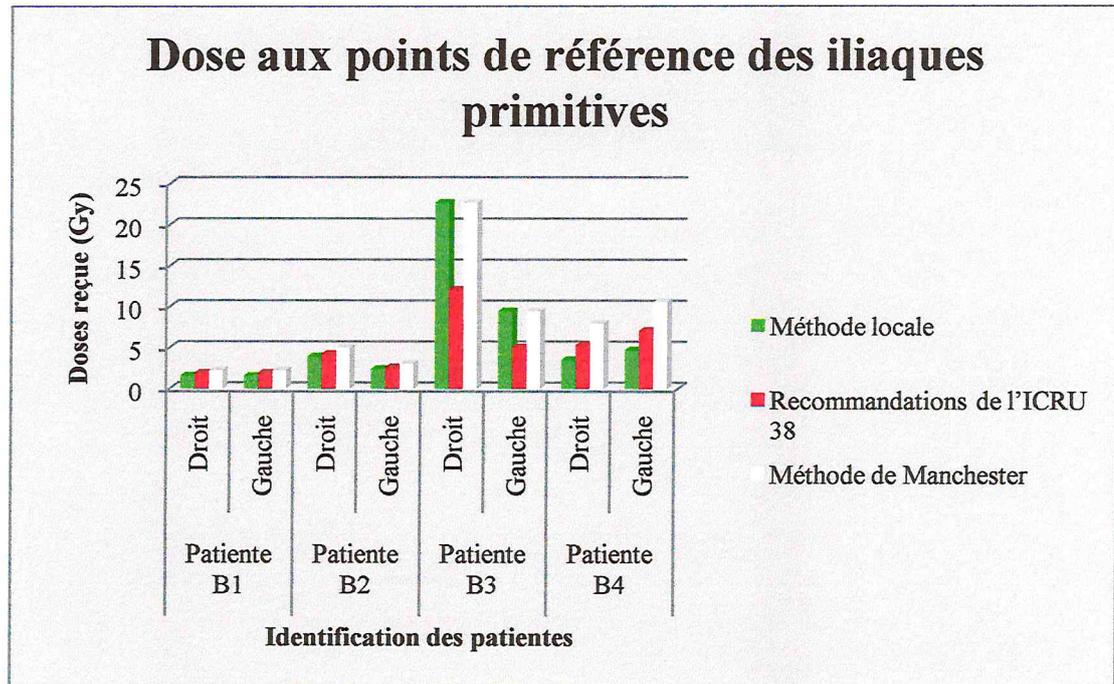
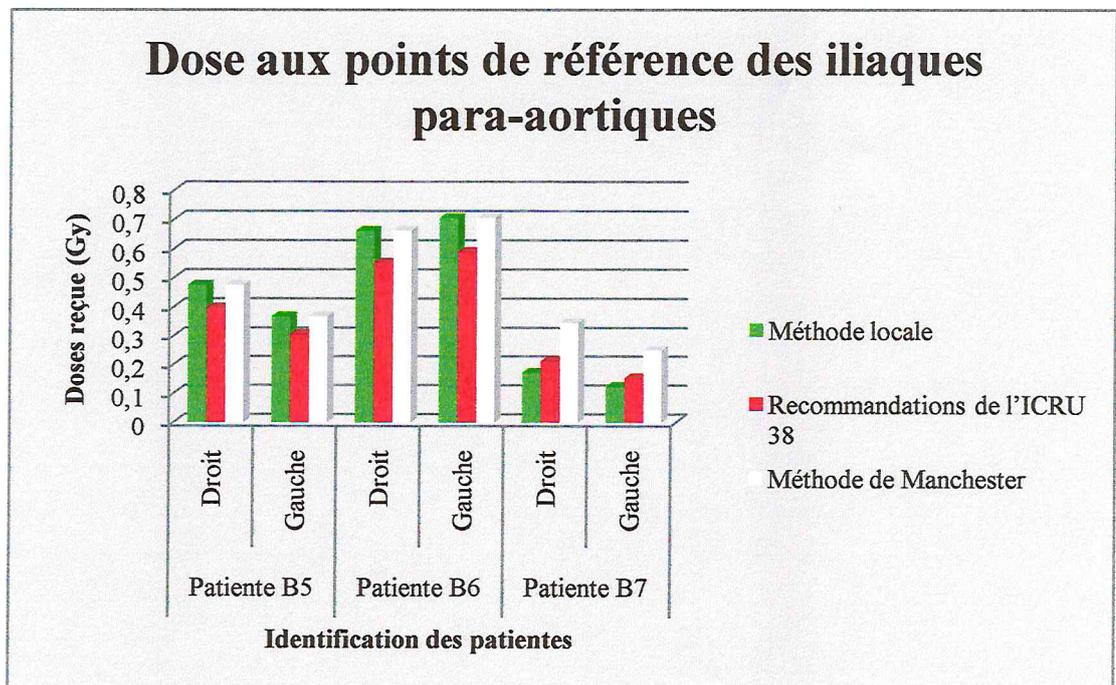
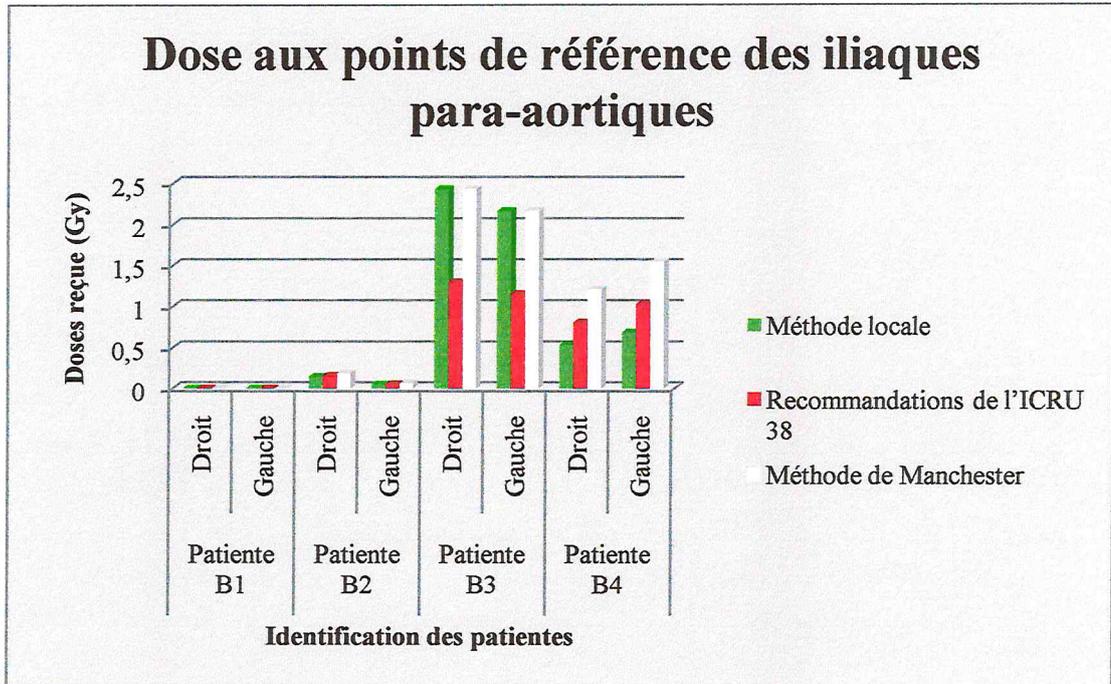


Figure 54 : Histogramme des doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.b.3. Dose aux points de référence des iliaques para-aortiques

Identification de la patiente	Point d'iliaque para-aortique	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	Droit	0	0	0
	Gauche	0	0	0
Patiente B2	Droit	0,144	0,155	0,184
	Gauche	0,051	0,055	0,065
Patiente B3	Droit	2,43	1,296	2,43
	Gauche	2,164	1,154	2,164
Patiente B4	Droit	0,537	0,807	1,21
	Gauche	0,686	1,031	1,546
Patiente B5	Droit	0,475	0,396	0,475
	Gauche	0,367	0,306	0,367
Patiente B6	Droit	0,661	0,551	0,661
	Gauche	0,705	0,588	0,705
Patiente B7	Droit	0,172	0,212	0,345
	Gauche	0,124	0,153	0,249

**Tableau 26 : Doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.**



*Figure 55 : Histogramme des doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.*

5.1.4.2.b.4. Dose au point de référence de la symphysis

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	12,467	15,156	17,685
Patiente B2	9,22	9,93	11,727
Patiente B3	9,016	4,808	9,016
Patiente B4	4,201	6,309	9,463
Patiente B5	6,301	5,251	6,301
Patiente B6	11,196	9,33	11,196
Patiente B7	4,545	5,594	9,091

Tableau 27 : Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

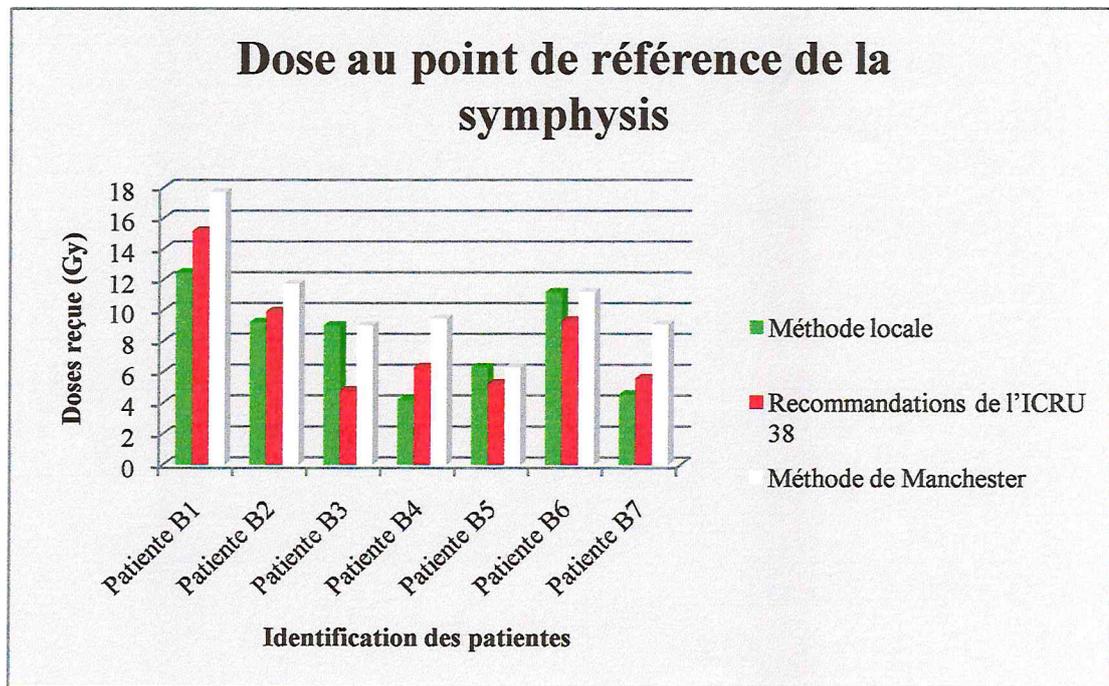


Figure 56 : Histogramme des doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.b.5. Dose au point de référence S1S2

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente B1	4,091	4,973	5,803
Patiente B2	7,913	8,522	10,065
Patiente B3	24,697	13,172	24,697
Patiente B4	5,273	7,918	11,877
Patiente B5	7,498	6,249	7,498
Patiente B6	5,869	4,891	5,869
Patiente B7	4,35	5,354	8,701

Tableau 28 : Doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

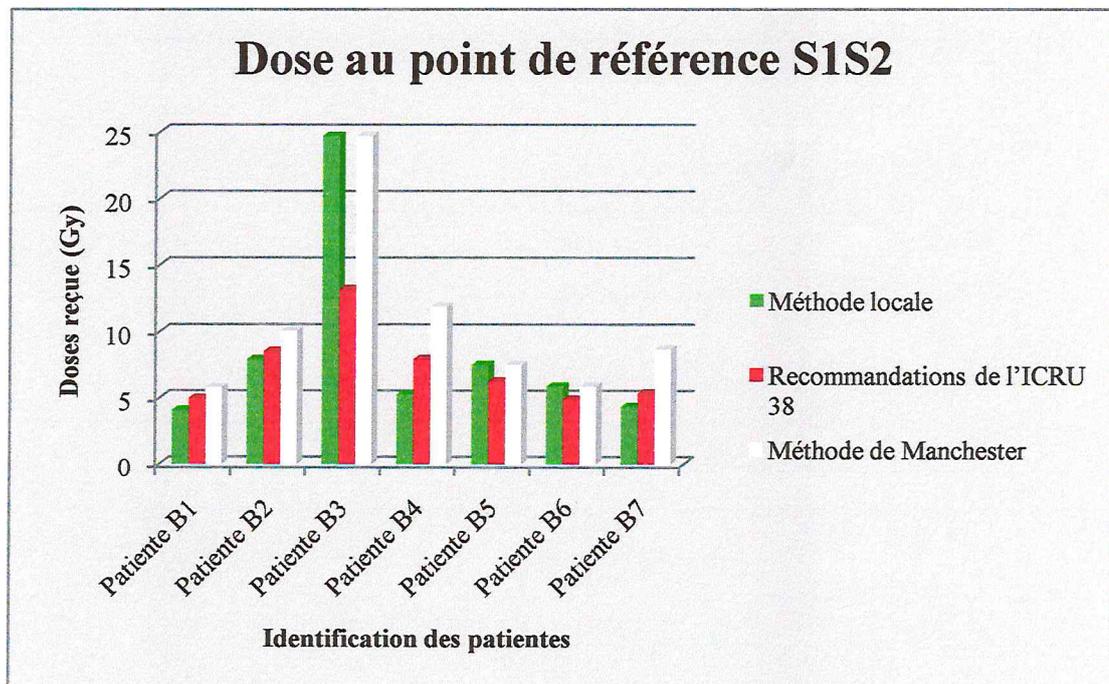


Figure 57 : Histogramme des doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre B, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.c. Centre C

5.1.4.2.c.1. Dose aux points de référence des iliaques externes

Identification de la patiente	Point d'iliaque externe	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	Droit	21,105	15,828	11,502
	Gauche	12,534	9,4	6,831
Patiente C2	Droit	21,246	21,246	12,916
	Gauche	10,221	10,221	6,213
Patiente C3	Droit	18,664	15,995	9,723
	Gauche	17,899	15,339	9,325
Patiente C4	Droit	11,497	10,548	4,862
	Gauche	26,144	23,986	11,057
Patiente C5	Droit	22,787	22,787	14,491
	Gauche	10,867	10,867	6,911

Tableau 29 : Doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

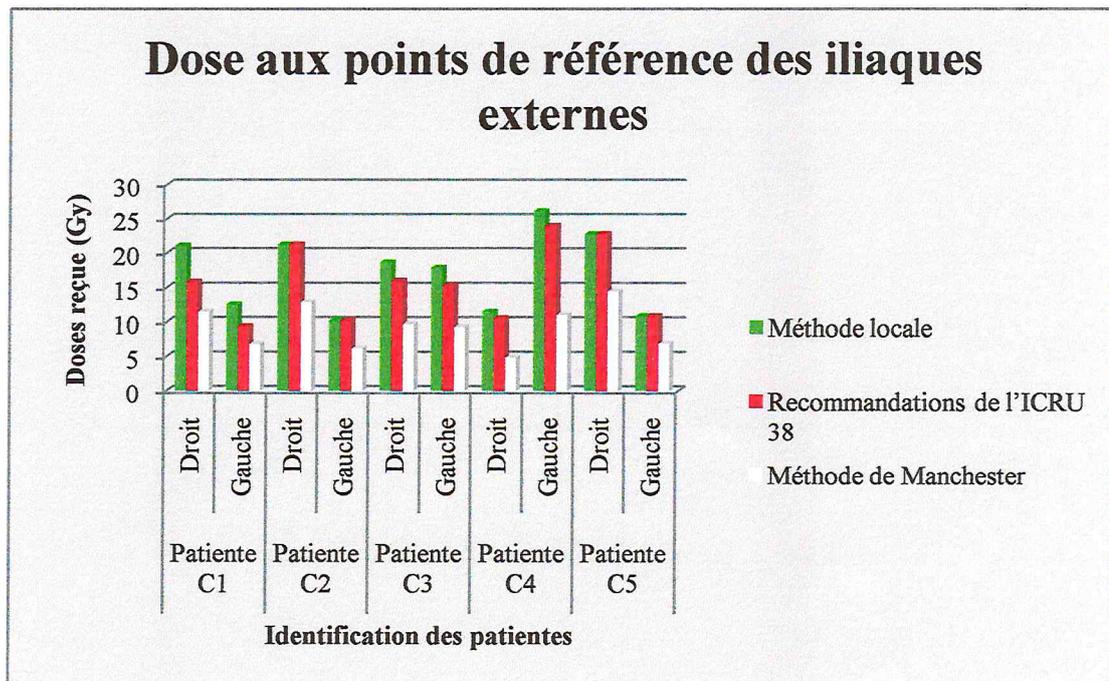


Figure 58 : Histogramme des doses reçues par les iliaques externes pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.c.2. Dose aux points de référence des iliaques primitives

Identification de la patiente	Point d'iliaque primitive	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	Droit	36,746	27,559	20,026
	Gauche	22,64	16,98	12,338
Patiente C2	Droit	13,127	13,127	7,98
	Gauche	8,491	8,491	5,162
Patiente C3	Droit	10,859	9,306	5,657
	Gauche	11,511	9,864	5,997
Patiente C4	Droit	11,149	10,229	4,715
	Gauche	22,162	20,333	9,373
Patiente C5	Droit	10,609	10,609	6,747
	Gauche	7,982	7,982	5,076

Tableau 30 : Doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

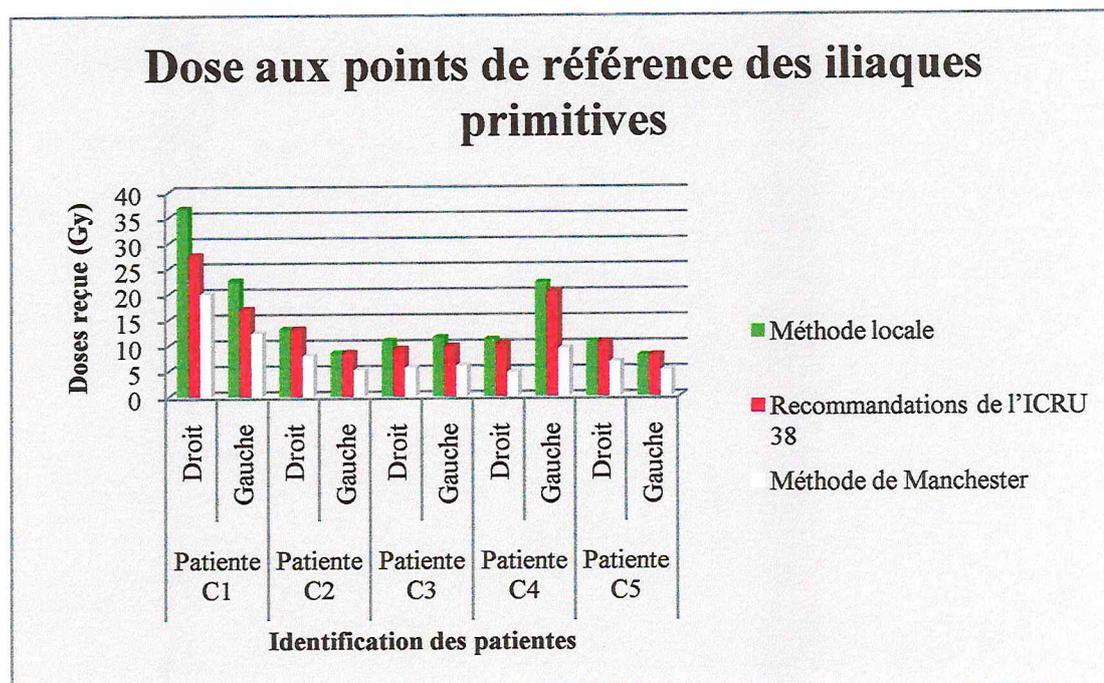


Figure 59 : Histogramme des doses reçues par les iliaques primitives pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.c.3. Dose aux points de référence des iliaques para-aortiques

Identification de la patiente	Point d'iliaque para-aortique	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	Droit	8,102	6,076	4,415
	Gauche	7,326	5,494	3,992
Patiente C2	Droit	1,329	1,329	0,808
	Gauche	1,034	1,034	0,288
Patiente C3	Droit	1,098	0,94	0,572
	Gauche	1,03	0,882	0,536
Patiente C4	Droit	3,059	2,807	1,294
	Gauche	3,359	3,082	1,42
Patiente C5	Droit	0,425	0,425	0,27
	Gauche	0,061	0,061	0,039

Tableau 31 : Doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

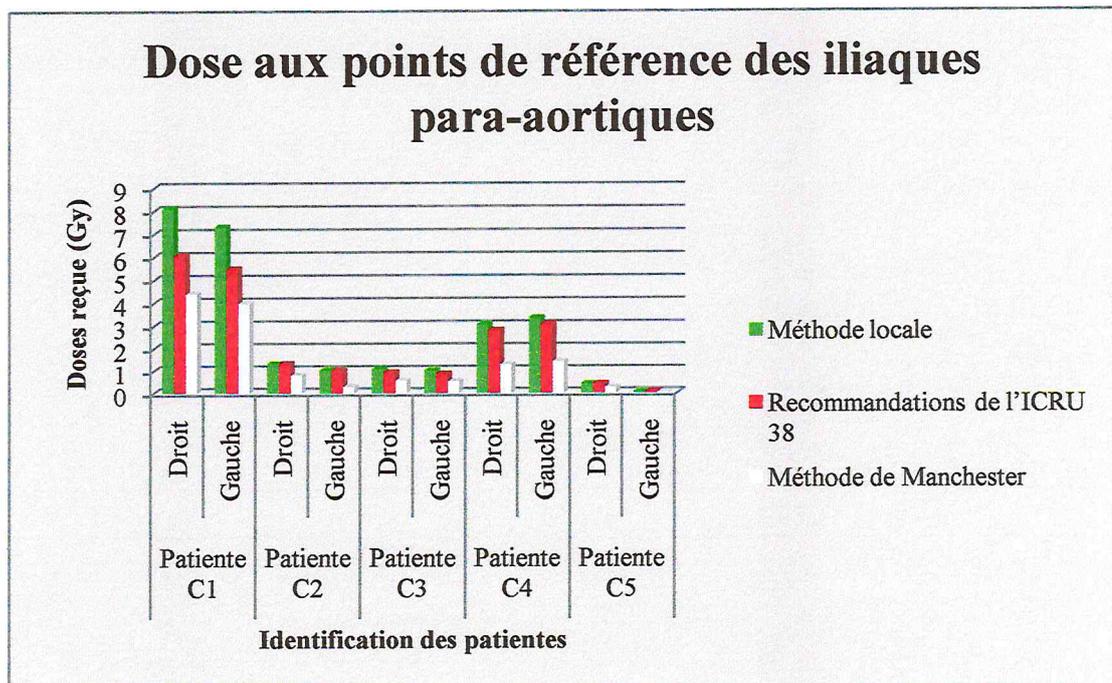


Figure 60 : Histogramme des doses reçues par les iliaques para-aortiques pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.c.4. Dose au point de référence de la symphysis

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	5,598	4,198	3,05
Patiente C2	4,578	4,578	2,783
Patiente C3	8,333	7,141	4,341
Patiente C4	4,751	4,359	2,009
Patiente C5	3,601	3,601	2,29

Tableau 32 : Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

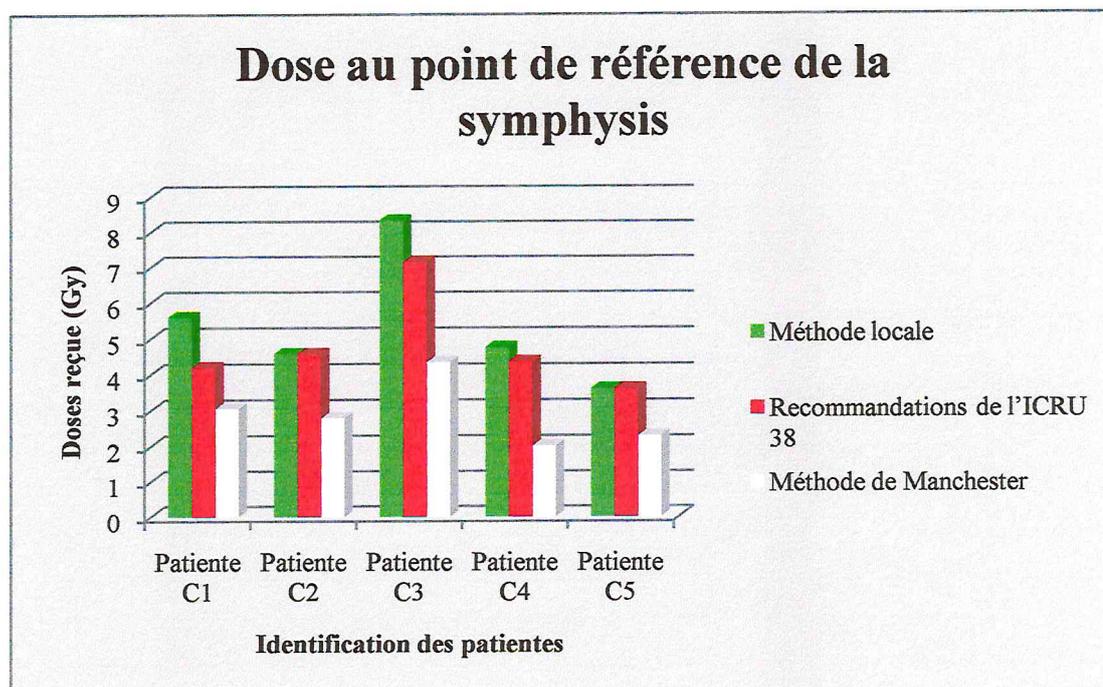


Figure 61 : Histogramme des Doses reçues par la symphysis pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

5.1.4.2.c.5. Dose au point de référence S1S2

Identification de la patiente	Méthode locale (Gy)	Recommandations de l'ICRU 38 (Gy)	Méthode de Manchester (Gy)
Patiente C1	18,349	13,761	10
Patiente C2	11,407	11,407	6,935
Patiente C3	9,811	8,408	5,111
Patiente C4	18,119	16,623	7,663
Patiente C5	8,135	8,135	5,173

Tableau 33 : Doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

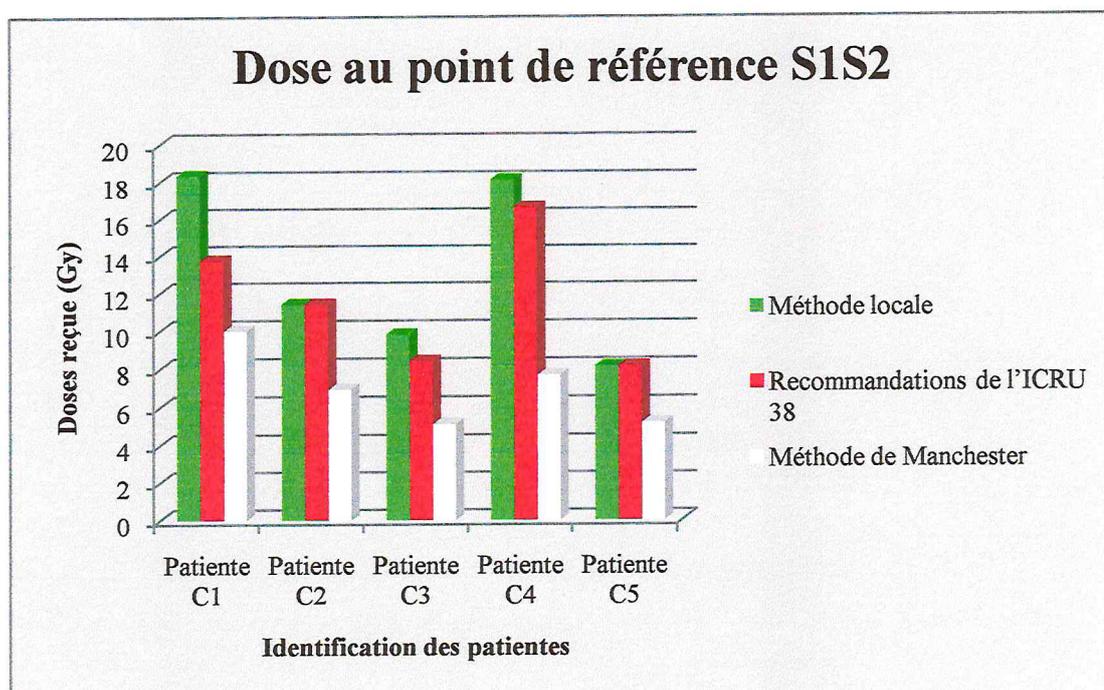


Figure 62 : Histogramme des doses reçues par le point S1S2 pour les patientes du centre C, selon les trois méthodes.

## **5.2. Discussion des résultats**

### **5.2.1. Choix de l'isodose de référence**

Nos résultats montrent que les isodoses de référence dans la méthode locale du centre A, sont supérieures à celles préconisées par l'application des recommandations de l'ICRU 38, ainsi que les valeurs déterminées par l'application du système de Manchester.

En d'autres termes et sur le plan dosimétrique, si nous considérons que la meilleure prescription reste basée sur l'ICRU 38 du fait de la prise en compte des volumes, nous pouvons affirmer, que la méthode locale du centre A présente un sous-dosage sur une partie du volume tumoral et ce, nonobstant le fait que sur le plan clinique, nous n'avons pas de recul pour déceler un effet biologique.

Pour le centre B, les trois méthodes semblent assez proches en termes de choix de l'isodose de référence dans 50 % des cas, sinon on constate également un sous-dosage par la méthode locale relativement à l'ICRU 38 et au système de Manchester.

Quant au centre C, la méthode locale est comparable en termes de choix de l'isodose de référence à l'ICRU 38, alors que le système de Manchester basé sur la prescription au point A montre un sous-dosage important.

### **5.2.2. Dose aux organes à risque**

Nos résultats montrent pour les organes particulièrement surveillés à savoir la vessie et le rectum, que les doses reçues sont significatives mais restent en deçà de la dose de tolérance, hormis pour les patientes B1 (dose vessie) et, A11 et B7 (dose rectale) par les méthodes ICRU et Manchester.

Cela est attendu du fait qu'en général, l'application de la méthode locale montre un choix d'isodose de référence qui sous-dose certains volumes.

### 5.2.3. Ecart moyen entre les trois méthodes des doses reçues par les OAR

Les écarts moyens des doses reçues par la vessie et le rectum, calculés relativement à l'ICRU 38 sont acceptables dans la majorité des cas, sauf pour le centre C.

Nous remarquons également un écart significatif au niveau du centre C quand nous comparons les doses reçues par la vessie (Manchester/locale). Cela peut être expliqué par la différence importante dans le choix de l'isodose de référence. Cela démontre la criticité du choix de l'isodose de référence. Il faut également souligner que le système de Manchester est plus adapté à des prescriptions de dose avoisinant les 75 Gy.

### 5.2.4. Doses aux points spécifiques de la paroi pelvienne et du trapèze lymphatique de Fletcher

Nos résultats de doses reçues aux points particuliers de la paroi pelvienne (PPD, PPG) et du trapèze lymphatique de Fletcher par les trois méthodes, à savoir :

- IPD, IPG,
- IED, IEG,
- IParaD, IParaG,
- Symphysis S et S1S2,

montrent que les valeurs sont autour de 10 Gy.

Dosimétriquement, cela est en accord avec la littérature [Pötter et al, Radiotherapy and Oncology 2001;58:11-18], mais il est important d'avoir procédé à cette évaluation qui permet en fait, d'estimer la dose à ajouter éventuellement par la radiothérapie externe si le radiothérapeute constate un reliquat démontré par l'examen d'anatomo-pathologie après chirurgie.

## **Conclusion générale**

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 et 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.

Notre modeste travail nous a permis d'aborder les différents systèmes dosimétriques, qui représentent aujourd'hui une alternative et un outil performant pour adapter la dose à la tumeur et la minimiser aux organes à risques, notamment par l'application d'une méthode qui tient compte d'une réalité volumique.

Nos résultats ont montré des différences significatives dans le choix de l'isodose de référence entre les trois méthodes étudiées.

Cependant, nous pouvons affirmer que la méthode qui se rapproche le mieux de la réalité clinique reste celle préconisée par l'ICRU 38. En effet, le fait de faire un choix d'isodose basé sur les trois dimensions tient compte des extensions tumorales microscopiques possibles non visibles.

Cela étant, le rôle du médecin radiothérapeute dans ce choix reste quand même primordial puisque les préconisations des dimensions de l'isodose de référence par l'ICRU restent des indications qu'il faut adapter à l'anatomie de chaque patiente.

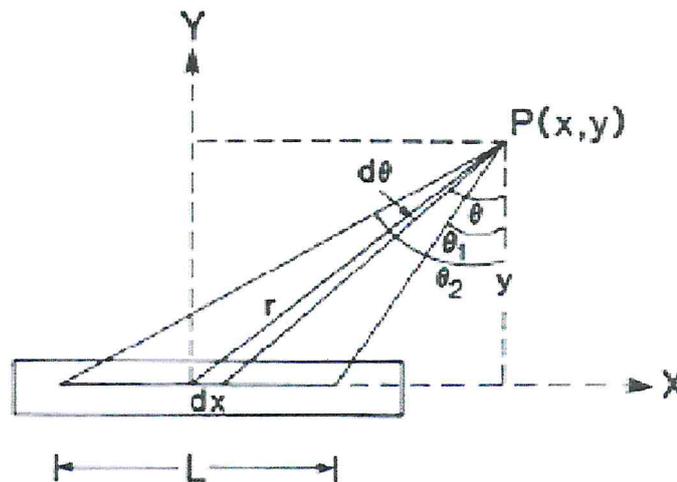
L'avènement de nouveaux systèmes de planification de traitement (3D) en curiethérapie confortés par l'utilisation de coupes scanner va, à notre avis, apporter une précision accrue dans le choix de l'isodose de référence basée sur la délimitation du volume cible prévisionnel et le contourage des organes à risque.

## **Annexes**

Annexes

**Annexe (A) : Formalisme de calcul du débit de dose du (TG-43) « TASK-GROUP N°43 » de (A.A.P.M) « American Association of Physicists in Medicine ».**

Pour calculer la distribution de dose d'une source qui est en réalité linéaire, on la divise en des sources élémentaires ponctuelles et on calcule son intégrale de Sievert (intégrale de Sievert est disponible dans les formes disposées en tableau).



*Système de coordonnées de calcul de l'intégrale de sievert.*

En 1995, l'A.A.P.M. propose dans le rapport du TG-43 un nouveau formalisme de calcul de dose dans l'eau. La mise à jour en Mars 2004 de ce formalisme, afin d'évaluer la distribution de dose 2D autour d'une source cylindrique donne l'expression du débit de dose dans l'eau au point P(r,θ) suivante:

$$\dot{D}_{\text{eau,eau}}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta)$$

Avec :

r : la distance entre l'origine et le point P en centimètre;

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

θ<sub>0</sub> : définit le plan transversal de la source, est égal aux radians du π/2;

$S_K$  : l'air kerma strength de la source ( $\text{mGy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ );

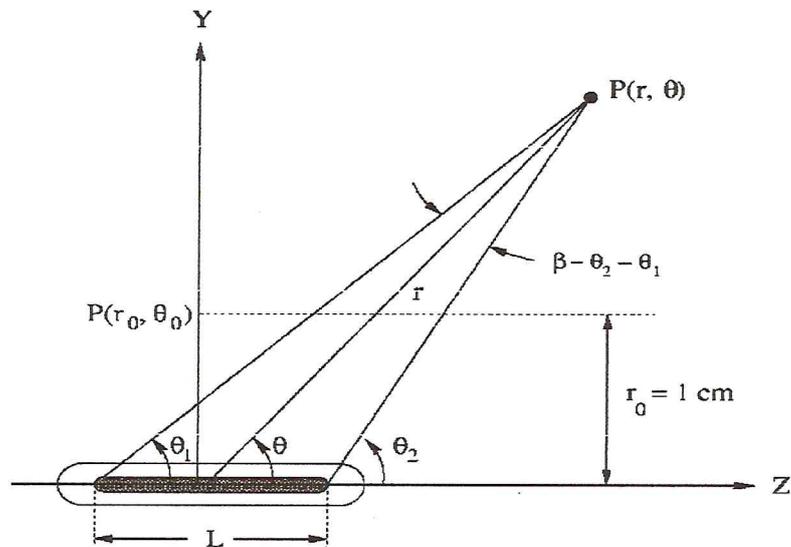
$\Lambda$  : la constante de débit de dose dans l'eau;

$G(r,\theta)$  : la fonction géométrique;

$g(r)$  : la fonction radiale de la dose;

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

Le TG-43 utilise un système de coordonnées polaires  $(r,\theta)$  et l'origine du repère est prise au centre de la source. Nous allons par la suite expliciter les différents termes de cette expression et leur signification physique.



*Système de coordonnées polaires pour les calculs dosimétriques.*

### 1- Air Kerma Strength $S_K$

Le TG-43 définit  $S_K$  « l'air kerma strength », en un point P situé sur l'axe transverse de la source ( $\theta_0 = \pi/2$ ) par l'expression suivante :

$$S_K = \dot{K}_{air,air} \left( r, \frac{\pi}{2} \right) \cdot r^2$$

$\dot{K}_{air,air} \left( r, \frac{\pi}{2} \right)$  est le débit de kerma dans l'air (RAKR) « Reference Air Kerma Rate ».

$$(\dot{K}_{air})_{air} = \frac{A\Gamma}{Lh} \left( \int_0^{\theta_2} e^{-\mu x / \cos\theta} d\theta - \int_0^{\theta_1} e^{-\mu x / \cos\theta} d\theta \right)$$

Avec :

$A$  : l'activité totale de la source ;

$\Gamma$  : la constante de débit de kerma ;

$L$  : la longueur de la source linéaire ;

$h$  : est la distance perpendiculaire entre point P et la source de la ligne et  $\theta_1$  des angles et  $\theta_2$ , comme fait entrer le (figure 12), est les limites de l'intégration.

$\int_0^{\theta} e^{-\mu x / \cos\theta} d\theta$ : est l'intégrale de Sievert qui explique l'atténuation du photon dans le capsule de la source;

$x$  : est l'épaisseur de la capsule de la source;

$\mu$  : est le coefficient de l'atténuation pour les photons dans la capsule de la source matière.

Donc  $S_K$  devient indépendante de la distance  $r$  du point de calcul à la source.

L'unité de  $S_K$  est U tel que  $1U = 1\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$ .

## 2- Constante de débit de dose $\Lambda$

Le TG-43 définit la constante de débit de dose  $\Lambda$ , comme étant égale au débit de dose dans l'eau à 1 cm sur l'axe de la source ( $\theta_0 = \pi/2$ ) pour une unité de « l'air kerma strength » en  $\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$  ou  $\text{cm}^{-2}$ . Son expression est donnée par la relation suivante :

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0=1\text{cm}, \theta_0=\pi/2)}{S_K}$$

## 3- Fonction géométrique $G(r, \theta)$

$G(r, \theta)$  traduit le phénomène d'atténuation de la fluence de photons dans le milieu à partir du nombre initial de photons en un point de départ, dit de référence. Son expression générale est donnée par l'équation ci-dessous.

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \frac{\rho(r') \cdot dV'}{\|r-r'\|^2}}{\int_V \rho(r') \cdot dV'}$$

$\theta$  étant l'angle entre l'axe de la source et le vecteur joignant le centre de la source au point de calcul  $P(r, \theta)$  et  $\rho(r')$  étant la densité de radioactivité au point  $P'$  dans l'élément de volume  $dV'$ .

Pour une approximation ponctuelle de la source, cette diminution se fait en  $1/r^2$ .

Pour une approximation linéaire de la source, l'expression de  $G(r, \theta)$  devient la suivante :

$$G_L = \frac{\beta}{L \cdot r \cdot \sin\theta} \quad \text{si } \theta \neq 0 \quad G_L = \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \quad \text{si } \theta = 0$$

#### 4- Fonction radiale de dose $g(r)$

$g(r)$  est mesurée sur l'axe transverse ( $\theta_0 = \pi/2$ ) et traduit uniquement les phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu situé entre le point  $P_0$  de référence et le point  $P(r, \theta)$ . Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$g(r) = \frac{D(r_0, \pi/2)}{D(r, \pi/2)} \cdot \frac{G(r, \pi/2)}{G(r_0, \pi/2)}$$

$g(r)$  est indépendante de la diminution en  $1/r^2$  de la fluence de photons. Ainsi  $D(r, \pi/2)$  au numérateur est divisée par  $G(r, \pi/2)$ . Cette fonction est normalisée au point de référence.

#### 5- Fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$

Elle exprime le caractère non ponctuel de la source et des matériaux intervenant dans sa fabrication. Elle correspond à une mesure bidimensionnelle et elle traduit les phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu ainsi que l'encapsulation de la source, et ce sur  $(4\pi)$  stéradians. Son expression est donnée par l'équation suivante:

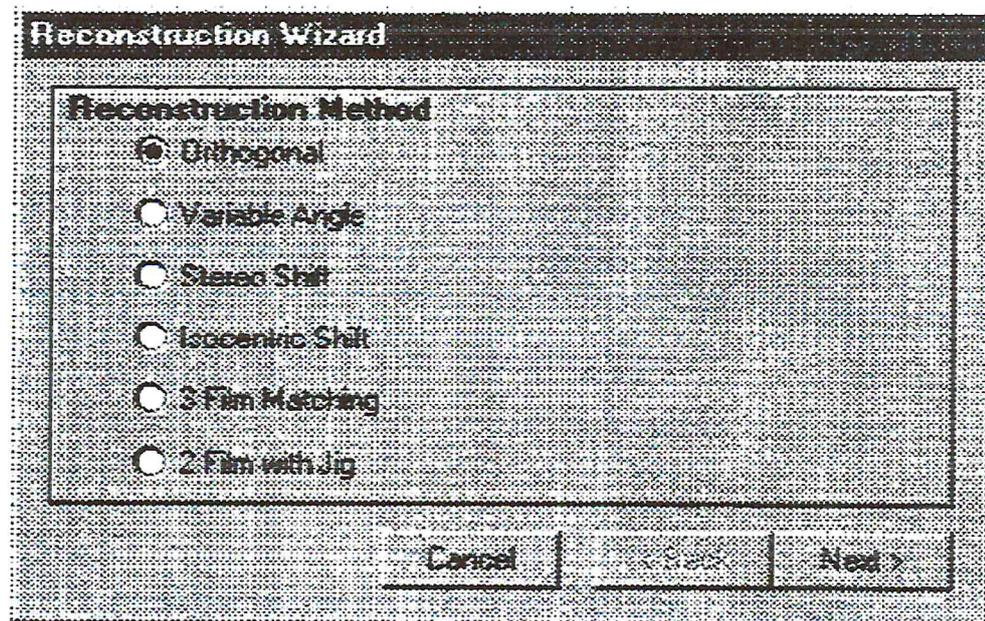
$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)}{D(r, \pi/2)} \cdot \frac{G(r, \pi/2)}{G(r, \theta)}$$

Dans cette expression,  $D(r, \theta)$  au numérateur est divisée par  $G(r, \theta)$  dans l'optique de s'affranchir de la diminution en  $(1/r^2)$  de la fluence, ce phénomène étant déjà été pris en compte dans le facteur géométrique. De plus, la fonction d'anisotropie est normalisée par rapport à  $(\theta = \pi/2)$ , les phénomènes d'atténuation sur l'axe transverse ayant déjà été pris en compte dans la fonction de dose radiale  $g(r)$ .

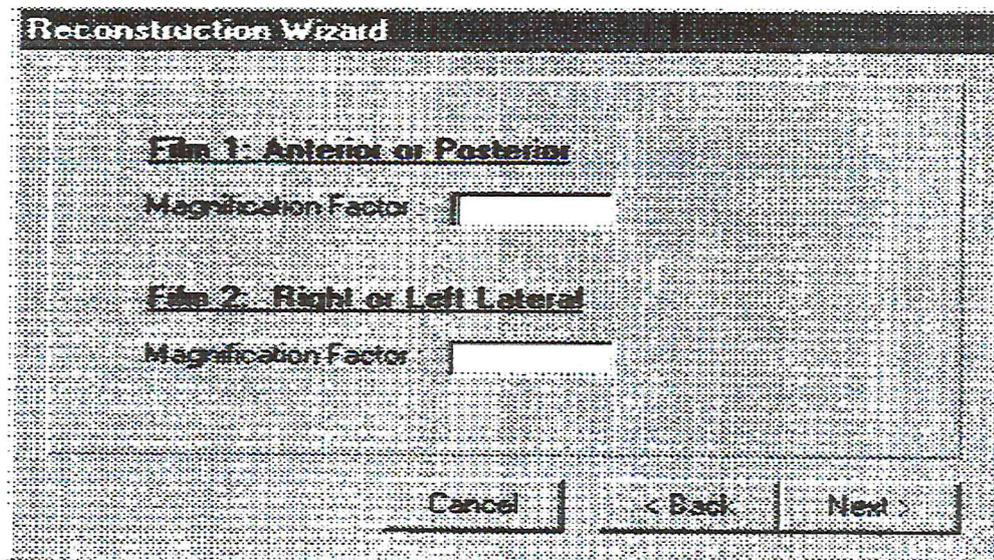
**Annexe (B) : Planification du traitement par TPS THERAPLAN Plus, méthode de reconstruction avec deux clichés orthogonaux**

1- Du menu de « Source Entry Reconstruction », on choisi « Reconstruction ».

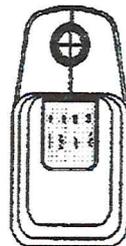
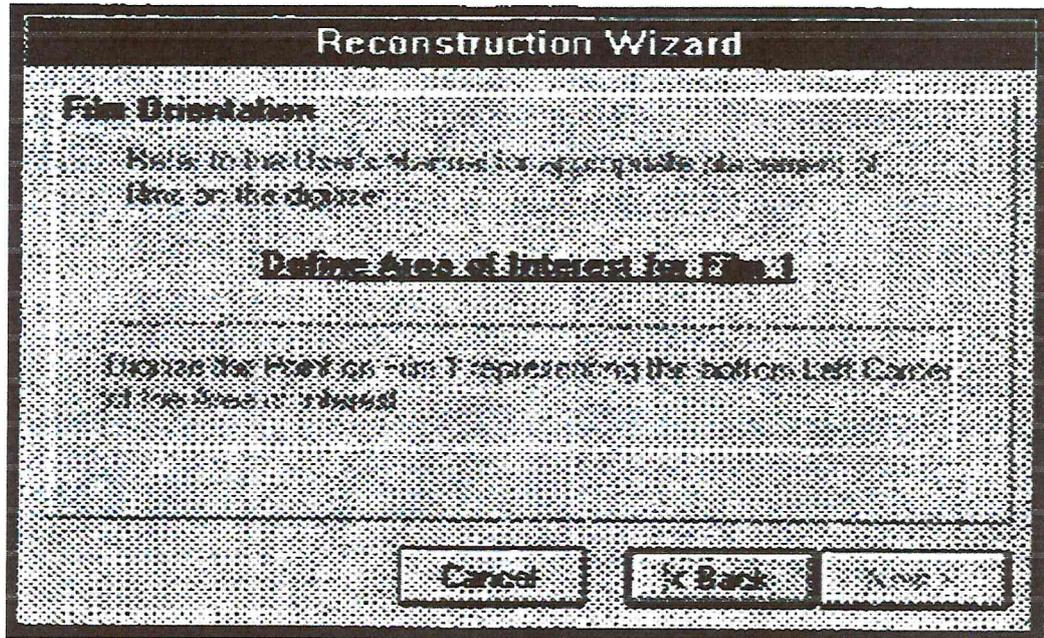
2- On sélectionne « Orthogonal ».



3- Cliquez sur « Next ». Pour les clichés orthogonaux le système vous incite les facteurs d'agrandissement.



4- Entrez les « **Magnification Factors** » pour le cliché AP et LAT, ensuite cliquez sur « **Next** ». Le système vous invite à définir la région d'intérêt pour le premier cliché.



5- Digitalisez un point qui représente le coin gauche inférieur et un point pour le coin droit du premier cliché.

6- Digitalisez un point négatif (inférieur) le long de l'axe Y et un deuxième point positif (supérieur) le long de l'axe Y qui est positif et plus grand que le premier point. Le système vous invite pour entrer l'origine de l'implantation.

7- Pour le premier cliché digitalisez un point qui représente l'origine de l'implantation. Le système vous invite à définir la région d'intérêt pour le deuxième cliché.

8- Digitalisez un point qui représente le coin gauche inférieur et un point pour le Coin droit du deuxième cliché.

9- Digitalisez un point négatif (inférieur) le long de la axe Y et un deuxième point positif (supérieur) le long de l'axe Y. Le système vous invite pour entrer l'origine de l'implantation.

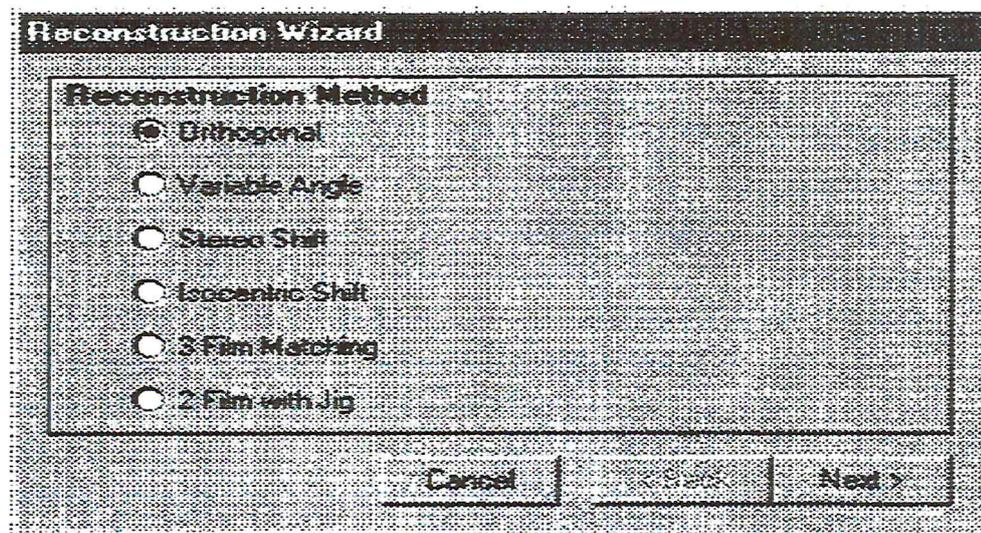
10- Pour le deuxième cliché digitalisez un point qui représente l'origine de l'implantation. L'orientation des clichés est maintenant complète.

11- Cliquez sur « Next ».

12- Entrez les sources et les points de références, en utilisant le digitaliseur.

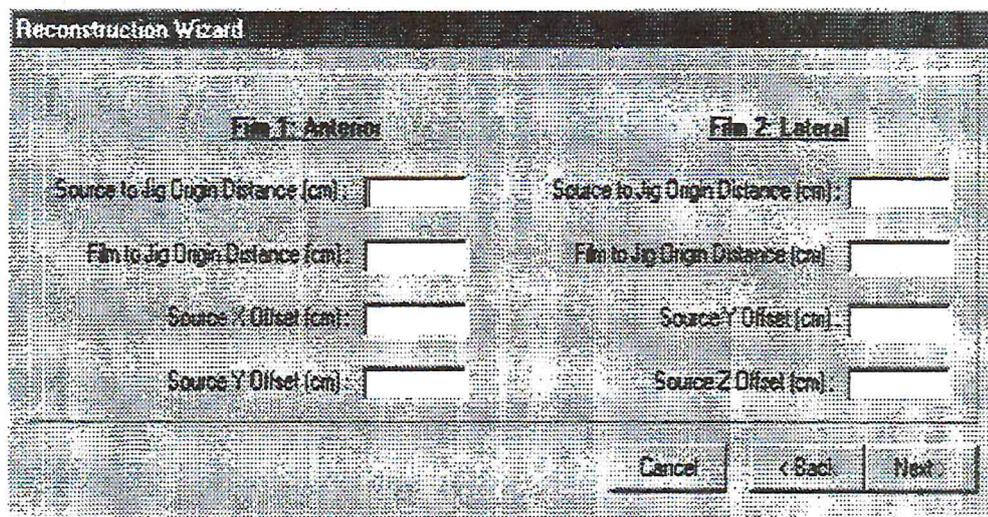
**Annexe (C) : Planification du traitement par TPS THERAPLAN Plus, méthode de reconstruction avec deux clichés orthogonaux avec jig**

1- Du menu de « Source Entry », sélectionnez l'option « Reconstruction ». La boîte du dialogue la Reconstruction apparaît.



2- Choisir l'option « 2 film with Jig ».

3- Cliquez sur « Next ». Le système vous invite pour entrer les paramètres des deux clichés.



4- Cliquez sur « Next ». Le système vous invite à définir la région d'intérêt du premier cliché.

5- Définir la région d'intérêt et orienter le cliché, digitalisez les points suivants:

" Le coin gauche inférieur "

" Le coin droit supérieur "

" Un point négatif sur l'axe Y du cliché "

" Un point positif sur l'axe Y du cliché "

" L'origine de l'implantation "

6- Le système vous invite à définir la région d'intérêt pour le deuxième cliché.

7- Répétez la sixième étape pour le deuxième cliché.

8- L'orientation des clichés est maintenant complète. Cliquez sur « Next ». Le plan de reconstruction apparaît.

9- Entrez les sources et les points de références, en utilisant le digitaliseur.

## **Références bibliographiques**

**Références bibliographiques**

- [1] Cheick Oumar THIAM. Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique. Thèse de Doctorat en Physique Corpusculaire, Université Blaise Pascal. DU 1771 (2007).
- [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] Marie-Charlotte RICOL. Contribution à l'étude des processus nucléaires intervenant en hadronthérapie de leur impact sur la délocalisation du dépôt de dose. Thèse de Doctorat, Université Claude Bernard-Lyon 1. 220 (2008).
- [5] <http://www.e-cancer.fr/>
- [6] [http:// www.institutpaolicalmettes.fr](http://www.institutpaolicalmettes.fr)
- [7] Naima EL AARJI. Les cancers du col utérin. Thèse de Doctorat en Médecine, Université HASSAN II. (2006).
- [8] Myriam COULIBALY & Boris GEYNET. Evolutions technologiques en Radiothérapie externe. Université de Technologie Compiègne. (2000 - 2001).
- [9] B.Hocini. Aspects physiques et cliniques de la curiethérapie. Cours Master 2, Université de Blida. (2009 - 2010).
- [10] Radiothérapie et curiethérapie. Service de radiothérapie, CHU Besançon. (2007).
- [11] Gédrik LAFOND. Optimisation des techniques de radiothérapie dans le cadre de la prise en charge des patientes traitées par radiochimiothérapie d'un cancer du col de l'utérus. Thèse de Doctorat en Médecine, Université Henri Poincaré - Nancy. (2007).
- [12] Comprendre la radiothérapie. L'Institut National du Cancer, France CANCER INFO. (2009).
- [13] D.Baltas, L.Sakelliou et N.Zamboglou. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering 'The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology'. Taylor & Francis Group. (2007).
- [14] N.Suntharalingam et al. Chapter 13 Brachytherapy: Physical and clinical aspects. STI/PUB/1196, IAEA.
- [15] C.Haie-Meder et al. Recommandations pour le contrôle de qualité en curiethérapie. Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. (2002).
-

- [16] Yann Métayer. Projecteurs de sources et Contrôle de Qualité en Curiethérapie. Cours de Curiethérapie, Centre Alexis Vautrin – Nancy. (2004).
- [17] Association des Physiciens d'Hôpital Centre Rhône Alpes. Bases pratiques de dosimétrie en curiethérapie Bas et Haut Débit. Besançon C.H.U. (2000).
- [18] C.B.G.Taylor. L'atome pour la santé 'Les radioisotopes et le traitement du cancer'. Laboratoire de l'AIEA à Seibersdorf. AIEA BULLETIN, VOL.25, no 2.
- [19] 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).
- [20] [http://fr.wikipedia.org/wiki/Cancer\\_du\\_col\\_utérin](http://fr.wikipedia.org/wiki/Cancer_du_col_utérin)
- [21] Richard Pötter, Erik Van Limbergen, André Wambersie. Reporting in Brachytherapy: Dose and Volume Specification. G 6 25072002.
- [22] Isabelle Barillot, Henri Marret. Référentiels OncoCentre : cancers du vagin - réunion du 19 juin 2009.
- [23] E. Garin. Interactions des rayonnements ionisants (RI) avec la matière. Service de médecine nucléaire, Centre Eugène Marquis - RENNES20080211064403. (2008).
- [24] Edith Briot. Brachytherapy 'Radioactive sources'. Regional training course on clinical and physical aspects of quality assurance in radiation oncology, Accra, Ghana. (1998).
- [25] Alain Gerbaulet, Richard Pötter, Christine Haie-Meder. Cervix Carcinoma. IA 14 01082002.
- [26] JC Rosenwald, G Marinello. Curiethérapie gynécologique. JC Rosenwald - Tunis (2008).
- [27] ICRU Report 38 'Dose and Volume Specifications for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology'. 01.03.03 - ICRU38. (2004).
- [28] Les actions de l'ASN. Les utilisations médicales des rayonnements ionisants. (2009).
- [29] Habib Zaidi. Principes de base de la physique des radiations. Cours de physique médical, Universitaires de Genève, Suisse. (2007).
- [30] André Besançon. Radioprotection. Séminaire destiné aux enseignants, Institut universitaire de radiophysique appliquée - Lausanne. (2004).
-

- [31] Y.Arnaud. Interaction rayonnement matière. Cours Master 2, LPSC Grenoble. (2006 - 2007).
- [32] René Bimbot, André Bonnin, Robert Deloche et Claire Lapeyre. Cent ans après la Radioactivité, le rayonnement d'une découverte. Edition EDP Sciences. (1999).
- [33] Ravinder Nath et al. REPORT OF AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 43 'Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources'. Med Phy, Vol. 22, Issue 2. (1995).
- [34] E.Kathryn, Dusenbery and Bruce J.Gerbi. Radiation Therapy for Cervical Cancer.
- [35] Carole Lambert MD Résidente en radio-oncologie. Dosimétrie III : Principes physiques «basic» en brachythérapie. (2004).
-