

**Université Saad DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de Physique**

Mémoire présenté par :

HOURIAT El Batoul

YAGOUB Wafa

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : Science de la matière.**

**Filière : Physique.**

**Spécialité : Physique Médicale.**

**Option : Radiothérapie.**

***Sujet : Analyse dosimétrique de la RTC3D et comparaison avec la curiethérapie HDR dans le cas du traitement de la prostate***

Soutenu le : 16 Septembre 2015, devant le jury composé de :

Mr. M.CHEKIRINE	Maitre Assistant. A. USDB	Président de Jury
Pr. K.BOUALGA	Professeur. AU. CAC de Blida	Examineur
Mr. B.HOCINI	Maitre Assistant. A. USDB	Examineur
Mr. R.KHELIFI	Maitre de conférence .A. USDB	Rapporteur

2014/2015

# *Table de matière*

*Remerciements*

*Dédicace*

*Liste des figures*

*Liste des tableaux*

*Liste des graphes*

*Liste des abréviations*

*Résumé*

*Introduction Générale*

1

## *Chapitre I*

### *Généralités*

<b>I.1. La radiothérapie</b>	<b>3</b>
<b>I.1.1. La naissance de la radiothérapie</b>	<b>3</b>
<b>I.1.2. Comment agit la radiothérapie ?</b>	<b>4</b>
<b>I.1.3. Différentes modalités de traitement par radiothérapie</b>	<b>5</b>
<b>I.2. Radiothérapie de la prostate</b>	<b>5</b>
<b>I.2.1. Généralité sur l'anatomie de la prostate</b>	<b>5</b>
<b>I.2.2. Diagnostic</b>	<b>6</b>
<b>I.2.2.a. Interrogatoire initial</b>	<b>6</b>
<b>I.2.2.b. Examen clinique</b>	<b>6</b>
<b>I.2.2.c. Marqueur tumoral</b>	<b>6</b>
<b>I.2.2.d. la classification TNM</b>	<b>7</b>
<b>I.2.2.e. Confirmation du diagnostic</b>	<b>7</b>
<b>I.2.2.f. Conclusion du médecin</b>	<b>8</b>
<b>I.3. Simulation Monte Carlo</b>	<b>8</b>
<b>I.3.1. Principe de simulation Monte Carlo</b>	<b>8</b>
<b>I.3.2. Générateur des nombres aléatoires</b>	<b>9</b>

<b>I.3.3. Code Geant/Gate</b>	<b>9</b>
<b>I.3.3.a. Simulation par Gate</b>	<b>10</b>
<b>I.4. Interaction des photons avec la matière</b>	<b>11</b>
<b>I.4.1. Mécanismes d'interaction des photons avec la matière</b>	<b>12</b>
<b>I.4.1.a) Effet photoélectrique</b>	<b>13</b>
<b>I.4.1.b) Effet Compton</b>	<b>14</b>
<b>I.4.1.c) Effet de création de paires (e-, e+)</b>	<b>14</b>
<b>I.4.2. Délimitation des domaines d'énergie de prédominance des mécanismes d'interaction</b>	<b>15</b>
<b>I.5. Le kerma et la dose</b>	<b>16</b>
<b>I.5.1. Notion de la dose absorbée</b>	<b>16</b>
<b>I.5.2. La notion du kerma</b>	<b>17</b>
<b>I.6. La notion de l'équilibre électronique</b>	<b>18</b>

## *Chapitre II*

## *Modalités de traitement*

<b>II.1. La radiothérapie conformationnelle à 3D</b>	<b>20</b>
<b>II.1.1. La radiothérapie conformationnelle, une balistique de haute précision</b>	<b>20</b>
<b>II.1.2. La radiothérapie conformationnelle, comment se déroule-t-elle ?</b>	<b>21</b>
<b>II.1.2.1. L'imagerie de prétraitement</b>	<b>21</b>
<b>II.1.2.2. Phase de simulation</b>	<b>22</b>

II.1.2.3. L'étude planimétrique	25
II.1.2.4. Traitement	28
<b>II.2. La curiethérapie</b>	<b>29</b>
II.2.1. Classification de la curiethérapie	30
II.2.1.1. Selon le débit de dose	30
II.2.1.2. Selon la modalité de traitement	30
II.2.2. Curieithérapie de la prostate	30
II.2.2.1. Curieithérapie de la prostate par implants permanents	30
II.2.2.2. Curieithérapie de la prostate par implants temporaire	31
II.2.3. Les sources de cobalt-60	31
II.2.3.1. Production de cobalt-60	31
II.2.3.2. Propriétés physique du cobalt-60	31
II.2.3.3. Schéma de désintégration	32
II.2.3.4. Les sources de cobalt-60 utilisées en curieithérapie	32
<b>Chapitre III</b> <i>Traitement du cancer de la prostate par RTC3D : cas clinique</i>	
<b>III.1. Patient et matériels</b>	<b>34</b>
III.1.1. Présentation du cas clinique	34
III.1.2. Matériels	35
III.1.2.a. L'accélérateur linéaire	35
III.1.2.b. Le scanner brillance CT Big Bore	35
III.1.2.c. Le système de planification de traitement ECLIPSE	36



	<b>IV.5. Réalisation de la curiethérapie sur fantôme</b>	<b>60</b>
<b>Chapitre V</b>	<b><i>Discussion des résultats et comparaison</i></b>	
	<b>V .1.Discussions des résultats</b>	<b>61</b>
	<b>V.1.1.1. Discussion des résultats de la RTCà3D</b>	<b>61</b>
	<b>V.1.1.2. Conclusion de la comparaison des deux balistiques de traitement de la RTCà3D</b>	<b>64</b>
	<b>V.1.2. Discussion des résultats de la curiethérapie HDR</b>	<b>64</b>
	<b>V.2.la réalisation de la comparaison</b>	<b>65</b>
	<b>V.3.conclusion de la comparaison</b>	<b>67</b>
	<b><i>Conclusion générale</i></b>	<b>68</b>
	<b><i>Référence</i></b>	
	<b><i>Annexe</i></b>	

## Remerciements

Pour commencer, nous dirons *el hamdou lillah*, qui nous a permis par son aide à réaliser notre thèse de fin d'étude. Nous tenons à remercier tous ceux qui nous ont aidés dans notre tâche. Citons en premier lieu, notre promoteur *Mr R. Khefifi* pour sa patience, sa gentillesse et sa compréhension. Notre copromoteur *Mr A. sidé Moussa* pour sa collaboration.

Nous remercions aussi le professeur *Mr Boualga* chef du service du *CAT* de *Blida* pour son accueil au sein de son service et son équipe sans oublier *Melle Krim Selma* et *Dr Aksil*.

Nos remerciements pour le centre d'oncologie et radiothérapie d'*Ouled Yaïche* pour son accueil et sa mise à notre disposition des séances de formation et à leur tête *Mr S. Berghel*.

Comme nous tenons à remercier les professeurs de la faculté des sciences du département de physique, le chef du département de physique et surtout *Melle Ali Massoud*.

Nos remerciements à tous ceux qui nous ont aidés de loin ou de près.

Merci.

*Je dédie ce mémoire à*

*Ma mère, qui a œuvré pour ma réussite, de par son amour, son soutien, tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, reçois à travers ce travail aussi modeste soit-il, l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude. Aucune dédicace ne saurait être assez éloquente pour exprimer ce que tu mérites pour tous les sacrifices que tu n'as cessé de me donner depuis ma naissance, durant mon enfance et même à l'âge adulte.*

*Mon père, qui peut être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit ; Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venu de toi.*

*À ma sœur Selma et à mon frère Yacine. Aux familles Houriat et Chachou. Ils vont trouver ici l'expression de mes sentiments de respect et de reconnaissance pour le soutien qu'ils n'ont cessé de me porter.*

*À tous mes professeurs : Leur générosité et leur soutien m'oblige de leurs témoigner mon profond respect et ma loyale considération.*

*À tous mes amis : Ils vont trouver ici le témoignage d'une fidélité et d'une amitié infinie.*

*À notre cher et dynamique promoteur monsieur R. K. Kheifia  
Un remerciement particulier et sincère pour tous vos efforts fournis. Vous avez toujours été présente. Que ce travail soit un témoignage de ma gratitude et mon profond respect.*

*Je vous aime Elbatoul .....*

*Je dédie cette thèse ...*

***A MES CHERS PARENTS***

*Parce qu'il est impossible de trouver les mots qui peuvent exprimer mon amour, et ma reconnaissance pour vous.*

*Je vous dédie ce travail en reconnaissance de l'amour que vous m'avez offert depuis ma naissance, de tous les sacrifices que vous vous êtes imposés pour assurer mon éducation et mon bien être.*

*Merci a mes parents qui ont toujours encouragée et soutenue durant toutes ces années et qui ont permis d'aller au bout de ce projet et merci d'avoir cru à mes choix d'étude.*

*J'espère toujours être à la hauteur de ce que vous attendez de moi, et ne jamais vous décevoir.*

***Je vous aime...***

***A MES TRÈS CHERES SŒURS F.ZOHRÀ ET IKRAM***

*Merci pour votre générosité, votre amour et votre accueil.*

***A MES TRÈS CHERES FRÈRES ABDORRAHMANNE ET ABDELLEAH***

*Merci a vous, merci d'être toujours près de moi.*

*À ma très chère tante NASSIMA: merci pour ton encouragement et renforcement dans ma vie, mes cousins et cousines de proximité: ZEHOR, SAFA et puis une grande pensée à tout le reste de ma famille, qui est tellement nombreuse que je ne peux citer tout le monde, mais pour laquelle j'ai un profond attachement.*

***A MES TRÈS CHERES AMIES KHADIDJA, SELMA ET SURTOUT Mon***

***BINOME ADORABLE HOURIATEL BATOUL***

*Merci pour leur présence et leur encouragement qui occupent une grand place dans l'accomplissement de ce travail. Merci d'avoir toujours été là pour moi et je vous remercie d'être dans ma vie.*

*Mon souhait le plus cher est de vous voir exceller dans votre vie professionnelle ainsi que votre vie personnelle.*

*A tous ceux qui ont contribue de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.*

***Je vous aime...***

***WAFÀ.***

## *Liste Des Figures*

<b>Fig.I.1.</b>	Illustration de l'anatomie de la prostate	<b>6</b>
<b>Fig.I.2.</b>	Les différents mécanismes d'interaction des photons avec la matière.	<b>12</b>
<b>Fig.I.3.</b>	Effet photoélectrique et émission de fluorescence.	<b>13</b>
<b>Fig.I.4.</b>	Effet Compton.	<b>14</b>
<b>Fig.I.5.</b>	Effet de création de paires.	<b>15</b>
<b>Fig.I.6.</b>	Délimitation des domaines de prédominance des trois interactions principales des photons utilisés en radiothérapie selon Z et $E_0$ .	<b>15</b>
<b>Fig.I.7.</b>	La dose absorbé se calcule comme le rapport de ( $\Sigma$ énergies des particules qui entrent dans $dv$ (dm) - $\Sigma$ énergies des particules qui sortent de $dv$ ) / dm.	<b>17</b>
<b>Fig.I.8.</b>	Le Kerma est le rapport de $\Sigma$ énergies cinétiques des particules chargé ( $E_{tr}$ ) dans $dv$ par dm.	<b>18</b>
<b>Fig.I.9.</b>	Représentation schématique de l'établissement de l'équilibre électronique entre les couches A et B.	<b>19</b>
<b>Fig.II.1.</b>	Exemple d'image CT, d'IRM anatomique, et d'image TEP respectivement.	<b>22</b>
<b>Fig.II.2.</b>	Cale pieds.	<b>24</b>
<b>Fig.II.3.</b>	Exemple de distribution de dose à gauche et de DVH à droite.	<b>27</b>

<b>Fig.II.4.</b>	Structure d'un accélérateur.	<b>29</b>
<b>Fig.II.5.</b>	Curiethérapie du cancer de la prostate.	<b>31</b>
<b>Fig.II.6.</b>	Graphe qui montre le spectre énergétique du Co-60.	<b>32</b>
<b>Fig.II.7.</b>	Schéma de désintégration du Co-60.	<b>32</b>
<b>Fig.II.8.</b>	Schéma représentatif du désigne des sources de Co-60.	<b>33</b>
<b>Fig.III.1.</b>	L'accélérateur linéaire 2100C de Varian.	<b>35</b>
<b>Fig.III.2.</b>	Le scanner Big Bore de philips du CAC de Blida.	<b>36</b>
<b>Fig.III.3.</b>	Les deux postes : ECLPISE et ARIA.	<b>37</b>
<b>Fig.III.4.</b>	Création du CTV 1 à partir du CTV2 sur ECLIPS.	<b>39</b>
<b>Fig.III.5.</b>	Illustration des deux PTVs créés sur ECLIPS.	<b>39</b>
<b>Fig.III.6.</b>	Les OARs et les PTVs.	<b>40</b>
<b>Fig.III.7.</b>	Illustration de la BEV sur une DR, avec la REV au coin gauche.	<b>41</b>
<b>Fig.III.8.</b>	Création de la DRR sur ECLIPS.	<b>41</b>

<b>Fig.III.9.</b>	Vue de l'espace configuration des plans sur ECLIPSE	<b>42</b>
<b>Fig.III.10.</b>	Création du MLC sur ECLIPSE.	<b>43</b>
<b>Fig.III.11.</b>	Illustration des champs de la première balistique d'irradiation.	<b>44</b>
<b>Fig.III.12.</b>	Illustration des champs de la deuxième balistique d'irradiation.	<b>45</b>
<b>Fig.III.13.</b>	Couverture du PTV 2 irradié par la technique en boîte par la courbe d'isodose " 95%".	<b>45</b>
<b>Fig.III.14.</b>	Représentation de la dose reçue par chaque volume (en pourcentage) pour la première balistique : la paroi vésicale en jaune, la paroi rectale en bleu, les têtes fémorales en marron et la prostate en rouge, le PTV 1 en bleu clair et le PTV 2 en vert.	<b>47</b>
<b>Fig.III.15.</b>	Représentation de la dose reçue par chaque volume (en pourcentage) pour la deuxième balistique.	<b>47</b>
<b>Fig.IV.1.</b>	Système de coordonnées polaires utilisé pour des calculs dosimétriques en curiethérapie.	<b>48</b>
<b>Fig.IV.2.</b>	La source du CO-60 type 2 utilisé dans le programme de simulation.	<b>52</b>
<b>Fig.IV.3.</b>	La représentation géométrique de la source de CO60 type 2.	<b>53</b>
<b>Fig.IV.4.</b>	La source du Co-60 dans le programme de	<b>53</b>

simulation Monte-Carlo par code le GATE.

<b>Fig.IV.5.</b>	La représentation en 2D de la distribution de dose obtenue dans la simulation Monte-Carlo.	<b>57</b>
<b>Fig. IV.6.</b>	Coupe axiale de l'implantation des sources de Co-60 dans la prostate.	<b>59</b>
<b>Fig.IV.7.</b>	Coupe axiale de l'implantation des sources de Co-60 dans la prostate.	<b>60</b>
<b>Fig.V.1.</b>	Couverture des PTV 1 et 2 par différentes courbes d'isodose (en Gy) la première balistique en haut et la deuxième en bas.	<b>62</b>
<b>Fig.V.2.</b>	Superposition des HDV des deux balistiques : le ■ représente la première balistique et le ▲ représente la deuxième balistique.	<b>63</b>
<b>Fig.V.3.</b>	Comparaison des doses reçues par les organes à risque pour les deux techniques d'irradiation.	<b>63</b>
<b>Fig. V.4.</b>	Résultats de la distribution de la dose dans la coupe centrale obtenus par la simulation Monte Carlo par code GATE dans un fantôme.	<b>64</b>
<b>Fig. V.5.</b>	Photo qui montre la réalisation de la curie HDR dans un fantôme à gauche et la distribution de dose obtenue à droite.	<b>65</b>
<b>Fig. V.6.</b>	représentation de la comparaison entre les deux techniques de traitement.	<b>66</b>

## *Liste Des Tableaux*

<i>Tab.III.1.</i>	La première balistique d'irradiation	43
<i>Tab.III.2.</i>	La deuxième balistique d'irradiation.	44
<i>Tab.III.3.</i>	Doses en Gy reçues par certains volumes des organes à risque (en pourcentage) pour les deux balistiques d'irradiation.	46
<i>Tab.V.1.</i>	Les contraintes de dose pour les deux parois vésicale et rectale et les têtes fémoraux.	61

## *Liste Des Graphes*

<b><i>Grappe.IV.1.</i></b>	Un graphe qui montre le résultat de la fonction radiale $g(r)$ donnée par Papagiannis et al en 2003.	<b>55</b>
<b><i>Grappe.IV.2.</i></b>	Grappe qui représente la fonction radiale en utilisant les vraies dimensions de la source.	<b>56</b>
<b><i>Grappe. IV.3.</i></b>	Grappe qui représente la fonction d'anisotropie à $r=1$ cm	<b>57</b>
<b><i>Grappe.IV.4.</i></b>	Grappe qui représente la fonction d'anisotropie à $r=2$ cm	<b>58</b>
<b><i>Grappe.IV.5.</i></b>	Grappe qui représente la fonction d'anisotropie à $r=4$ cm	<b>58</b>
<b><i>Grappe.IV.6.</i></b>	Grappe qui représente la fonction d'anisotropie à $r=5$ cm	<b>58</b>

## *Liste des abréviations (Acronymes)*

<b>AAPM:</b>	American Association of Physicists in Medicine
<b>ADN:</b>	Acide Désoxyribonucléique
<b>BEV:</b>	Beam's Eye Vie
<b>CT:</b>	Computed Tomography
<b>CTV:</b>	Clinical Target Volume
<b>D:</b>	La Dose Absorbée
<b>DICOM:</b>	Digitale International Communication
<b>DRR:</b>	digitally reconstructed radiograph
<b><math>E_{cin}</math> :</b>	Energies cinétique
<b>Gate :</b>	GEANT4 Application for Tomographic Emission
<b>GBq :</b>	Giga Becquerel
<b>GTV:</b>	Gross Tumor Volume
<b>Gy :</b>	Gray
<b>HDR :</b>	High Dose Rate

<b>HDV :</b>	Histogramme Dose Volume
<b>ICRU :</b>	International commission on radiation units and measurements
<b>IGRT :</b>	Radiothérapie guidée par l'image
<b>IRM :</b>	Imagerie par résonance magnétique
<b>ITV :</b>	Internal Target volume
<b>IMRT :</b>	Intensity Modulation radiation therapy
<b>kV :</b>	Kilovolt
<b>KeV :</b>	Kilo Electron Volte.
<b>Kg :</b>	Kilogramme
<b>LDR :</b>	Low Dose Rate
<b>LEP :</b>	Low Energy Electromagnetic Processes
<b>MeV :</b>	Mega Electron Volte
<b>MDR :</b>	Medium Dose Rate
<b>MLC :</b>	Multi Leaf Collimator (CML: collimateur multi lame)
<b>mm :</b>	Millimètre

<b>MV :</b>	Méga Volt
<b>MC :</b>	Monte Carlo.
<b>OAR :</b>	Organes à risques.
<b>PET :</b>	Positron Emission Tomography « La tomographie par émission de positons »
<b>PSA :</b>	Prostatic Specific Antigen
<b>PTV :</b>	Planning Target Volume.
<b>RCMI :</b>	Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité
<b>Rx :</b>	Rayon X.
<b>RT :</b>	Radiothérapie.
<b>RTC 3D :</b>	Radiothérapie conformationnelle trios dimensionnel.
<b>SEP :</b>	Standard Energy Electromagnetic Processes.
<b>SPECT:</b>	Single photon emission computed tomography « tomographie d'émission monophotonique »
<b>TDM :</b>	Tomodensitométrie.
<b>TEP :</b>	tomographie par émission de positons.
<b>TG 43 :</b>	Task Group N° 43.

**TNM :** taille, ganglion et métastase

**UH :** Unités Hounsfield

**TPS :** Treatment Planning System.

**2D :** Deux Dimensions.

**3D :** Trois Dimensions

*Le cancer de la prostate est l'une des premières causes de mortalité chez l'homme. Pour réduire le risque de ce fléau, plusieurs méthodes de traitements ont été envisagées. et parmi celles-ci la radiothérapie avec ses deux types : RIT à 3D et curiethérapie, la radiothérapie est un traitement locorégional des cancers, elle est basée sur l'utilisation des rayonnements pour détruire les cellules cancéreuses et empêcher leur capacité à se multiplier. Le dépôt de la dose doit être maximal sur la tumeur et réduit au minimum possible sur les organes avoisinants.*

*Dans ce travail, nous allons essayer de faire une étude comparative entre la distribution de dose obtenue par les deux techniques majeures de traitement de cancer de la prostate (c.à.d.) la radiothérapie conformationnelle à 3D et la curiethérapie HDR en utilisant du Co-60. A cet effet, le code Gate basé sur la simulation Monte-Carlo a été fait afin de savoir qu'elle est la technique qui aura un meilleur taux de guérison pour le patient.*

*Nous avons constatés que la curiethérapie HDR donne des meilleurs résultats en termes de distribution de dose par rapport à la RIT à 3D. Elle dépose le maximum de dose dans l'organe cible et préserve d'une manière excellente les organes avoisinants.*

### Summary

*Prostate cancer is a leading cause of death in men. To reduce the risk of this problem, several methods of treatment were envisaged. and among them radiation therapy with its two types: 3DCRT and Brachytherapy, radiation therapy is a local therapy of cancers; it is based on the use of radiation to destroy cancer cells and prevent their ability to multiply. The filing of the maximum dose should be on the tumor and reduced to the minimum possible on the surrounding organs.*

*In this work, we will try to make a comparative study between the dose distribution obtained by the two major technical prostate cancer treatments (i.e.) to 3D conformal radiotherapy and HDR Brachytherapy using Co-60. For this purpose, the gate code based on the Monte Carlo simulation was made in order to know that it is the technique that will be a best cure rate for the patient.*

*We have found that HDR Brachytherapy provides better results in terms of dose distribution relative to the RITCà3D. She puts the maximum dose in the target organ and an excellent way to preserve the surrounding organs.*

### ملخص

إن سرطان البروستاتا هو السبب الرئيسي للوفاة عند الرجال و للحد من خطر هذه المشكلة، هناك العديد من العلاجات من بينها العلاج الإشعاعي بنوعيه: العلاج الإشعاعي خارج الجسم والعلاج الإشعاعي الموضعي العلاج الإشعاعي هو علاج محلي للسرطان لأنه يقوم على استخدام الإشعاع لتدمير الخلايا السرطانية ومنع قدرتها على التكاثر. يجب أن يكون تقديم الجرعة القصوى على الورم وتخفيضها إلى أدنى حد ممكن على الأجهزة المحيطة.

في هذا العمل وسوف نحاول إجراء دراسة مقارنة بين توزيع الجرعات التي تم الحصول عليها من قبل اثنين من تقنيات علاج سرطان البروستاتا العلاج الإشعاعي الخارجي و الموضعي. لهذا الغرض استعملنا برنامج المحاكاة مونت كارلو من أجل أن نعرف الأسلوب الذي سوف يكون أفضل لشفاء المريض.

وجدنا أن تقنية العلاج الموضعي توفر نتائج أفضل من حيث توزع الجرعة. إنها تضع الجرعة القصوى في الجهاز المستهدف والمحافظة بشكل ممتاز على الأجهزة المحيطة..

Le cancer de la prostate est une des premières causes de décès chez l'homme dans le monde. La radiothérapie est la modalité de choix pour le traitement de ce dernier. Les développements des techniques d'imagerie (Ct scanner, IRM, PET scan...) de ces dernières années ont permis l'évolution vers une radiothérapie de conformation tridimensionnelle ou bien une curiethérapie de haut débit de dose qui offrent une meilleure adaptation de la distribution de dose à la forme des volumes cibles afin de préserver les organes à risque tout en délivrant la dose requise au volume cible.

Le principe des deux techniques est le même, c'est l'utilisation des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. La manière de dépôt de l'énergie dans la tumeur qui est différente entre les deux techniques. Donc la première question qui se pose est :

Laquelle des deux techniques nous permet de guérir la maladie le plus parfaitement possible en protégeant les organes avoisinants au maximum ?

Dans ce cadre nous allons faire une étude comparative entre ces deux techniques et pour bien cerner notre sujet nous avons devisé notre travail en deux parties principales, la première est la partie théorique qui contient deux chapitres majeurs dont le premier est consacré aux généralités sur la physique médicale, l'anatomie et le cancer de la prostate, les interactions des photons avec la matière, le programme de simulation par Monte-Carlo et le code Gate. Le second chapitre donne une description générale de la RTC à 3D et la curiethérapie HDR et met en évidence le principe et le déroulement de chacune de ces deux techniques pour le cas de la prostate. Dans la partie de la curiethérapie, nous avons évoqué les propriétés physiques du Co-60 ainsi les sources de Co-60 utilisées pour le traitement par cette technique.

La partie pratique comportera trois chapitres. Le premier présente un cas clinique d'un patient qui se traite par la RTC à 3D. L'étude débute par le diagnostic de la maladie jusqu'au traitement. Le second parle de la simulation par le code Gate V-6.1 de Monte-Carlo où nous allons décrire le programme de

simulation, caractériser notre source utilisée et réaliser notre curiethérapie. Le dernier chapitre sera l'objet d'une comparaison globale entre les deux techniques qui est le but de notre travail.

# I. Généralités

## I.1. La radiothérapie

La radiothérapie est un traitement locorégional des cancers. Elle consiste à utiliser des rayonnements pour détruire les cellules cancéreuses 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. On distingue deux principaux types d'irradiations : la radiothérapie externe (les tumeurs sont irradiées à partir de l'extérieur du corps) et la radiothérapie interne ou curiethérapie (l'irradiation se fait à partir de l'intérieur).<sup>[1]</sup>

Elle peut être prescrite comme traitement curatif pour détruire la tumeur, comme traitement palliatif « antalgique » pour atténuer la douleur résultante d'un cancer trop avancé ou comme traitement adjuvant « post opératoire » pour compléter une intervention chirurgicale ou une chimiothérapie, ou néo adjuvant « préopératoire » pour diminuer la taille de la tumeur. <sup>[1] et [2]</sup>

### I.1.1. La naissance de la radiothérapie

Les dernières années du 19<sup>e</sup> siècle ont été marquées par la découverte de nouveaux phénomènes physiques. En 1895, Wilhelm Conrad Roentgen projette des électrons accélérés par un champ électrique sur une cible de tungstène dans un tube à vide. Un rayonnement est émis. Il lui donne le nom de rayons X en raison de sa nature inconnue. La radiologie est née et des services de radiologie sont installés dans les hôpitaux dès 1897. En 1896, Henri Becquerel fait pour la première fois état d'un phénomène baptisé plus tard **radioactivité naturelle** par Marie Curie qui en 1898, découvre avec Pierre Curie les propriétés du radium et du polonium. En 1903, ils obtiennent le Prix Nobel pour cette découverte majeure qui va révolutionner la médecine.

Dès le début du 20<sup>e</sup> siècle, Marie Curie est convaincue que les rayons X et le rayonnement des corps radioactifs peuvent soigner le cancer. Avec le Dr Claudius Regaud, elle parvient à obtenir l'appui de l'Université de Paris, de l'Institut Pasteur et de nombreux mécènes pour créer une fondation dans ce but.

De cette initiative est né l'Institut Curie qui peut donc être considéré comme le berceau de la radiothérapie dans le monde. Depuis lors, de nombreux progrès ont été effectués afin d'optimiser l'efficacité de la radiothérapie tout en minimisant ses effets secondaires. <sup>[3]</sup>

### I.1.2. Comment agit la radiothérapie ?

La dose reçue par la matière vivante se mesure en gray (Gy) : 1Gy correspond à un transfert d'énergie de 1 joule par 1 kilogramme de matière. Les effets des particules ionisantes sur les cellules et les molécules de l'organisme sont initiés par la formation de radicaux libres et la création de lésions sur différentes molécules dans la cellule. Ainsi, l'irradiation des tissus biologiques a pour conséquence la formation d'espèces radicalaires hautement réactives produites principalement par la radiolyse de l'eau. D'autre part, les particules ionisantes sont capables de créer directement des lésions aux lipides, glucides, protéines et surtout aux acides nucléiques "ADN". C'est principalement pour ces propriétés que les rayonnements ionisants sont utilisés dans les stratégies curatives des tumeurs par radiothérapie.

Ainsi, par des effets directs ou indirects, les rayonnements ionisants induisent principalement des altérations de l'ADN (modifications de base, cassures simple brin ou double brin). Si elles sont importantes et/ou si les mécanismes de réparation de ces lésions sont dépassés ou altérés, alors ces dommages à l'ADN provoquent la mort cellulaire.

Cependant, en fonction de la dose de rayonnements ionisants, de la radiosensibilité de chaque type cellulaire, ou d'autres facteurs, les effets des rayonnements ionisants n'engendrent pas forcément des dommages irréversibles à l'ADN. Dans ce cas, une activation et une modification fonctionnelle et/ou structurale des cellules irradiées sont observées. On retiendra également que les rayonnements ionisants produisent des effets biologiques aussi bien sur les tissus sains que tumoraux. La capacité de réparation de ces lésions est plus importante pour les tissus sains que pour les tissus tumoraux. L'efficacité de la radiothérapie est basée sur cet effet différentiel entre le tissu sain et la tumeur. <sup>[4]</sup>

### **I.1.3. Différentes modalités de traitement par radiothérapie**

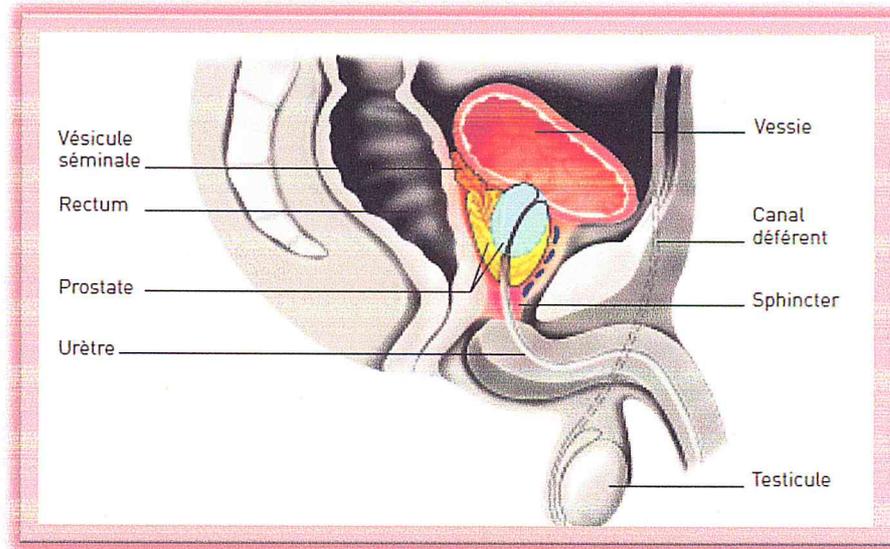
Les progrès en radiothérapie sont constants. Il est impossible de décrire dans le détail la totalité des techniques en développement. Elles ont toutes pour but de focaliser les rayons le plus précisément possible sur la tumeur et d'épargner au maximum les tissus sains avoisinants. On peut citer la RT conventionnelle, la RT conformationnelle à 3D qui est la technique la plus communément utilisée aujourd'hui, la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (IMRT), la radiothérapie asservie à la respiration, la RT stéréotaxique, la tommothérapie, et le cyberknife.

## **I.2. Radiothérapie de la prostate**

La RT de la prostate consiste à délivrer des doses de rayonnement de l'ordre de 70 à 80 Gy pour une radiothérapie exclusive avec des photons de 18 MV en fonction de la technique utilisée et selon le contexte clinique ( 50.4 Gy pour le volume ganglionnaire, 62 Gy pour les vésicules séminales, 70 Gy pour la prostate). Le Fractionnement classiques est de l'ordre de 1,8 - 2 Gy / fraction avec un étalement de 5 fractions / semaine.

### **I.2.1. Généralité sur l'anatomie de la prostate**

La prostate est une glande de l'appareil génital masculin qui joue un rôle dans la production du sperme. Elle est située sous la vessie en avant du rectum et entoure le début de l'urètre, canal qui permet d'éliminer l'urine de la vessie. La prostate a la forme d'une châtaigne d'environ 3 centimètres de hauteur et 4 centimètres de large, et est entourée d'une capsule. <sup>15/</sup>



*Fig.I.1. Illustration de l'anatomie de la prostate. <sup>[5]</sup>*

## I.2.2. Diagnostic

### I.2.2.a. Interrogatoire initial

Il permet de préciser les antécédents personnels et familiaux du patient et pour la recherche d'éventuels troubles fonctionnels génito-urinaires associés.

### I.2.2.b. Examen clinique

Il comprend notamment un toucher rectal dans le but de perception d'une anomalie ou bien pour l'appréciation de la consistance et du volume.

### I.2.2.c. Marqueur tumoral

Le dosage du PSA (Prostatic Specific Antigen) total sérique est le seul marqueur inclus dans le bilan initial.

- PSA < 4 ng/ml : (risque de cancer très faible).
- 4 < PSA < 10 ng/ml : (risque de cancer de 20%)
- PSA > 10 ng/ml (hors infection) : biopsie prostatique (10 à 20 ng/ml : risque de 50 %, > 20 ng/ml : risque de 90%). <sup>[6]</sup>

### I.2.2. d. La classification TNM

#### **T : Tumeur primitive**

TX : tumeur primitive non évaluée

T0 : tumeur primitive non retrouvée

T1 : tumeur non palpable ou non visible en imagerie

- T1a < 5 % du tissu réséqué
- T1b > 5 % du tissu réséqué
- T1c : découverte sur une biopsie prostatique

T2 : tumeur limitée à la prostate

- T2a : atteinte de la moitié d'un lobe ou moins
- T2b : atteinte de plus de la moitié d'un lobe sans atteinte de l'autre lobe
- T2c : atteinte des deux lobes

T3 : Extension au-delà de la capsule

- T3a : extension extra-capsulaire unie ou bilatérale
- T3b : extension aux vésicules séminales unie ou bilatérale

T4 : tumeur fixée en atteignant d'autres structures que les vésicules séminales (sphincter externe, rectum, muscles releveurs de l'anus ou de la paroi pelvienne)

**N : Ganglions régionaux.**

**M : Métastase à distance.** <sup>16/</sup>

#### **1.2.2.e. Confirmation du diagnostic**

Le diagnostic de cancer de la prostate est fait par l'examen anatomopathologique des prélèvements biopsiques transrectaux guidés par

échographie endorectale. Dont elle permet : d'apprécier le volume (poids prostatique), la symétrie, les contours de la glande et son échogénicité :

- La tumeur apparaît sous la forme d'un nodule hypoéchogène dans 95% des cas.
- intérêt essentiel pour guider les ponctions-biopsies prostatiques (biopsies en sextant et/ou dirigées vers un nodule).
- elle participe au bilan d'extension en précisant l'atteinte du lobe controlatéral, des vésicules séminales ou une effraction de la capsule.

#### **1.2.2.f. Conclusion du médecin**

Après avoir terminé toutes les étapes, le médecin peut finalement classer la tumeur selon la classification TNM (taille, ganglion et métastase), et décider le traitement qui convient au malade. Dans notre étude, nous nous intéresserons que pour le cas où une indication d'une irradiation de la prostate est retenue.

### **I.3.Simulation Monte Carlo**

Elle désigne toute méthode visant à calculer une valeur numérique en utilisant des procédés aléatoires : c'est-à-dire des techniques probabilistes. Le nom de ces méthodes, qui fait allusion aux jeux de hasard pratiqués à Monte-Carlo, a été inventé en 1947 par Nicholas Metropolis.<sup>[8]</sup>

De nombreux outils de simulation MC ont été développés pour l'imagerie et aussi pour la dosimétrie. À l'heure actuelle, la grille est la seule open-source MC plateforme de simulation qui soutient la simulation conviviale de l'imagerie, RT et de la dosimétrie dans le même environnement.<sup>[8]</sup>

#### **I.3.1. Principe de simulation Monte Carlo**

La technique Monte Carlo s'est révélée idéale pour le transport des particules et elle est reconnue pour être la plus efficace pour estimer les

distributions spatiales des particules et des dépôts d'énergie. Cette méthode requiert la connaissance des distributions de probabilités régissant les interactions des particules dans la matière afin de simuler aléatoirement et individuellement les trajectoires et les dépôts d'énergie de chaque particule étape par étape.<sup>171</sup>

### I.3.2. Générateur des nombres aléatoires :

Un générateur des nombres aléatoires, « *random number generator* », est un dispositif capable de produire une séquence de nombres dont on ne peut pas « facilement » tirer des propriétés déterministes de façon que cette séquence puisse être appelée « suite de nombres aléatoires ».

Des méthodes pour obtenir des nombres aléatoires existent depuis très longtemps et sont utilisées dans les jeux de hasard (dés, roulette, tirage au sort, mélange des cartes, etc). Elles peuvent toutefois souffrir (et souffrent généralement) de biais. Actuellement, les meilleures méthodes censées produire des suites véritablement aléatoires sont des méthodes physiques qui profitent du caractère aléatoire des phénomènes quantiques.<sup>191</sup>

### I.3.3. Code Geant/Gate

GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emission) est une plateforme de simulation Monte Carlo basée sur GEANT4, développée par la collaboration OpenGATE depuis 2001 et distribuée depuis 2004 [Jan et al]. Initialement dédiée à la simulation d'examens de médecine nucléaire (scintigraphie, SPECT et PET). La plateforme GATE a été développée pour répondre à trois objectifs principaux :

- Donner accès au potentiel du code GEANT4 sans aucune connaissance au langage C++,
- Proposer des concepts suffisamment généraux réutilisables quelque soit le type d'examen simulé,
- être un code flexible pouvant s'adapter aux besoins croissants de la physique médicale.<sup>171</sup>

### I.3.3.a. Simulation par Gate

Concernant l'utilisation de GATE pour la radiothérapie, une mise à jour conséquente (Jan et al 2011) a été proposée dans la distribution de GATE 6.0.0 (compatible avec GEANT4 9.1 et GEANT4 9.2). Cette évolution majeure de GATE est principalement due à l'intégration d'outils spécifiques à la radiothérapie permettant ainsi des simulations complètes de traitement et d'imagerie associée ; cette nouveauté est pertinente autant pour les traitements de radiothérapie guidée par l'image (IGRT) que pour les traitements de hadronthérapie nécessitant une imagerie TEP. De plus, cette version de GATE apporte des outils pour la modélisation de scanner CT : description de sources RX, inclusion de modules prédéfinis pour la géométrie des détecteurs, réduction de variance forçant chaque photon à interagir dans un élément de détection<sup>[7]</sup>. La simulation par Gate consiste à définir un certain nombre de paramètre.

- **Visualisation**

Les options de visualisation dans Gate offrent les mêmes fonctionnalités que prévu dans GEANT4. La plupart des options dans GEANT4 de visualisation de la géométrie du détecteur, les trajectoires des particules, des mesures de suivi, etc., sont également disponibles dans Gate.<sup>[8]</sup>

- **Définition des géométries**

La définition de la géométrie est une étape clé dans la conception d'une simulation car c'est par la définition de la géométrie que le dispositif de formation d'image et l'objet sont décrits. Les particules sont ensuite suivies par les composants de la géométrie.<sup>[8]</sup>

- **Définition de la physique**

La définition de la physique dans Gate est identique à celle du GEANT 4, deux types de forfaits sont disponibles pour simuler des processus électromagnétiques:

- Processus standard énergie électromagnétique (SEP)
- Processus à faible énergie électromagnétique (LEP)

Avec la SEP, il est possible de simuler les interactions de diffusion Compton et photoélectriques avec une énergie supérieure à 10 KeV. Concernant le paquet LEP, le tutoriel physique Geant4 donne quelques commentaires et détails.

- **Définition des sources**

Les simulations peuvent utiliser plusieurs sources. Chaque source est indépendante. Elle est définie par un nom, il faut définir aussi le type de la source soit ions ou bien particule, l'activité de la source, l'énergie, la distribution de l'émission, les dimensions et la position de la source dans l'espace de simulation.

- **Définition des matériaux**

La principale méthode pour définir les propriétés des matériaux utilisés dans Gate est une base de données des matériaux. La base de données se trouve dans le répertoire dans le fichier GateMaterials.db. Ce fichier contient toutes les informations nécessaires au Gate pour affecter les propriétés nucléaires des ensembles de données Geant4, et est facilement modifiable par l'utilisateur. La collaboration OpenGate fournit une liste assez étendue de matériaux dans ce fichier dans le cadre Gate.<sup>[8]</sup>

#### **I.4. Interaction des photons avec la matière**

Les photons sont des rayonnements indirectement ionisants, ils créent des particules chargées (électrons ou positrons) dans le milieu. Ces particules chargées vont à leurs tours ioniser ce dernier.

Contrairement aux particules chargées qui épuisent toutes leurs énergies sur une faible distance par des interactions coulombienne, les photons peuvent traverser de grande quantité de matière sans interagir. Autant qu'il n'y ait pas d'interaction, il n'y aura aucun transfert d'énergie à la matière donc aucun

phénomène (ionisation ou excitation) n'est produit. L'effet biologique sur le tissu est proportionnel aux ionisations créées, donc même si les photons sont utilisés en radiothérapie, ce sont les électrons créés dans le tissu qui sont responsables des dommages au niveau des cellules vivantes.

En revanche, après une interaction, une partie de l'énergie du photon est communiquée à un électron du milieu. Cet électron mis en mouvement va alors épuiser son énergie c'est pourquoi les photons sont classés comme des rayonnements indirectement ionisants. Ce n'est qu'après une interaction que des ionisations vont survenir sur la trajectoire de l'électron mis en mouvement et ceci a des conséquences importantes :

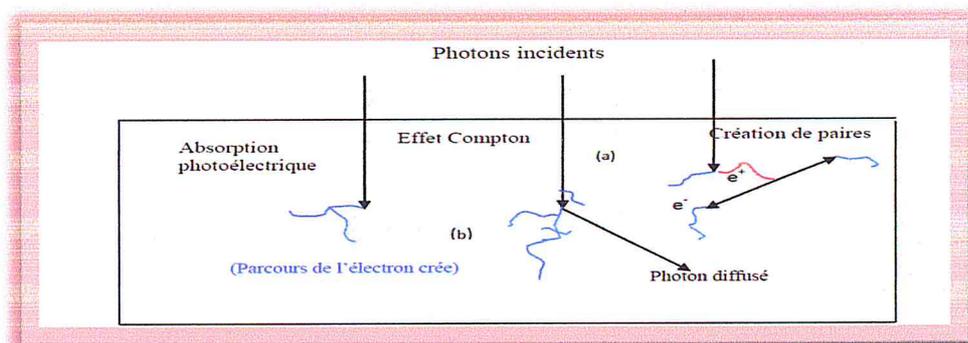
- Un faisceau de photon n'est jamais totalement arrêté dans la matière, il est seulement atténué.
- Seule une partie de l'énergie du photon est transférée à la matière. Une partie est finalement absorbée dans celle-ci, or les effets biologiques dépendent uniquement de l'énergie absorbée.

Il est par ailleurs important de distinguer entre :

- L'énergie transférée et l'énergie absorbée.
- L'atténuation du faisceau et l'absorption d'énergie par le milieu.

Pour préciser ces dernières il est nécessaire de détailler les mécanismes des interactions possibles.

#### I.4.1. Mécanismes d'interaction des photons avec la matière



*Fig.I.2. Les différents mécanismes d'interaction des photons avec la matière.*

Les interactions entre les photons et la matière sont au nombre de cinq dont seules trois ont intérêt pour la gamme d'énergie utilisée en radiothérapie.

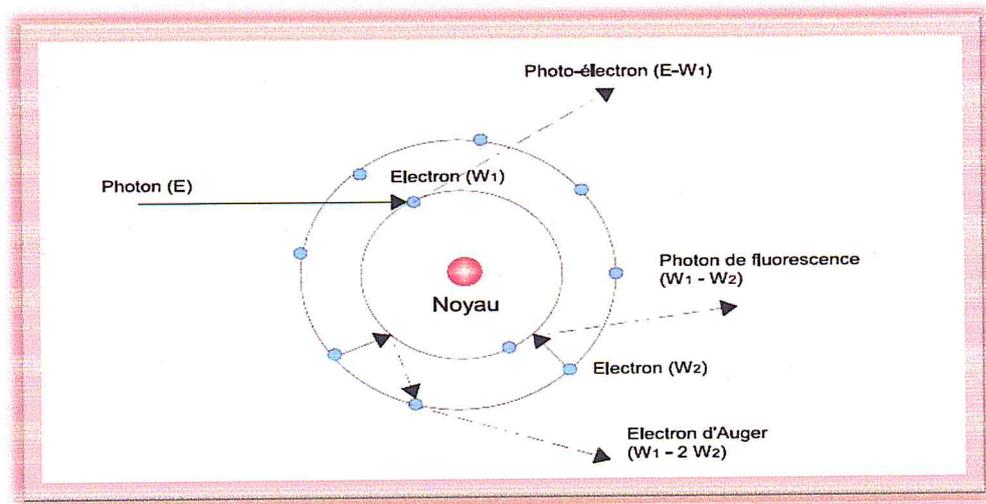
- Effet photoélectrique.
- Effet Compton.
- Effet de matérialisation (création de pair).
- Diffusion de Thomson-Rayleigh.
- Réaction photonucléaire.

#### I.4.1.a) Effet photoélectrique

Le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie  $E$  du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison  $W$ ) ; l'excédent d'énergie se retrouve sous forme d'énergie cinétique  $E_{cin}$  de l'électron éjecté.

$$E = W + E_{cin} \quad (1)$$

L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission de photon de fluorescence ou d'un électron Auger.



*Fig.I.3. Effet photoélectrique et émission de fluorescence.*

deux photons de 511 KeV. Les lois de conservation de la quantité de mouvement font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées.

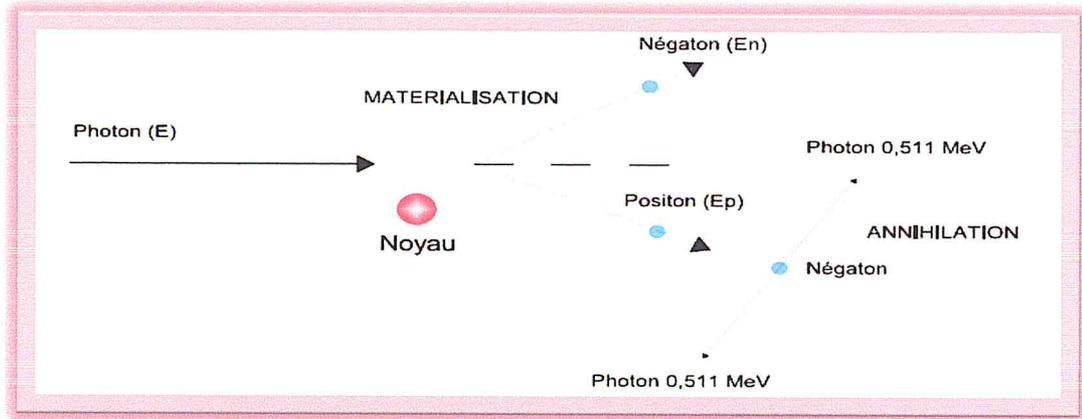


Fig.I.5. Effet de création de paires.

#### I.4.2. Délimitation des domaines d'énergie de prédominance des mécanismes d'interaction

On constate que :

- L'effet photoélectrique prédomine à basse énergie et Z élevé.
- L'effet Compton prédomine à Z bas.
- La création de pair prédomine à haute énergie et Z élevé.

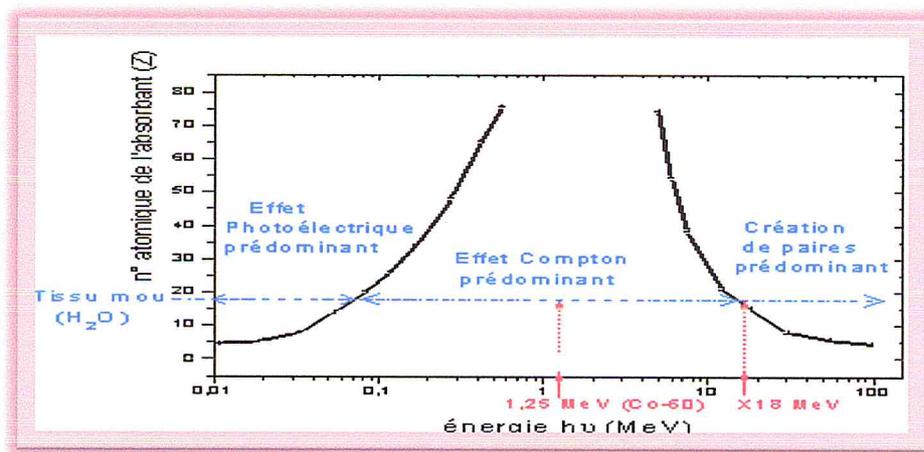


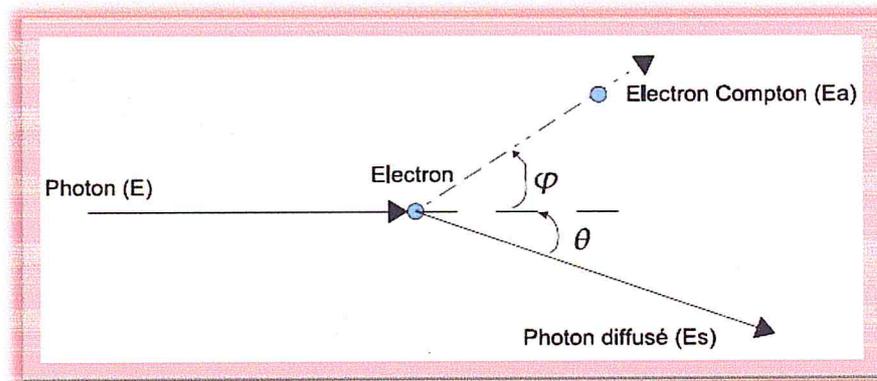
Fig.I.6. Délimitation des domaines de prédominance des trois interactions principales des photons utilisés en radiothérapie selon Z et  $E_0$ .

### I.4.1.b) Effet Compton

Le photon incident interagit avec un électron, mais cet électron a une énergie de liaison beaucoup plus faible que celui impliqué dans l'effet photoélectrique. La diffusion Compton concerne donc des électrons moins liés. L'électron cible est expulsé dans une direction donnée : c'est l'électron Compton. Le photon incident est diffusé dans une direction qui fait un angle  $\theta$  par rapport à la direction d'origine et prend un angle  $\varphi$  avec la direction de l'électron Compton (*Figure. I.4*). L'énergie du photon diffusé est de :

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad \text{Avec} \quad \alpha = \left( \frac{h\nu}{m_0c^2} \right) \quad (2)$$

Lorsque l'énergie du photon incident croît, l'énergie emportée par l'électron Compton devient de plus en plus importante par rapport à celle du photon diffusé.



*Fig.I.4.Effet Compton.*

### I.4.1.c) Effet de création de paires (e-, e+)

L'effet de matérialisation se produit à une énergie élevée ( $E > 2 \cdot 0,511 \text{ MeV}$ ). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'une paire électron-positron ( $e^-$ ,  $e^+$ ). L'électron et le positron sont ralentis dans la matière environnante. A la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de

## I.5. Le kerma et la dose

Les concepts dosimétriques sont directement liés au processus du transfert d'énergie vers la matière. On distingue deux concepts fondamentaux : Le Kerma et la dose absorbée. Ces deux grandeurs présentent une alternative à l'utilisation de la notion de la fluence pour la description du faisceau d'irradiation dans la matière. <sup>[12]</sup>

### I.5.1. Notion de la dose absorbée

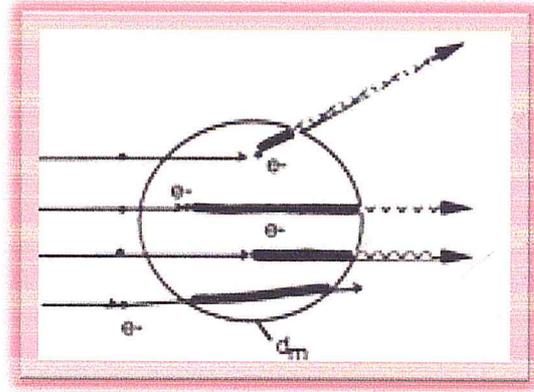
Au cours des différentes interactions décrites au paragraphe précédent, les photons en pénétrant dans la matière perdent de l'énergie qu'ils cèdent à des électrons secondaires. La dose absorbée est l'énergie déposée dans le milieu, causée par excitations et ionisations ayant lieu le long des parcours de ces électrons (Fig.I.7). Si une certaine quantité d'énergie  $dE$  est déposée par ces électrons dans un volume  $dv$  dont la masse est  $dm$ , la dose absorbée en un point P situé au centre de ce volume est définie par :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3)$$

Elle est exprimée en Gray, où  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ joule} / 1 \text{ kg} = 100 \text{ cGy}$ .

Le débit de dose absorbée caractérise l'énergie absorbée en un temps donné.

$$\dot{D} = \frac{dD}{dT} \quad (4)$$



*Fig.I.7. La dose absorbé se calcule comme le rapport de ( $\Sigma$  énergies des particules qui entrent dans  $dv$  ( $dm$ ) -  $\Sigma$  énergies des particules qui sortent de  $dv$ ) /  $dm$ .*

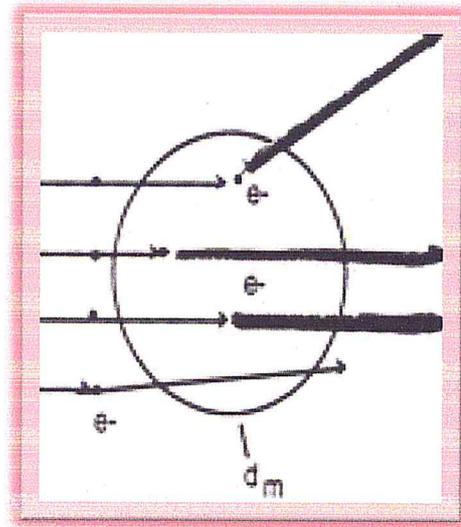
### I.5.2. La notion du kerma

La quantité du kerma est définie comme le rapport de la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées ionisantes (électrons et positrons) libérés par les particules non chargées (photons) dans un matériau de masse  $dm$  (Fig.I.8). L'unité de kerma est la même que pour la dose. Pour un faisceau de photons traversant un milieu, le kerma en un point est directement proportionnelle à la fluence de photons d'énergie.<sup>[10]</sup>

$$K = \psi \left( \frac{\overline{\mu_{tr}}}{\rho} \right) \quad (5)$$

Une grande partie de l'énergie cinétique initiale des électrons dans les matériaux de numéro atomique faible (par exemple, l'air, l'eau, les tissus mous) est dépensée par les collisions inélastiques (l'ionisation et l'excitation) avec les électrons des atomes. Seule une petite partie est dépensée dans les collisions radiatives avec les noyaux atomiques (rayonnement de freinage). Le kerma peut donc être divisé en deux composantes : le kerma collisionnel ( $K^{col}$ ) et le kerma radiatif ( $K^{rad}$ ).<sup>[12]</sup>

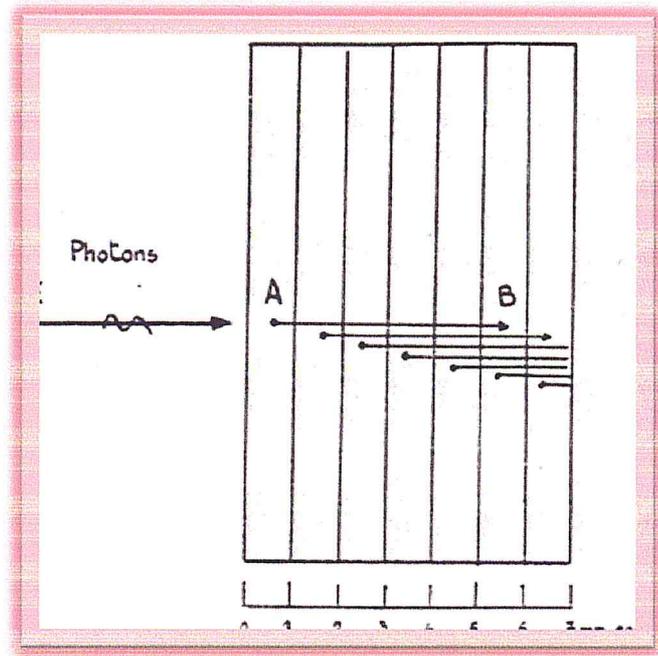
$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (6)$$



**Fig.I.8.** Le Kerma est le rapport de  $\Sigma$  énergies cinétiques des particules chargé ( $E_{tr}$ ) dans  $dv$  par  $dm$ .

### I.6. La notion de l'équilibre électronique

La dose en un point du milieu est directement liée à la fluence des électrons en ce point. Pour un faisceau de photons, la dose absorbée en un point dépend donc des conditions de mise en équilibre électronique. Les électrons secondaires projetés par les photons ont une énergie comprise entre zéro et l'énergie des photons incidents et sont émis dans toutes les directions de l'espace. Lorsque l'énergie augmente, ils sont projetés préférentiellement dans la direction des photons incidents. Au fur et à mesure que le faisceau de photons pénètre dans le milieu, il met en mouvement des électrons et la fluence de ces électrons sur des couches successives de milieu augmente progressivement. Le rapport des fluences des électrons et des photons ( $\phi$  électrons) / ( $\phi$  photons) reste constant. L'équilibre électronique est atteint. A la profondeur correspondant au parcours maximal des électrons mis en mouvement, il y a d'autant d'électrons créés par couche du milieu que d'électrons arrêtés dans cette couche. <sup>[12]</sup>



*Fig.I.9. Représentation schématique de l'établissement de l'équilibre électronique entre les couches A et B.*

## II.1. La radiothérapie conformationnelle à 3D

Depuis que la radiothérapie existe, les traitements ont été limités par le besoin d'un compromis entre la nécessité d'irradier suffisamment le volume cible pour avoir un effet curatif sur la tumeur et celui de limiter l'irradiation des tissus voisins pour diminuer les effets secondaires.

La radiothérapie conformationnelle apporte une amélioration dans le respect de ces deux exigences en conformant le volume irradié au plus près du volume cible. Cette technique d'irradiation est permise par les améliorations technologiques, notamment les progrès de l'imagerie (Scanner, IRM...) et de la dosimétrie en 3 dimensions.

Ainsi il est possible en théorie :

- Pour une même dose donnée au volume cible, de réduire la dose reçue par les tissus sains avoisinants et de diminuer les complications et les séquelles des traitements classiques.
- Pour une même dose donnée aux tissus sains avoisinants, d'augmenter les doses reçues par la tumeur et d'améliorer le contrôle local. <sup>[11]</sup>

### II.1.1. La radiothérapie conformationnelle, une balistique de haute précision

Jusqu'à très récemment, pour « dessiner » la forme des faisceaux, les radiothérapeutes n'avaient recours qu'à des caches amovibles en plomb qu'il fallait façonner à la main selon la forme de la tumeur. Les appareils de radiothérapie modernes disposent de collimateurs multilames pilotés par un ordinateur, ce qui représente un avantage capital en précision et en rapidité par rapport aux caches amovibles. Après avoir défini le volume tumoral à irradier, à partir des images de scanner, le radiothérapeute détermine grâce à un logiciel spécifique le positionnement précis des lames du collimateur. Cette étape qui dépend de la précision avec laquelle le volume tumoral et les organes sains ont été identifiés, constitue le point fort de la radiothérapie conformationnelle par rapport à la radiothérapie classique.

Cette thérapeutique demande en effet beaucoup de temps de préparation et de réalisation de la part du médecin, du physicien et du manipulateur. A l'heure actuelle, la radiothérapie conformationnelle concerne des maladies localisées pour lesquelles une augmentation de la dose totale et une réduction de l'irradiation au niveau des tissus sains présente un avantage certain : des tumeurs de la prostate, du système nerveux central (y compris des lésions bénignes), des voies aérodigestives supérieures, des tumeurs thoraciques et certaines tumeurs intra-abdominales (foie, pancréas).<sup>[12]</sup>

### II.1.2. La radiothérapie conformationnelle, comment se déroule-t-elle ?

Le déroulement d'une radiothérapie conformationnelle repose sur un travail d'équipe entre le manipulateur, le physicien, le dosimétriste, et par l'oncologue radiothérapeute.

La radiothérapie conformationnelle comporte quatre étapes majeures :

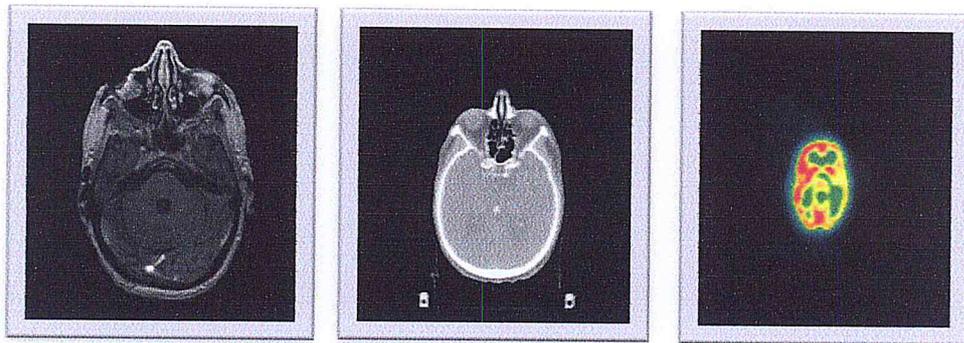
- L'imagerie de prétraitement.
- Le repérage de la zone à traiter ou la phase de simulation.
- L'étude planimétrique ou le calcul de la distribution de la dose (dosimétrie).
- Le traitement.

#### II.1.2.1. L'imagerie de prétraitement

Un traitement complet de radiothérapie débute bien au moment du (des) examen(s) d'imagerie de prétraitement. Trois types d'examens sont couramment utilisés CT, l'IRM, et la TEP. Leur but étant d'obtenir une représentation numérique du patient, utilisable pour planifier le traitement.

- **Scanner tomодensitométrique (CT) :** Il s'agit d'une représentation 3D réalisée par coupes du patient. Cet examen utilise les rayons X pour « voir » l'intérieur du patient. Les tissus durs (notamment les os) sont visibles sur ce type d'examen. Le principe est de mesurer l'absorption des rayons X par les tissus du patient.

- **Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) :** Elles sont de deux sortes, l'IRM anatomique (la plus courante) et l'IRM fonctionnelle. Le but de la première est de compléter le scanner en visualisant les tissus mous, alors que la seconde permet d'obtenir une imagerie du métabolisme et des fonctions du patient. Le principe est d'exploiter les propriétés magnétiques de certains noyaux atomiques des cellules du patient.
- **Tomographie par Émission de Positrons (TEP) :** Cet examen permet de mesurer les émissions de positrons, d'un produit injecté dans le corps du patient. Généralement, le produit utilisé ne réagit qu'en présence de cellules malades, ce qui permet d'obtenir une cartographie des cellules à traiter. <sup>[13]</sup>



*Fig.II.1. Exemple d'image CT, d'IRM anatomique, et d'image TEP respectivement.*

### II.1.2.2. Phase de simulation

Elle va permettre la détermination du volume cible à partir des repères anatomiques. C'est une étape capitale au cours de laquelle toute information concernant la mise en place du patient et des faisceaux doit être soigneusement notée pour assurer la **qualité** et la **reproductibilité** du traitement. C'est au cours de la simulation que l'on va préciser :

- positionner le patient en fonction de la localisation tumorale.
- lui attribuer les moyens de contention adéquats.
- reporter la projection du volume cible afin d'optimiser le centrage. On utilisera des artifices radiologiques pour visualiser les tumeurs palpables, les cicatrices, les adénopathies, les organes critiques... (fils de plomb, produit de contraste).

- repérer les centres de tous les champs « isocentre » par tatouage afin de les positionner le plus fidèlement possible.

- **Le scanner dédié à la radiothérapie**

Le principe du scanner repose sur le théorème de Radon (1917) qui décrit comment il est possible de reconstruire la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir d'une série de projections mesurées tout autour de celui-ci. L'ordinateur attribue à chaque pixel d'image une valeur d'échelle de gris proportionnelle à l'absorption des rayons X par le volume corporel correspondant. La densité mesurée en unités Hounsfield (UH) va de -1000 pour l'air à +1000 pour l'os dense cortical, en passant par -50 pour la graisse et 0 pour l'eau. Le premier scanner à rayons X a été mis au point au début des années 1970 par un l'ingénieur britannique Godfrey Newbold Hounsfield et le physicien américain Allan MacLeod Cormack. Ces deux savants ont ainsi obtenu le prix Nobel en 1979 pour le « *développement de la tomographie axiale calculée* ». <sup>[14]</sup>

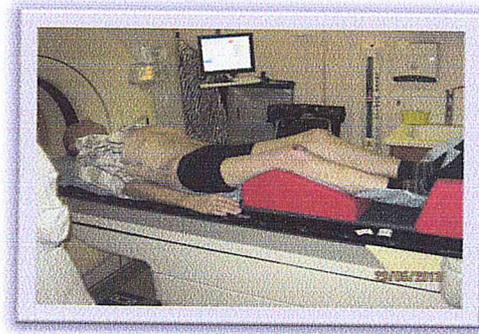
Le scanner est constitué essentiellement d'un anneau qui comporte un tube à rayon X couplé à une série de détecteurs qui détectent les photons qui traversent le patient, l'ensemble peut tourner tout autour de ce dernier pour l'acquisition d'une ou plusieurs coupes en déplaçant la table, ce qu'on appelle le scanner spiralé ou hélicoïdale.

Contrairement au scanner conventionnel, le scanner dédié à la radiothérapie n'est pas utilisé dans un but diagnostique mais uniquement pour acquérir les données anatomiques du patient nécessaires à la mise en œuvre de son traitement. Il a une large ouverture qui peut aller jusqu'à 85 cm de diamètre et une table rigide pour avoir la possibilité de fixation des systèmes de contention.

- **Systèmes de contention**

Pour éviter les mouvements du patient et garantir la reproductibilité de sa position dès la simulation jusqu'à sa dernière séance de traitement, l'utilisation d'une contention adaptée tels que les coussins, le plan incliné, le masque thermoformé personnalisé, le matelas ...ect recommandée. Le choix du moyen d'immobilisation se fait par rapport à : la localisation traitée, le confort du patient,

et la technique de traitement d'irradiation. Ceci va réduire les marges à appliquer autour du patient.



*Fig.II.2. Cale pieds.*

- **La simulation virtuelle**

Le terme de « Simulation Virtuelle » se réfère à un ensemble de logiciels qui permet à l'utilisateur de définir ou calculer l'isocentre de traitement puis de simuler le traitement à l'aide d'une ou de plusieurs acquisitions volumiques des données anatomiques et éventuellement fonctionnelles et de clichés radiologiques reconstruits (DRR).

La phase de simulation virtuelle implique deux composantes logicielles :

- Un ensemble de logiciels qui définit les contours de la tumeur et des organes à risque et qui permettent de saisir ou de calculer les coordonnées de l'isocentre et de les transférer vers le scanner et le système de lasers.
- Un ensemble de logiciels dédiés à la simulation virtuelle permettant de placer les faisceaux grâce aux « Beam's Eye View » et aux DRR, afin de les optimiser pour traiter de manière homogène un volume cible délimité dans plusieurs directions dans l'espace, tout en épargnant au mieux les organes à risques.

Le Simulateur virtuel est constitué de trois éléments : un scanner dédié à la radiothérapie, un système de repérage externe comportant les lasers mobiles dont le déplacement est géré par informatique et enfin deux consoles de simulation virtuelle capables de traiter les données acquises au scanner.

### II.1.2.3.L'étude planimétrique

- **Définition des volumes « segmentation »**

La définition des différents volumes est préalable pour la planification en RTC-3D. Le rapport de l'ICRU 50 et 62 définissent et décrivent plusieurs cibles et volumes critique qui facilitent le processus du traitement en constituent une base pour la comparaisent des résultats de la planification du traitement. Le paragraphe suivant montre la définition de ces volumes :

- **Volume tumoral macroscopique GTV :** Le GTV est la partie palpable ou visible démontrée ou visible démontrée de la localisation de la tumeur.
- **Volume cible clinique CTV :** Le CTV est le volume de tissus qui contient le GTV démontré et les extensions malignes microscopiques sub-cliniques qui doivent être éliminées. Ce volume doit être traité de manière adéquate pour atteindre l'objectif assigné que ce soit curatif ou palliatif.
- **Volume cible ITV :** L'ITV est le CTV plus une marge interne due au mouvement des organes.la marge interne est choisie due au mouvement des organes. La marge interne est choisie pour tenir compte de la taille et la position du CTV par rapport aux repères osseux.
- **Volume cible PTV :** Contrairement au CTV le PTV est un concept purement géométrique, il est défini pour sélectionner l'arrangement adéquat des faisceaux en tenant compte de l'effet des possible variation et assurer ainsi que la dose prescrite est la dose délivrée au CTV .
- **L'organe à risque OAR :** L'organe à risque est un organe radiosensible qui pourrait recevoir une dose significative comparée à sa tolérance. Il pourrait nécessiter un changement dans l'arrangement des faisceaux ou dans la dose.

- **Dosimétrie**

Cette étape utilise la représentation virtuelle du patient en 3D, reconstruite à partir des données de l'imagerie, pour établir les modalités d'irradiation : détermination des faisceaux (nombre, incidence, collimation additionnelle, caches personnalisés focalisés, filtres), de l'énergie des rayonnements et des contributions relatives de chaque faisceau. La visualisation

en 3D permet avec les MLC d'adapter la géométrie du rayonnement au volume cible.

La dosimétrie prévisionnelle est réalisée par des logiciels d'informatique, et le calcul prévisionnel des distributions de dose au volume cible indispensable car il permet une liberté de choix de la balistique du traitement et l'optimisation des différents faisceaux pour les orienter de la façon et de la forme la plus adaptées.

Plusieurs algorithmes existent en fonction de la modalité (Clarkson, Point-Kernel, ou encore Monte-Carlo dans le cas des RX par exemple) et donnent une approximation de la dose délivrée plus ou moins précise en fonction des besoins. Les temps de calcul sont également déterminants, puisqu'ils vont de quelques secondes pour Clarkson, à quelques dizaines de minutes pour Monte-Carlo. Ref3

Ces calculs peuvent être effectués sur un volume (3D), ou encore en un point ou selon un segment (ensemble de points). Le respect des contraintes demandées sera vérifié grâce aux HDV (Histogrammes Dose-Volume) qui permettent de voir en utilisant un nombre de points répartis dans un volume donné le pourcentage du volume recevant une dose donnée. <sup>[13]</sup>

Il existe deux types DVH ;

- Histogramme dose-volume différentielle ou direct ; Reconnaissance du volume de l'organe (% ou cm<sup>3</sup>) qui reçoit une dose située entre les deux limites d'un intervalle de dose donné (% ou cGy).
- Histogramme dose-volume cumulatif donne la représentation graphique cumulative du volume de tissus d'un organe ou d'une région d'intérêt (% ou cm<sup>3</sup>) ayant reçu une dose D (% ou cGy) de la dose totale.

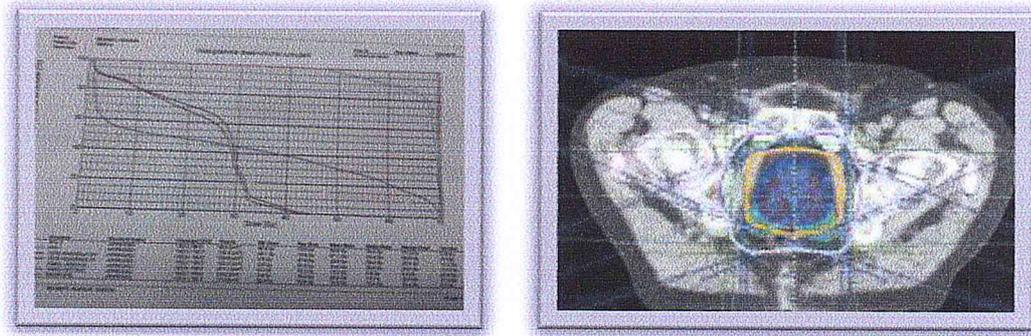


Fig.II.3. Exemple de distribution de dose à gauche et de DVH à droite.

- **Le Système de Planification des Traitements ou « TPS »**

C'est un dispositif médical composé d'un ordinateur, d'un logiciel et d'accessoires périphériques permettant de préparer un plan de traitement par irradiation en radiothérapie. Le TPS construit un modèle 3D virtuel du patient à traiter à partir de multiples coupes tomodensitométriques (TDM) transversales acquises en position de traitement, et éventuellement à partir de coupes provenant d'autres modalités comme l'IRM, TEMP, TEP puis de simuler la dose déposée aux différents tissus de ce derniers. Le TPS utilisé par Varian est l'Eclipse qui intègre le nouvel algorithme AAA, qu'on définira dans le paragraphe qui suit :

- **L'algorithme AAA**

L'algorithme AAA, est un algorithme de calcul de la dose de type convolution/superposition développé par la firme Varian pour intégrer dans son système de planification Eclipse. Il utilise des données dérivées de simulation Monte-Carlo pour modéliser les photons primaires, les photons diffusés ainsi que les électrons de contamination. Pour chaque faisceau clinique, les données Monte-Carlo sont adaptées de manière optimale afin de construire un espace de phase qui définit la fluence et le spectre en énergie pour chaque unité de traitement.

La forme fonctionnelle des expressions physiques fondamentales dans L'AAA permet une convolution analytique, ce qui réduit de manière significative le temps de calcul. L'AAA tient en compte les hétérogénéités des tissus de manière anisotrope en trois dimensions dans le voisinage d'un site d'interaction.<sup>[15]</sup>

### - Les composantes de l'algorithme AAA

L'AAA, est divisé en deux algorithmes principaux qui sont :

- l'algorithme de configuration qui détermine les paramètres physiques requis pour le calcul de la dose.
- L'algorithme de calcul de la dose, il calcule le dépôt de la dose en utilisant les paramètres physiques pour caractériser la fluence des particules et le spectre en énergie des photons et d'électrons qui définissent le faisceau clinique. <sup>[15]</sup>

#### II.1.2.4.Traitement

Une fois la simulation et la dosimétrie effectuées, il ne reste plus qu'à placer le patient sur la table de traitement avec tous les accessoires préalablement définis. On trace alors les limites des champs sur la peau avec un colorant (fushine). Pour chaque champ, on réalise une radiographie de contrôle à l'aide des rayons  $\gamma$  ou X pour s'assurer de la bonne reproduction des champs de la simulation (champs d'irradiation, des caches, des filtres, etc). Au cours de cette étape on élabore une fiche de traitement. C'est le lien entre tous les membres de l'équipe, permettant de réaliser quotidiennement le traitement. Elle doit comprendre les informations concernant :

- les données cliniques,
- la prescription,
- les accessoires,
- les caractéristiques des champs,
- les données dosimétriques,
- les temps d'irradiation.

La dose délivrée par champ et par séance est soigneusement notée sur cette feuille de traitement. C'est une forme de traçabilité quant à la dose reçue pendant la durée du traitement.

#### -L'accélérateur linéaire

Un accélérateur linéaire est un dispositif permettant d'accélérer des particules chargées afin de leur fournir une énergie cinétique importante dans

le but de produire des réactions avec la matière. Un accélérateur linéaire est composé essentiellement de deux parties indépendantes : l'accélérateur et sa tête.

Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie moderne sont des accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au mégaelectronvolt (MeV). Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la peau, paroi thoracique, etc.), ou bien interagir avec un matériau de haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de hautes énergies (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes (cancers de la prostate, du poumon, etc.)

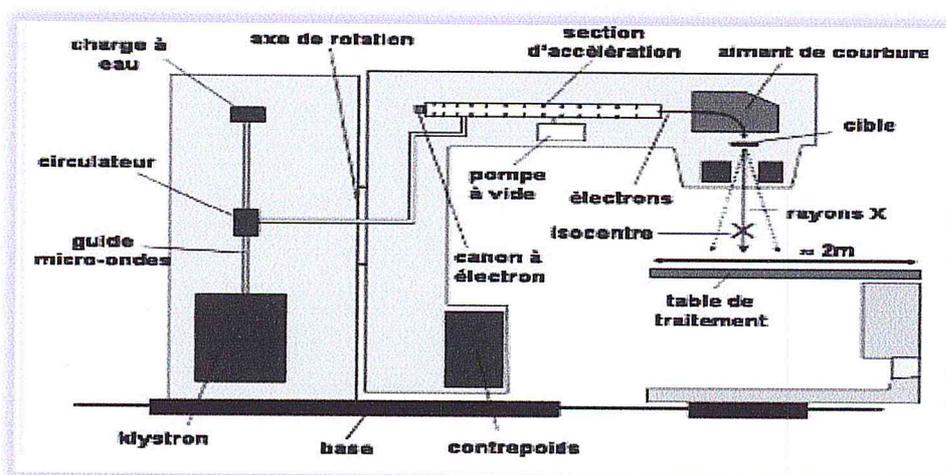


Fig.II.4. Structure d'un accélérateur.

## II.2. La curiethérapie

La Curiothérapie est un traitement local utilisant des sources radioactives scellées au contact, ou tout près, de la tumeur ou du volume cible. Elle s'adresse au traitement de tumeurs de petit volume localisées aux contours précis et plus ou moins facilement accessibles. La disposition de ces sources, leur longueur et leurs activités sont définies par rapport aux structures tumorales à inclure dans un volume cible, établi à partir des données cliniques. <sup>[16] et [17]</sup>

## II.2.1. Classification de la curiethérapie

### II.2.1.1. Selon le débit de dose

- La curiethérapie de faible débit (Low Dose Rate) : de 0.4 à 2 Gy/h.
- La curiethérapie de moyen débit (Medium Dose Rate) : de 2 à 12 Gy/h.
- La curiethérapie de haut débit (High Dose Rate) : supérieur à 12 Gy/h.
- La curiethérapie de débit de dose pulsé : Simulation de LDR avec du MDR hyperfractionné. <sup>[18]</sup>

### II.2.1.2. Selon la modalité de traitement

On distingue différents types de curiethérapie :

- A. La curiethérapie interstitielle ou endocuriethérapie : consiste à implanter les sources dans la tumeur (prostate, sein...).
- B. La curiethérapie endocavitaire : consiste à placer les sources dans les cavités naturelles « du corps humain » au contact du tissu à irradier (col de l'utérus).
- C. La curiethérapie endoluminale : consiste à placer les sources dans un espace à côté du tissu cible (l'œsophage, les bronches).
- D. La curiethérapie superficielle : consiste à placer les sources à l'externe en contact direct avec la peau (oreille). <sup>[17]</sup>

## II.2.2. Curiethérapie de la prostate

Une curiethérapie de la prostate consiste à placer des sources radioactives à l'intérieur de la prostate. Ces éléments radioactifs 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 ces implants, ce qui permet de limiter les effets secondaires sur les tissus sains avoisinants (vessie, rectum, canal anal). Il existe deux formes de curiethérapie :

### II.2.2.1. Curiethérapie de la prostate par implants permanents

La dose est livrée au cours de la durée de vie des sources. Les sources subissent une désintégration radioactive complète.

### II.2.3.3. Schéma de désintégration

La désintégration de la cobalt-60 donne deux rayons  $\beta^-$  (électrons), le premier avec une énergie de 0,31 MeV (99,88 %) et la seconde avec une énergie de 1,48 MeV (0,12 %), mais ce sont les raies  $\gamma$  de 1,1732 et 1,3325 MeV qui sont très utilisées compte tenu de leur intensité.

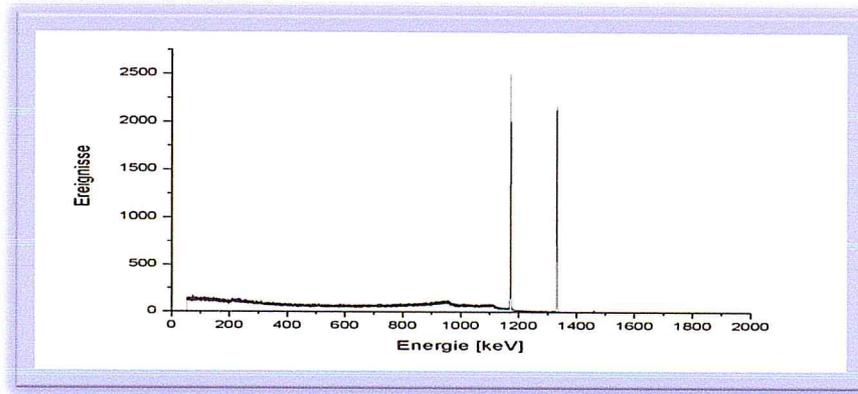


Fig.II.6. Graphe qui montre le spectre énergétique du Co-60.

Le cobalt-60 est un radio-isotope qui donne du nickel 60 avec une période radioactive de  $1\,925,1 \pm 0,1$  jours (5,2714 ans, la moins brève des radio-isotopes du cobalt). [19]

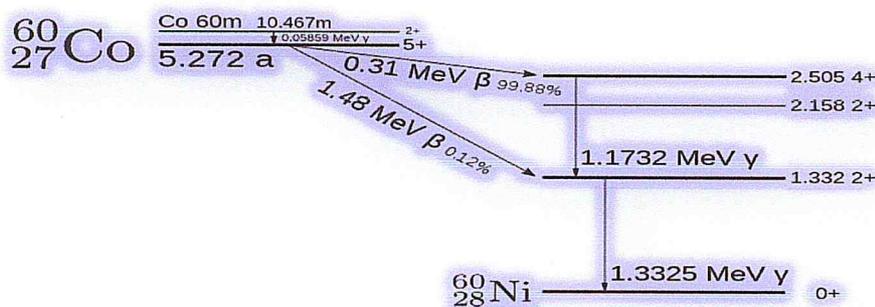


Fig.II.7. Schéma de désintégration du Co-60.

### II.2.3.4. Les sources de cobalt-60 utilisées en curiethérapie

Les sources sont des cubes de métal de cobalt radioactif doublé d'une capsule de titane sphérique. Le diamètre global typique est d'environ 0.3 cm avec un cube de cobalt de 0.15 cm à l'intérieur qui a une activité maximale de 18,5 GBq. Les Profils de rayonnement spécifique de traitement peuvent être

### II.2.2.2. Curiethérapie de la prostate par implant temporaire

La Dose est livrée sur une période de temps qui est courte en comparaison avec la demi-vie des sources. Les Sources sont supprimées lorsque la dose prescrite a été atteinte. [18] et [2]

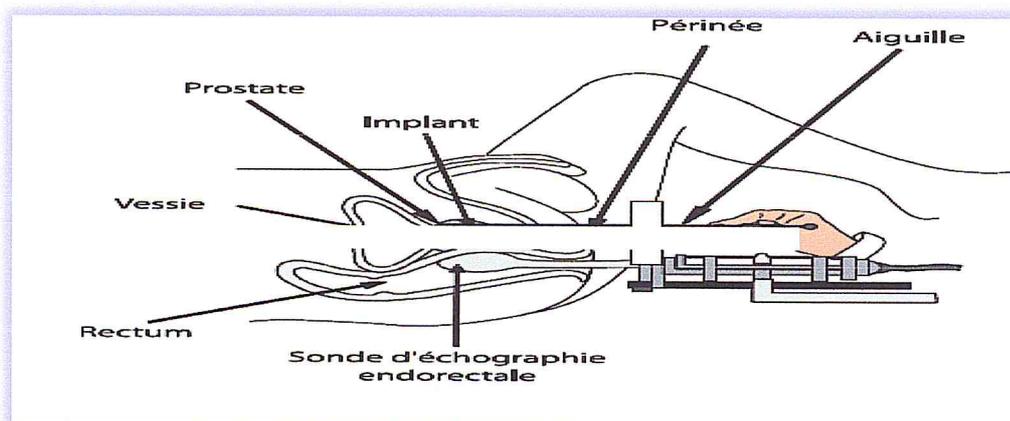


Fig.II.5. Curiethérapie du cancer de la prostate.

### II.2.3. Les sources de cobalt-60

#### II.2.3.1. Production de cobalt-60

Le cobalt 60 est absent du milieu naturel et doit être produit artificiellement par bombardement de neutron (issu par le  $^{252}\text{Cf}$ ) thermique généralement modérés à travers l'eau sur du cobalt 59, seul isotope stable du cobalt. Cette méthode induit la formation d'une fraction d'isomère  $^{60\text{m}}\text{Co}$  qui correspond à une énergie d'excitation de 58,59 KeV libérée sous forme de photons  $\gamma$  avec une période de 628 secondes (10,467 minutes).

#### II.2.3.2. Propriétés physique du cobalt-60

Le cobalt 60 ( $^{60}\text{Co}$ ) possède un noyau composé de 27 protons et de 33 neutrons. Cet isotope radioactif a la demi-vie la plus longue de tous les radio-isotopes du cobalt 5,2714 ans. L'activité massique du  $^{60}\text{Co}$  est (compte tenu de sa période radioactive) de l'ordre de 44 TBq/g.

composés en combinant plusieurs sources et les entretoises dans le tube de cathéter du projecteur de source. <sup>[19]</sup>

Il existe trois modèles de sources différentes utilisées avec le Projecteur de source « HDR Ralstron », qui est spécialement conçu pour être utilisé dans la curiethérapie gynécologique. Tous les trois contiennent deux boulettes de cobalt actives, chacune d'entre elles est de 0,1 cm de long et 0,1 cm de diamètre. Les boulettes sont soit en contact (type 2) ou sont espacées de 0,9 cm (type 1) et 1,1 cm (type 3) d'intervalle. Les deux pastilles actives dans les conceptions de type 1 et 3 sont fixées ensemble en utilisant 0,1 cm de diamètre, et de longueur de 0,9 ou 1,1 cm dans le cylindre en acier inoxydable. Le total est ensuite encapsulé dans 0,3 cm de diamètre du cylindre. Enfin, il y a un fil d'entraînement en acier inoxydable adapté à l'extrémité distale avec un diamètre extérieur pour les trois conceptions de 0,16 cm. <sup>[19]</sup>

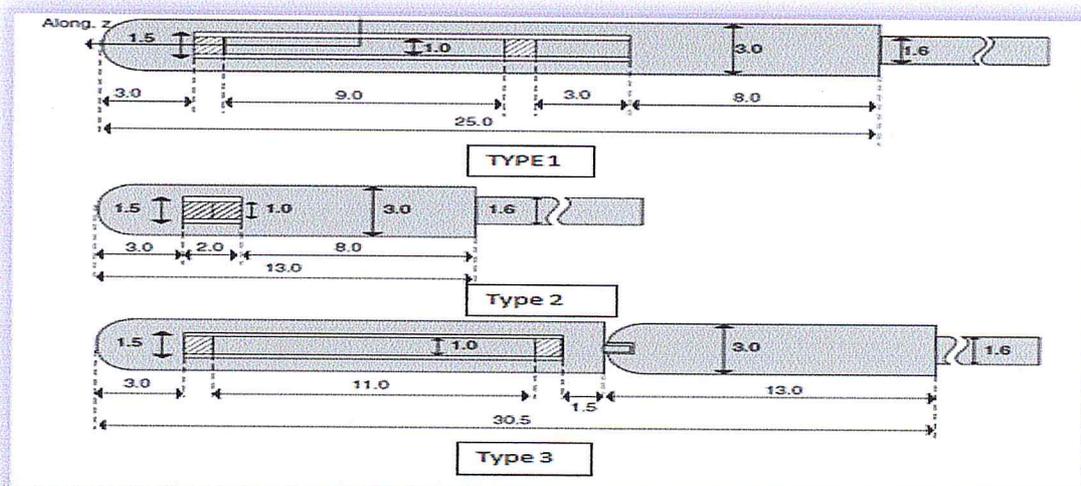


Fig.II.8. Schéma représentatif du design des sources de Co-60.

Dans ce chapitre, une comparaison dosimétrique a été établie entre deux balistiques d'irradiation du cancer de la prostate, cette étude a été réalisée sur un patient réel au sein du centre anti cancer de Blida. En se basant sur l'histogramme dose volume pour évaluer la distribution de dose donnée par les deux techniques et choisir vers la fin la meilleure balistique.

### III.1. Patient et matériels

#### III.1.1. Présentation du cas clinique

Un patient âgé de 70 ans, hypertendu actuellement depuis 30 ans sous traitement, le patient présente un néoplasie de la prostate découverte en 2009 suite à des troubles urinaires.

- Le Taux de PSA : 38ng/ml
- Echographie pelvienne : hypertrophie prostatique de 46 cm<sup>3</sup>
- IRM Pelvienne : hypertrophie prostatique avec foyer de la zone périphérique de 12 mm
- Bilan d'extension :

Scintigraphie osseuse : Normale.

Téléthorax de face : Normale.

Echographie abdominale : Normale

Patient classé : T<sub>3</sub> N<sub>0</sub> M<sub>0</sub>.

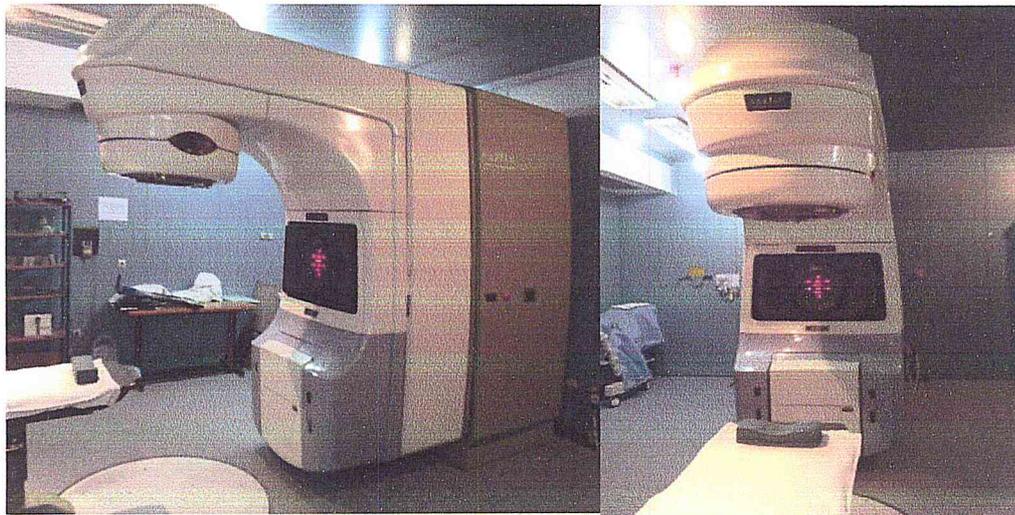
- Décision du médecin : radiothérapie conformationnelle à 3D de la prostate à une dose totale de 70 Gy, dont : le PTV<sub>1</sub> (prostate + vésicules séminales) doit recevoir une dose de 46 Gy, et le PTV<sub>2</sub> (prostate) doit recevoir une dose de 24 Gy.

### III.1.2. Matériels

#### III.1.2.a. L'accélérateur linéaire

Le centre est équipé d'un accélérateur linéaire de marque Varian de type Clinac 2100C caractérisé principalement par :

- Deux énergies de photons 6 et 18 MV.
- Cinq énergies d'électrons 4, 6, 9, 12 et 15 MeV.
- Cinq débits de dose 80, 160, 240, 320 et 400 UM/min.
- Un collimateur MLC à 80 lames.
- Un imageur portal PIV pour la vérification instantanée (matching online), et différée (hors line).



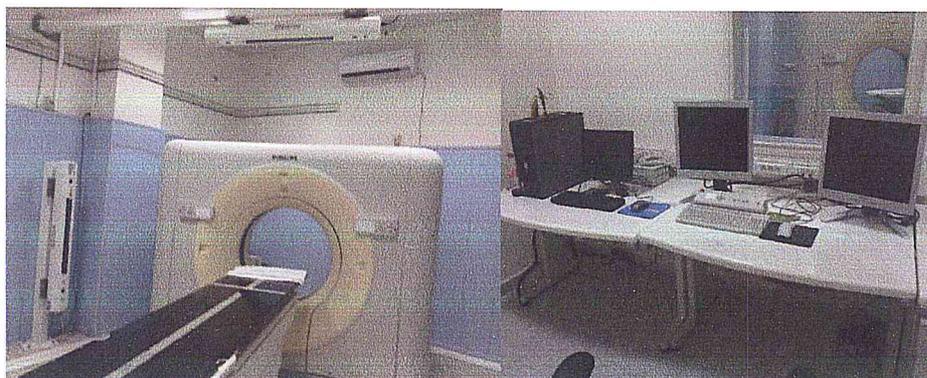
*Fig.III.1. L'accélérateur linéaire 2100C de Varian.*

Nous avons irradié la prostate par les faisceaux de 18 MV car c'est une tumeur profonde.

#### III.1.2.b. Le scanner brillance CT Big Bore

Le centre possède un scanner dédié à la radiothérapie de marque Philips et de type Big Bore. Il est relié au système de planification de traitement via un système réseau. Il comprend des fonctionnalités conçues pour automatiser les tâches cliniques, simplifier le post-traitement et la reconstruction des images 3D. Parmi ses spécificités on citera :

- Une ouverture 85 cm.
- Une connexion bidirectionnelle entre le statif et la console.
- Un générateur caractérisé par une puissance de 60 kW, des tensions de 90, 120 et 140 KV et une intensité de courant pouvant varier de 20 à 500 mA.
- Une table en fibre de carbone.
- Un système de détection en matériel semi-conducteur.
- Disponibilité de plusieurs applications au niveau de la station de travail.
- Un temps de rotation de 0,44 s.
- Des modes d'acquisition multi-coupes 16x0,75 mm, 16x1,5 mm, 8x3 mm, 4x4,5 mm et 2x0,6 mm.
- Des lasers mobiles pour le repérage des portes d'entrées des faisceaux sur les patients.



*Fig.III.2. Le scanner Big Bore de Philips du CAC de Blida.*

Sur cette unité nous avons acquis une série de coupes sur notre patient atteint du cancer de prostate pour l'envoyer au système de planification de traitement.

### **III.1.2.c. Le système de planification de traitement ECLIPSE**

Au niveau de l'unité de physique les planifications dosimétriques tridimensionnelles sont réalisées à l'aide d'un système de planification Eclipse de marque Varian. En mode photon le TPS est doté d'un algorithme de calcul de dose le AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA).

- **Anisotropic** : Calcul du diffusé modifié en fonction de la densité dans le voisinage 3D entourant chaque point.

- **Analytical** : Fonctions mathématiques analytiques utilisées pour modéliser le diffusé.
- **Algorithm** : Convolution/superposition de mini-faisceaux (beamlets) et contributions du diffusé.

#### III.1.2.d. Le système réseau d'enregistrement et de vérification ARIA

Le transfert des paramètres (format DICOM) des plans de traitement vers la console de traitement de l'accélérateur 4DTC se fait via un système réseau d'enregistrement et de vérification (Record and Verify) ARIA compatible avec l'équipement Varian. Le système est composé de plusieurs applications permettant au physicien de fixer les limites de tolérances et de contrôler l'historique des traitements.

Dans le cadre de ce travail deux applications son utilisées :

- L'application de RT chart pour la configuration des paramètres envoyés à partir de la planification de traitement dans Eclipse, et l'application du plan.
- L'application Time Planner pour la programmation des séances de traitement.



*Fig.III.3. Les deux postes : ECLPISE et ARIA.*

## III.2. Méthodes

### III.2.1. Scanner de préparation

Cette tomодensitométrie n'a pas un objectif diagnostique mais va permettre de placer un point de repérage sur le patient qui sera utilisé pour le repositionnement de ce dernier sous l'appareil de traitement ; ce point est tatoué en regard du pubis du patient. On tatoue deux autres points latéraux à la même

hauteur de table (10 cm) sur le patient de telle sorte à avoir un point de repère dans les trois dimensions de l'espace qui est l'isocentre. Ce point servira quotidiennement pour le repositionnement du patient avant l'irradiation.

Le patient est positionné en décubitus dorsal, les bras croisés sur la poitrine. Une série de 92 coupes est acquise dont l'épaisseur de chacune est de l'ordre de 0.3 cm.

### III.2.2. Délimitation des volumes

La série de coupes va être utilisée par le radiothérapeute (dans l'espace "contourage" sur ECLIPSE) pour déterminer les organes cibles à irradier et les organes à risque au voisinage des organes cibles.

Dans le cas des cancers de prostate les organes cibles sont : la prostate et la vésicule séminale. Tandis que les organes à risque sont surtout : la vessie ; le rectum et les têtes fémorales.

Différents volumes sont définis (selon l'ICRU 50) sur ce scanner :

- le GTV (Gross Tumor Volume): ce volume correspond à la tumeur macroscopique visible.
- le CTV (Clinical Target Volume) : ce volume correspond à la tumeur et à ses extensions microscopiques visibles ou non visibles (vésicule séminale ; extension extracapsulaire) dont :

\*Le CTV 2 représente la prostate (GTV plus une marge englobant l'extension de la tumeur).

\*Le CTV 1 représente le CTV 2 plus la vésicule séminale.

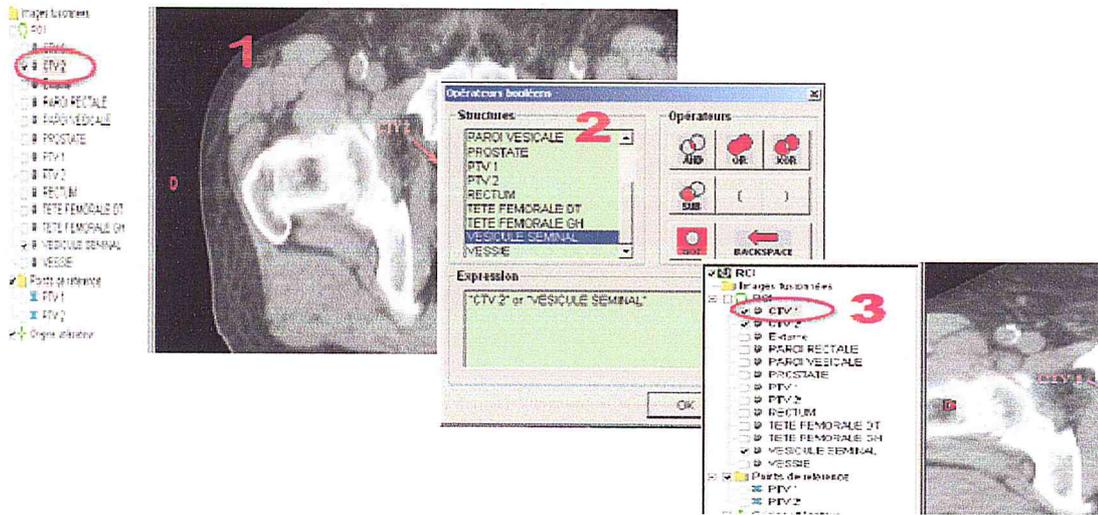


Fig.III.4. Création du CTV 1 à partir du CTV2 sur ECLIPS.

- le PTV (Planning Target Volume) : ce volume correspond au CTV auquel on ajoute des marges automatiques liées aux mouvements possibles du patient et/ou de la prostate et aux erreurs de repositionnement dont :

Le PTV 1 : CTV 1 plus une marge de 1cm vers toutes les directions et 0.5 cm vers le rectum.

Le PTV2 : CTV 2 plus une marge de 1cm vers toutes les directions et 0.5 cm vers le rectum.

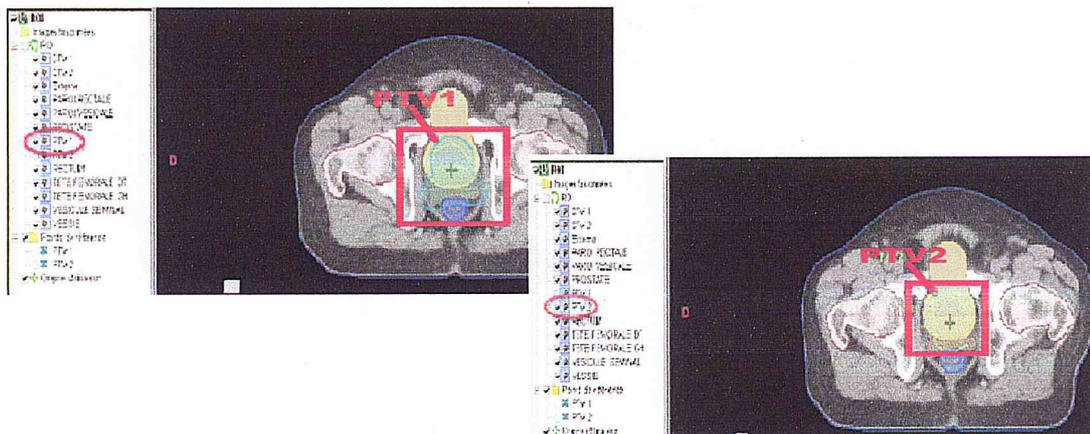


Fig.III.5. Illustration des deux PTVs créés sur ECLIPS.

Tous les organes à risque contournés et les volumes créés sont représentés sur la figure suivante :

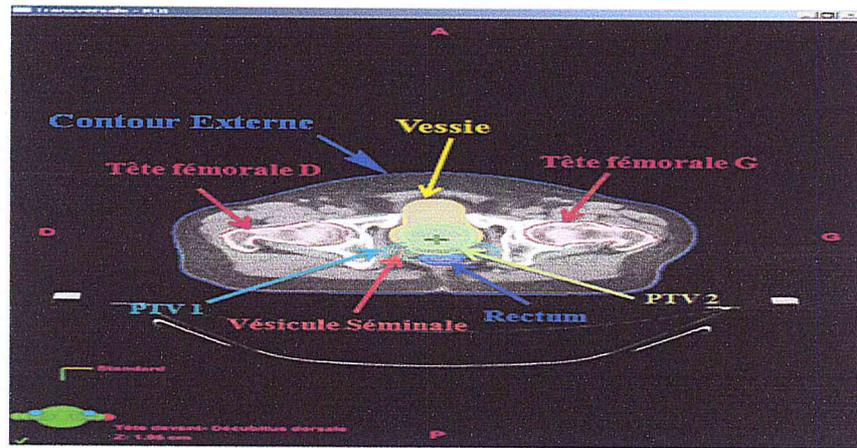


Fig.III.6. Les OARs et les PTVs.

### III.2.3. Prescription de la dose

Lorsqu'on veut donner une dose différente à deux volumes cibles différents (exemple du cancer de prostate avec irradiation des vésicules séminales ou on veut irradier la prostate à 70 Gy en 35 fractions et les vésicules séminales à 46Gy en 23 fractions); on détermine un premier plan où les faisceaux d'irradiations sont conformés à la structure anatomique de la prostate et la vésicule séminale puis un second plan (un booste) où les faisceaux sont conformés juste à la prostate seule.

### III.2.4. Détermination de la balistique d'irradiation

Cette étape sert à la mise en place des faisceaux d'irradiation en définissant :

- La qualité des faisceaux d'irradiation.
- Le nombre de faisceaux.
- La porte d'entrée et l'orientation des faisceaux.
- La forme des champs d'irradiation.

Ceci est permis par les outils de la simulation virtuelle qui donne une visualisation en 3 dimensions des faisceaux d'irradiation sur l'anatomie du patient (coupes CT fusionné avec l'IRM dans l'espace "fusion" sur ECLIPSE) c'est-à-dire une représentation en temps réel du volume cible et des OARs en fonction de l'orientation du bras de l'accélérateur et de la table.

- **Beam's eyes view : BEV**

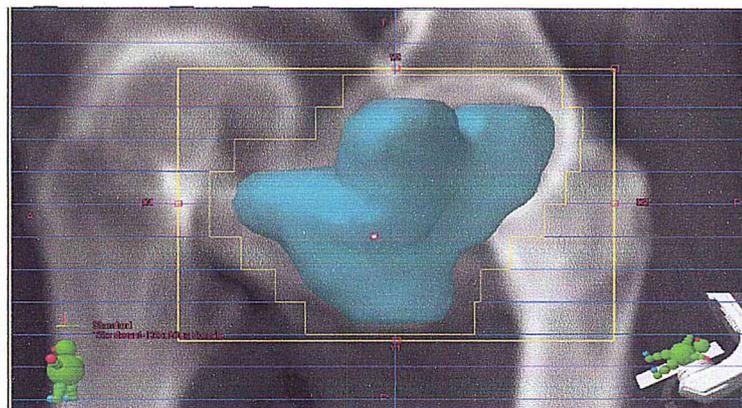
Elle sert à la visualisation des structures anatomiques par un observateur situé à l'origine du faisceau. On choisit l'incidence du faisceau optimal couvrant le volume cible tout en excluant les OARs et définir la forme du champ d'irradiation autour du PTV.

- **Room's view :REV**

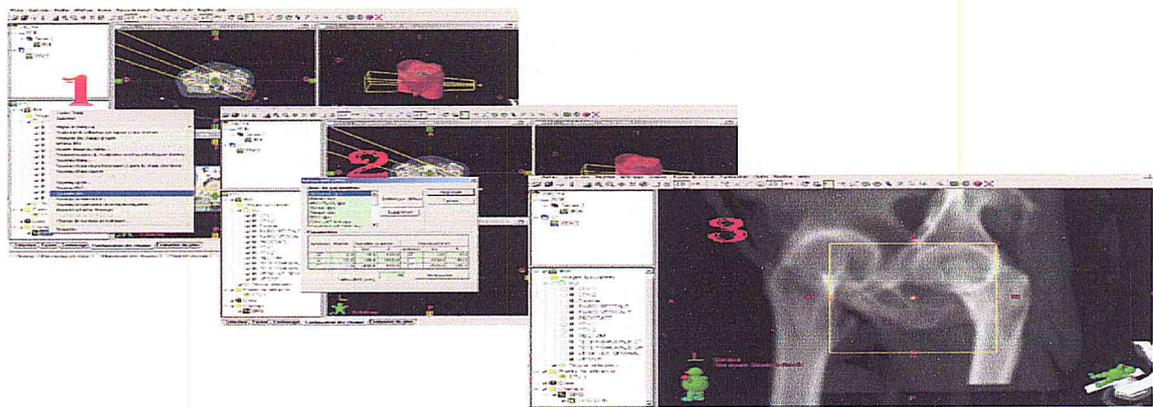
Elle donne une vue de l'enveloppe du faisceau sur une représentation 3D du patient par un observateur placé dans la salle.

- **Digital Reconstructed Radiograph : DRR**

C'est une image analogue à un cliché radiologique, et il faut créer une DRR pour chaque incidence de faisceau.



*Fig.III.7. Illustration de la BEV sur une DR avec la REV au coin gauche.*



*Fig.III.8. Création de la DRR sur ECLIPS.*

Nous avons utilisé deux balistiques d'irradiation différentes :

- Dans la première, nous avons irradié le PTV1 par quatre faisceaux obliques et deux faisceaux latéraux. Et le PTV2 par quatre faisceaux dont un en antérieur et un autre en postérieur et deux latéraux « technique en boîte ».
- Dans la deuxième, nous avons irradié le PTV1 par la technique en boîte et le PTV 2 par six faisceaux.

La prescription de la dose et la création des plans ainsi de l'insertion des champs d'irradiation avec leurs DRR se font dans l'espace " configuration des champs " sur ECLIPSE.

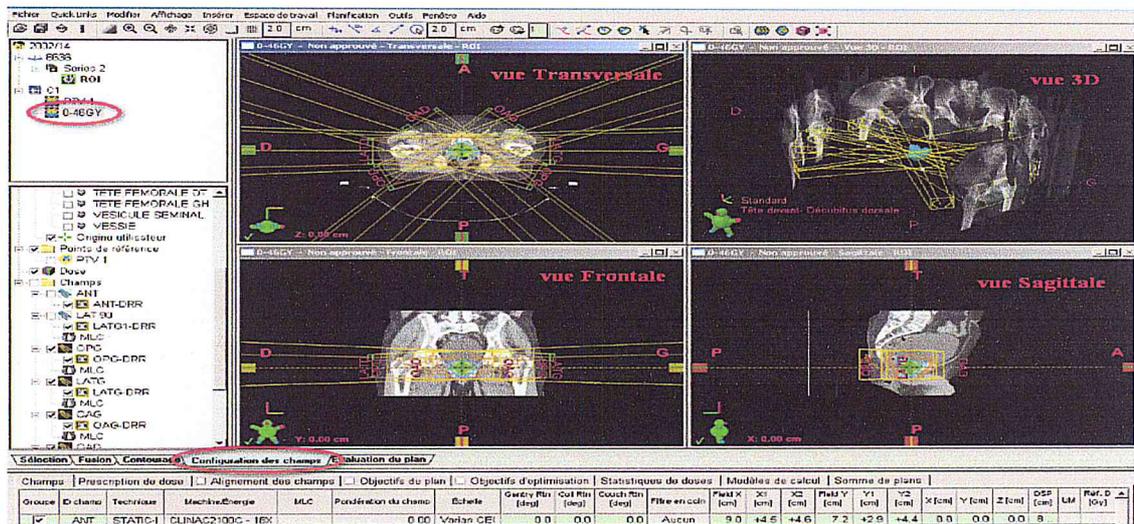


Fig.III.9. Vue de l'espace configuration des plans sur ECLIPSE.

L'obtention des champs conformes au PTV est permise par le MLC "collimateur multi lame". Toujours dans l'espace configuration des champs, nous avons créé le MLC pour chaque champ laissant une marge de 7mm tout au tour du PTV.

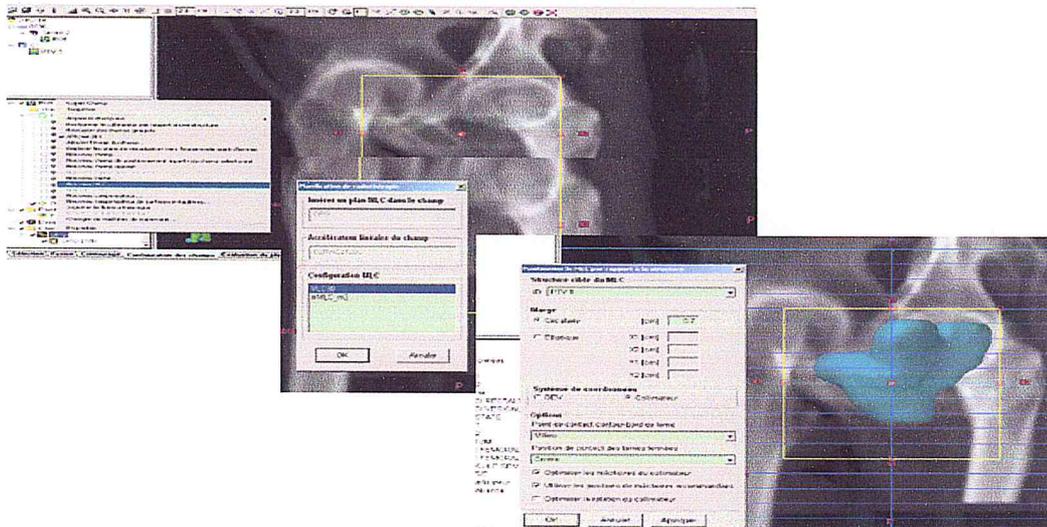


Fig.III.10. Création du MLC sur ECLIPSE.

Les données des faisceaux des deux balistiques ainsi de la prescription de dose pour chaque plan sont portées dans les deux tableaux suivants.

Plan / Données	Plan 1 : (irradiation du PTV <sub>1</sub> ) = Prostate + vésicules séminales	Plan 2 : (irradiation du PTV <sub>2</sub> ) = Prostate
La dose prescrite	De 0 à 46 Gy	De 46 à 70 Gy
N <sup>bre</sup> de fraction	23	12
Nombre de faisceau d'irradiation	6 faisceaux	4 faisceaux
Les angulations des champs	OAG : 40° LAT G : 90° OPG : 115° OPD : 245° LAT D : 270° OAD : 320°	ANT : 0° LAT G : 90° POST : 180° LAT D : 270°

Tab.III.1. La première balistique d'irradiation.

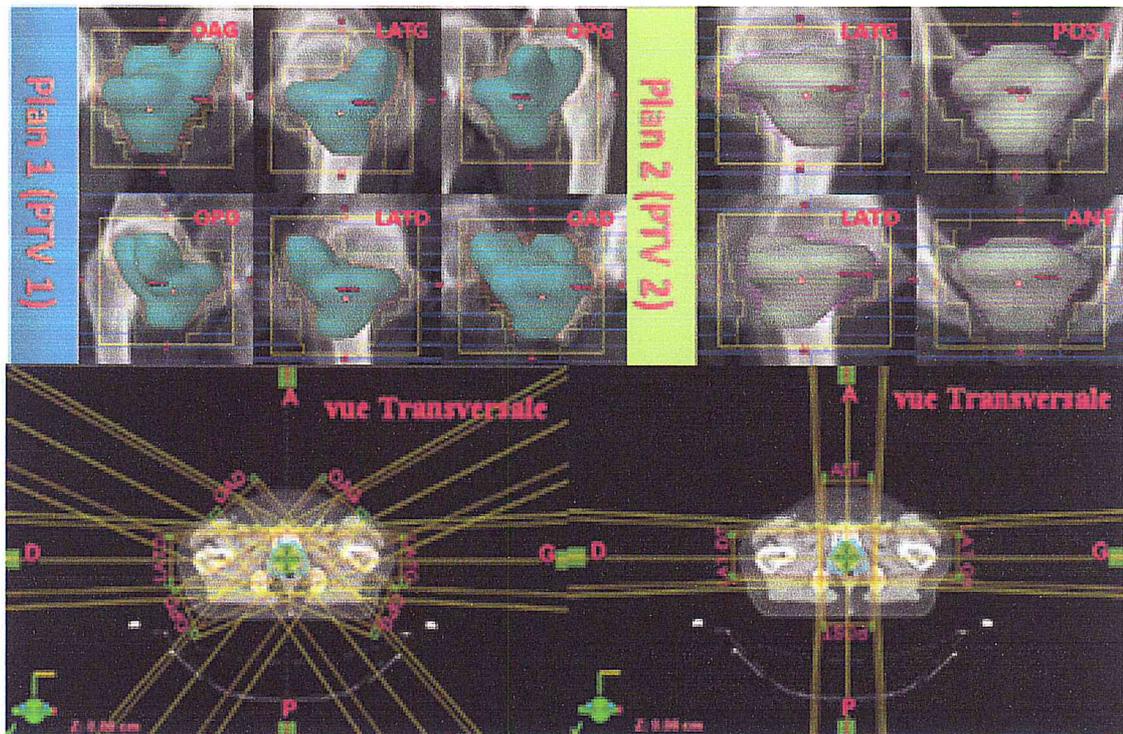


Fig.III.11. Illustration des champs de la première balistique d'irradiation.

Plan	Plan 1 : (irradiation du PTV <sub>1</sub> ) = Prostate + vésicules séminales	Plan 2 : (irradiation du PTV <sub>2</sub> ) = Prostate
<b>Données</b>		
La dose prescrite	De 0 à 46 Gy	De 46 à 70 Gy
N <sup>bre</sup> de fraction	23	12
Nombre de faisceau d'irradiation	4faisceaux	6 faisceaux
Les angulations des champs	ANT : 0° LAT G : 90° POST : 180° LAT D : 270°	OAG : 40° LAT G : 90° OPG : 115° OPD : 245° LAT D : 270° OAD : 320°

Tab.III.2. La deuxième balistique d'irradiation.

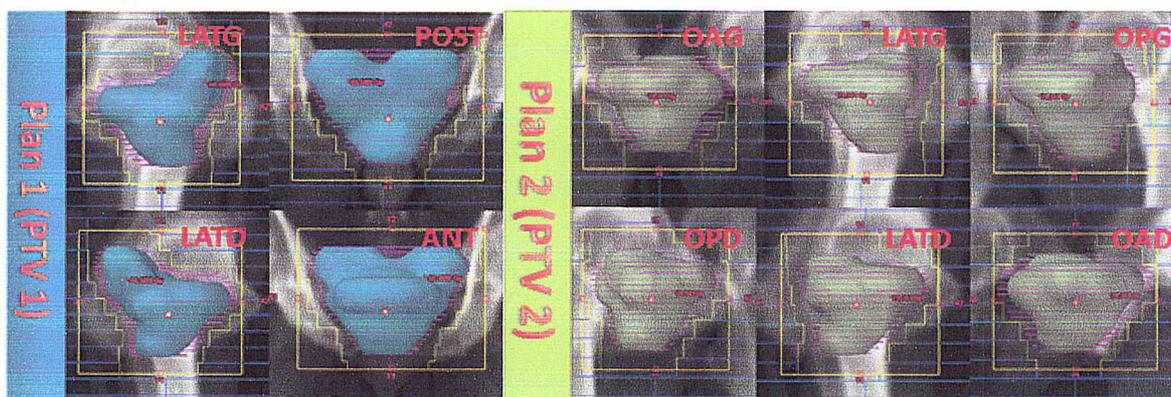


Fig.III.12. Illustration des champs de la deuxième balistique d'irradiation.

### III.2.5. Normalisation de la dose et optimisation

Les critères de normalisation sont:

- 100% de la dose totale doit couvrir au moins 50% de la prostate.
- Toute la prostate doit être couverte par 95% de la dose totale

Avec une pondération de la dose dans la technique en boîte pour minimiser l'irradiation des têtes fémorales : 2/3 de la dose en antérieur et en postérieur et 1/3 de la dose en latéraux.

L'optimisation se fait en jouant sur les angulations des champs et l'ouverture du MLC de façon à couvrir le PTV par 95% de la dose sur toutes les coupes.

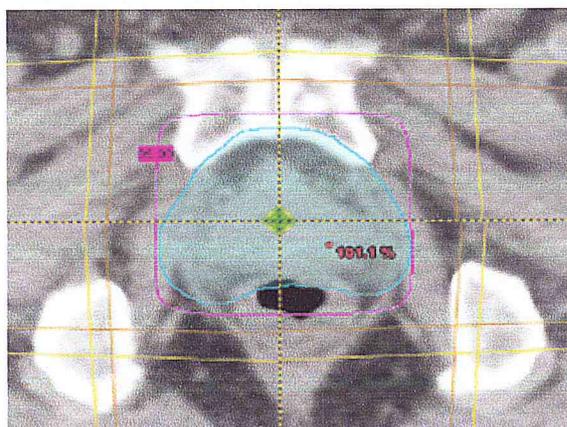


Fig.III.13. Couverture du PTV 2 irradié par la technique en boîte par la courbe d'isodose "95%".

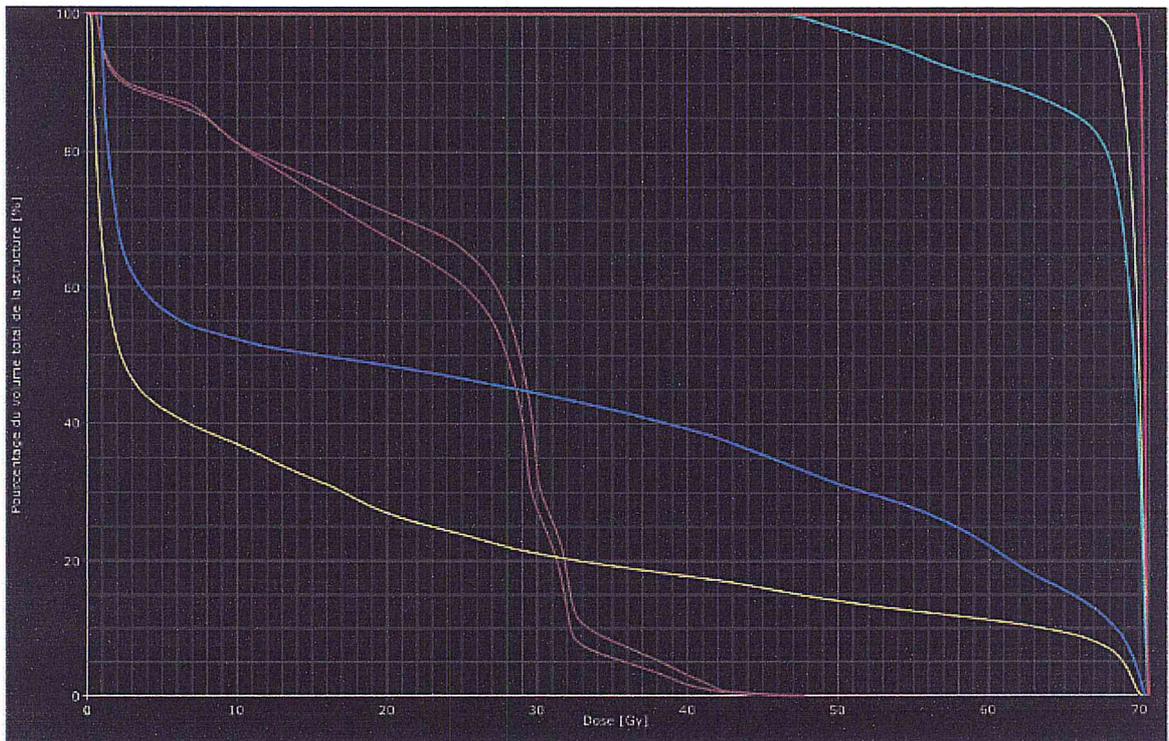
### III.3. Résultats de la planification

Les résultats de la dosimétrie sont représentés en général par l'histogramme dose-volume qui donne la dose reçue par les PTVs et les organes à risque.

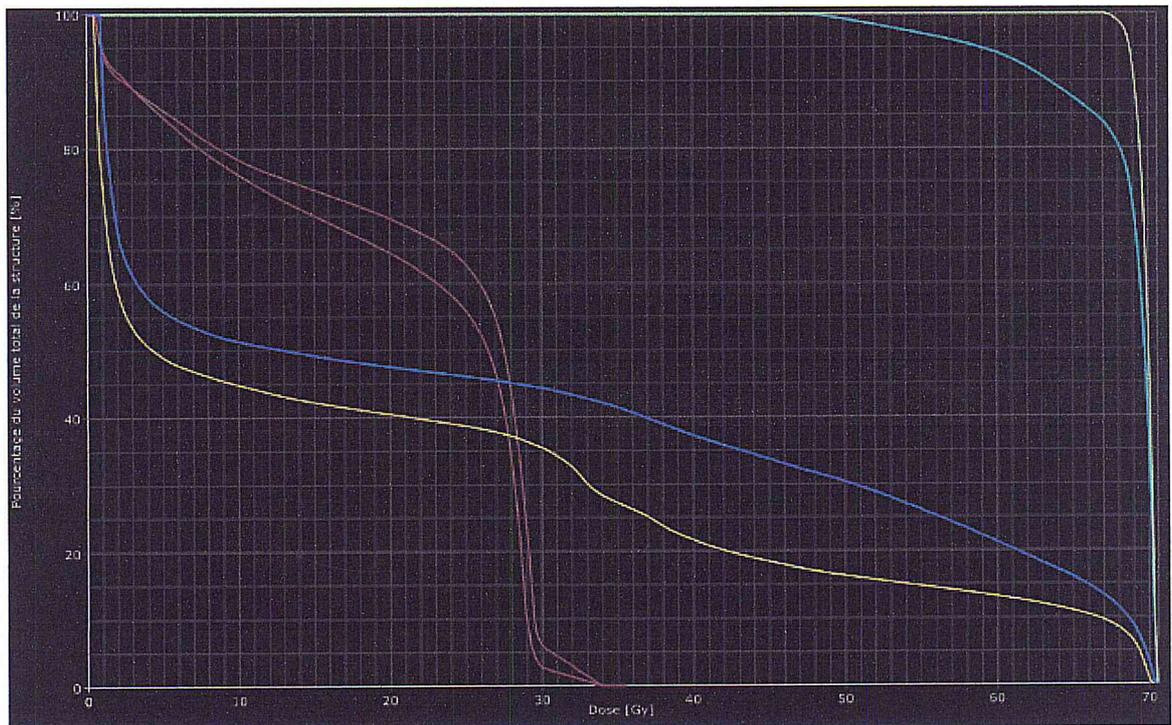
Le PTV1 a reçu en moyenne : 69.6 Gy par la première balistique et 69.7 Gy par la deuxième balistique. Le PTV 2 a reçu en moyenne : 70 Gy par la première balistique et 70 Gy par la deuxième balistique. Les autres résultats sont portés au tableau est représenté par les deux HDV.

Organe a risque	Dose (Gy)	Volume en pourcentage (%)	
		1 <sup>ère</sup> balistique	2 <sup>ème</sup> balistique
Paroi rectale	55	39.06 %	36.93 %
	60	31.96 %	29.83 %
	65	22.72 %	22.72 %
	70	4.26 %	3.55 %
	74	0 %	0 %
Paroi vésicale	60	16.38 %	18.49 %
	65	13.53 %	0 %
	70	0 %	0 %
	50	17.8 %	20.62 %
	45	22.79 %	38.4 %
têtes fémorales	50	0 %	0 %
	40	3.15 %	0 %
	30	64 %	12.91 %

*Tab.III.3. Doses en Gy reçues par certains volumes des organes à risque (en pourcentage) pour les deux balistiques d'irradiation.*



**Fig.III.14.** Représentation de la dose reçue par chaque volume (en pourcentage) pour la première balistique : la paroi vésicale en jaune, la paroi rectale en bleu, les têtes fémorales en marron et la prostate en rouge, le PTV 1 en bleu clair et le PTV 2 en vert.

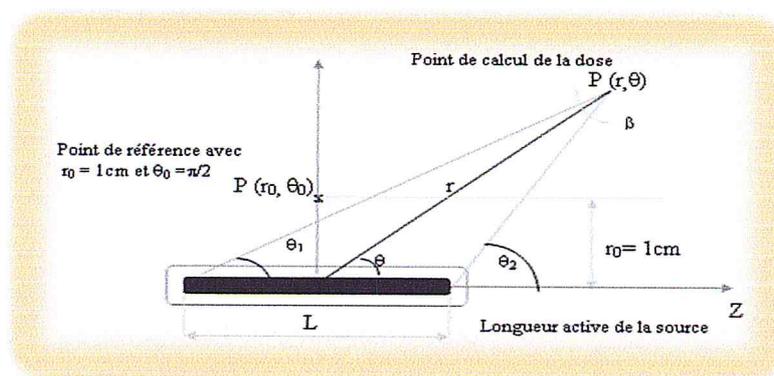


**Fig.III.15.** Représentation de la dose reçue par chaque volume (en pourcentage) pour la deuxième balistique.

Au cours de ce chapitre nous allons détailler le programme de simulation utilisée dans le but de la réalisation de la curiethérapie HDR de la prostate en utilisant la simulation Monte-Carlo. Pour la réalisation de cette dernière, nous utiliserons le code Gate pour la réalisation de la géométrie de la source utilisée qui est du Co-60, pour valider le programme de la simulation, nous calculerons les différents coefficients qui caractérisent une source afin de les comparer avec les résultats de la littérature et pour cette étape nous utiliserons les paramètres du TG-43 que nous allons détailler plus tard. Après avoir validé le programme, nous implanterons les sources de Co-60 dans le fantôme qui contient la géométrie de la prostate et les organes avoisinants.

#### IV.1. Le formalisme du TG-43

En curiethérapie à haut débit de dose, les sources de cobalt utilisées, de part leurs géométries et leurs natures, présentent des caractéristiques dosimétriques (anisotropie, auto-atténuation et autres) qu'il est nécessaire de prendre en considération dans le calcul de la dose dans l'eau. Ces corrections sont réalisées par l'introduction de facteurs pondérateurs dans l'expression du calcul de la dose émanant du « Task Group N° 43 » de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM).



*Fig. IV.1. Système de coordonnées polaires utilisé pour des calculs dosimétriques en curiethérapie.*

En 1995, l'AAPM propose dans le rapport du « Task Group N° 43 » un nouveau formalisme de calcul de dose dans l'eau. La mise à jour en Mars 2004 de ce formalisme a pour but d'évaluer la distribution de dose 2D autour d'une source

cylindrique dont l'expression du débit de dose dans l'eau au point  $P(r,\theta)$  est la suivante :

$$\dot{D}_{eau,eau}(r, \theta) = S_K * \Lambda * \frac{G(r,\theta)}{G(r_0,\theta_0)} * g(r) * F(r, \theta) \quad (1)$$

Le « TG 43 » utilise un système de coordonnées polaires  $(r,\theta)$  (Figure. IV.1) et l'origine du repère prise au centre de la source. Nous allons par la suite expliciter les différents termes de cette expression et leur signification physique.

#### IV.1.1. Air Kerma Strength $S_K$

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

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

$\dot{K}_{air,air} \left( r, \frac{\pi}{2} \right)$  est le débit de kerma dans l'air, variant en  $(1/d^2)$  pour une source ponctuelle, 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 1 U égal à  $1 \text{ cGy cm}^2 \text{ h}^{-1}$ .

#### IV.1.2. Constante de débit de dose $\Lambda$

Le « TG 43 » définit la constante de débit de dose, 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 « kerma strength » en  $\text{cGy h}^{-1}\text{U}^{-1}$  ou  $\text{cm}^{-2}$ . Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0=1\text{cm}, \theta_0 = \pi/2)}{S_K} \quad (3)$$

#### IV.1.3. Facteur 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 :

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V \frac{\rho(\vec{r}') \cdot dV'}{\|\vec{r}' - \vec{r}\|^2}}{\int_V \rho(\vec{r}') \cdot dV'} \quad (4)$$

$\theta$  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 :

$$G_L(r, \theta) = \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \text{ Si } \theta = 0 ; G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \text{ Si } \theta \neq 0 \quad (5)$$

#### IV.1.4. Fonction de dose radiale $g(r)$

$g(r)$  est mesurée sur l'axe transversale ( $\theta_0 = \pi/2$ ). Elle 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 :

$$g(r) = \frac{[\dot{D}(r, \pi/2)/G(r, \pi/2)]}{[\dot{D}(r_0, \pi/2)/G(r_0, \pi/2)]} \quad (6)$$

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

#### IV.1.5. 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. Elle traduit les phénomènes d'absorption et de diffusion dans le milieu ainsi que l'encapsulation de la source. Son expression est donnée par l'équation suivante :

$$F(r, \theta) = \frac{[\dot{D}(r, \theta)/G(r, \theta)]}{[\dot{D}(r, \pi/2)/G(r, \pi/2)]} \quad (7)$$

Dans cette expression,  $\dot{D}(r, \theta)$  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 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  $g(r)$ .

## IV.2. Le programme de simulation

Notre but est de réaliser une simulation de la curiethérapie HDR en utilisant la simulation Monte-Carlo avec le code de calcul Gate version 6.1, nous utiliserons la source de cobalt-60 type 2.

### IV.2.1. Description de la source utilisée

Nous utiliserons dans notre travail une Source de Co-60 type 2, c'est une source qui est constituée d'une gaine de steel qui a une forme d'un cylindre de 13 mm de longueur et 3 mm de largeur avec une tête qui ressemble à une demi-sphère, elle contient à l'intérieur un petit cylindre d'air de 2mm de longueur et de 1.5 mm de diamètre. Dans ce petit volume d'air, nous avons la localisation de notre matière radioactive, elle a une forme cylindrique aussi, notre matière radioactive est divisée en deux petits cylindres de 1mm de longueur et 1 mm de diamètre. Les deux cylindres sont en contact direct de telle façon qu'un observateur ne peut les distinguer. La source est liée à un câble de 1.6 mm de diamètre.

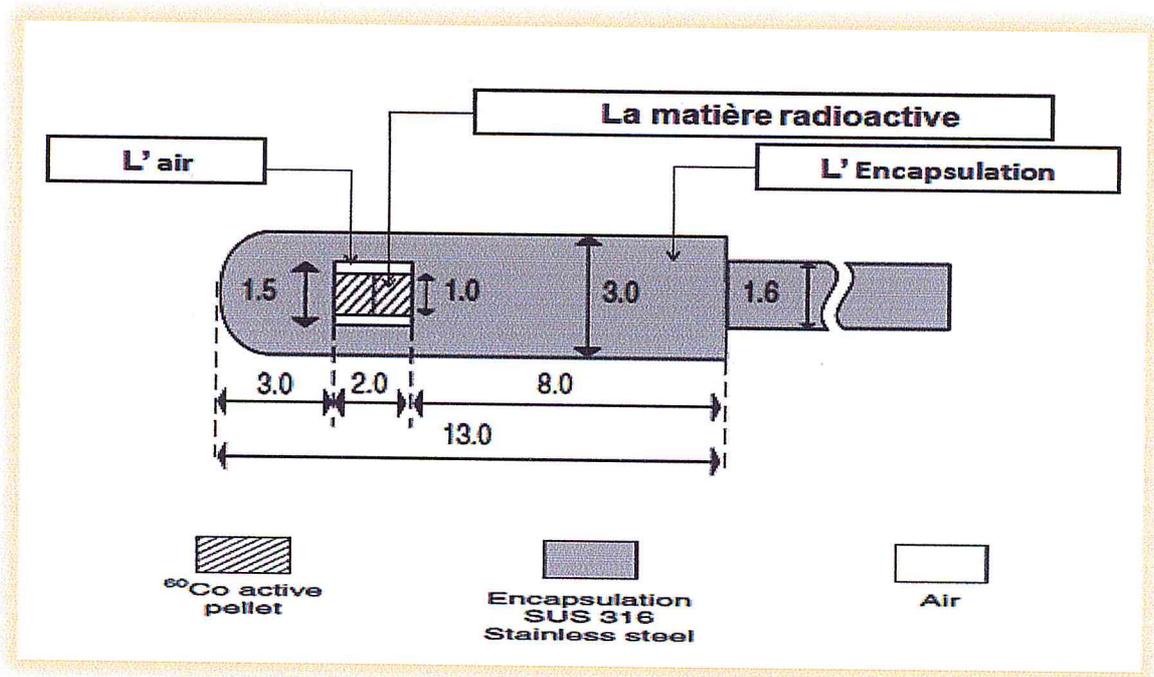
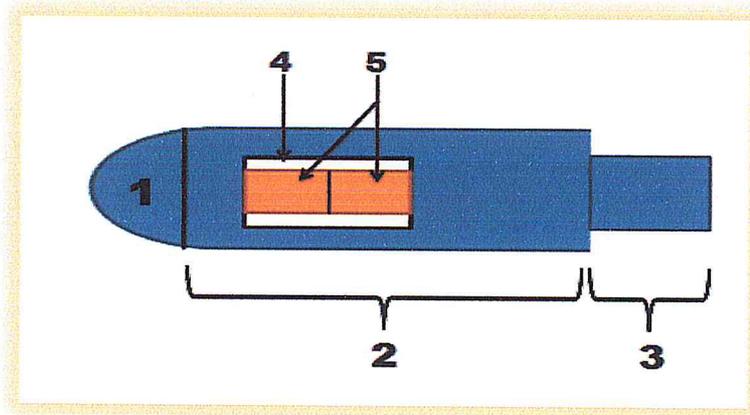


Fig.IV.2. La source du CO-60 type 2 utilisé dans le programme de simulation.

#### IV.2.2. La réalisation de la géométrie de la source

Pour qu'on puisse réaliser le désigne de notre source, nous avons associé plusieurs formes géométriques comme suit : premièrement, nous allons créer la gaine sous forme de cylindre de 11.5 mm de longueur avec un diamètre de 3 mm, puis, nous lui associerons une demi sphère de 3 mm de diamètre. La matière des deux géométries précédentes est de steel. En deuxième lieu, pour l'intérieur de notre source, nous allons créer un cylindre d'air de 2 mm de longueur et 1.5 mm de diamètre, et en ce qui concerne la matière radioactive, nous allons associer les deux volumes et les représenter par un cylindre de 2 mm de longueur et d'un diamètre de 1 mm. Pour le câble de la source, nous créerons un cylindre de 1.6 mm de diamètre et de 2mm de longueur.



*Fig.IV.3. La représentation géométrique de la source de Co-60 type 2.*

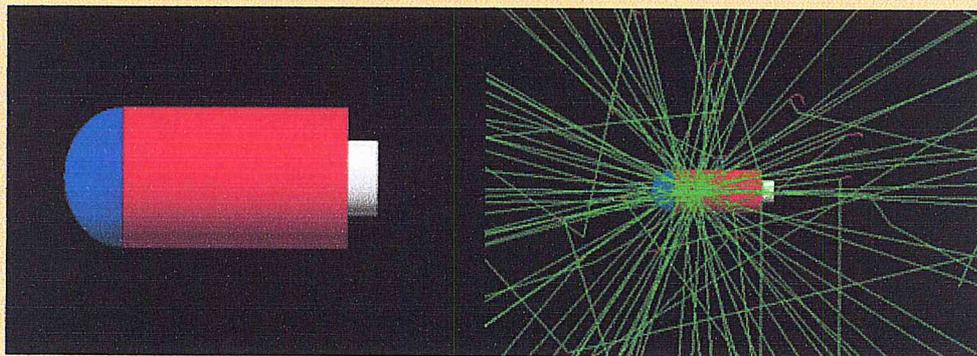
1 : une demi-sphère.

2 : un cylindre de diamètre 3 mm avec une longueur de 11.5 mm.

3 : un cylindre de diamètre 1.6 mm avec une longueur de 2 mm.

4 : un cylindre de diamètre 1.5 mm avec une longueur de 2 mm.

5 : un cylindre de diamètre 1.5 mm avec une longueur de 2 mm (matière radioactive).



*Fig.IV.4. La source du Co-60 dans le programme de simulation Monte-Carlo par code le GATE.*

### IV.3. Le calcul des paramètres de TG-43

Dans cette seconde partie, nous allons présenter une étude détaillée de la source de Co-60 type 2 utilisée en curiethérapie à haut débit de dose dans le cadre de la validation de notre programme réalisé par le code Gate et pour avoir

une image sur la distribution dosimétrique. Le Co-60 est un radioélément caractérisé par sa désintégration  $\beta$  et de ces deux raies gamma d'une énergie moyenne de l'ordre de 1.25 MV. Certains traitements comme la curiethérapie prostatique utilise ces sources cylindriques pour déposer le plus prêt possible la dose prescrite de la tumeur. Dans leur utilisation clinique, ces sources sont caractérisées par les propriétés dosimétriques définies selon le rapport du groupe de travail TG-43 de l'AAPM par : la constante de débit de dose  $\Lambda$ , la fonction de Dose radiale  $g(r)$ , la fonction d'anisotropie  $F(r,\theta)$ , que nous avons détaillé dans la première partie. Nous allons calculer ces différentes grandeurs et comparer nos résultats avec la littérature.

### IV.3.1. Le calcul de la constante de débit de Dose $\Lambda$

Pour le calcul de cette constante nous allons utiliser la fonction suivante :

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

Avec  $\dot{D}(r_0 = 1\text{cm}, \theta_0 = \pi/2)$  calculée à une distance de 1 cm sur l'axe transversal de la source ( $\theta_0 = \pi/2$ ) dans l'eau et pour le  $S_K$ , le calcul se fait selon l'équation suivante :

$$S_K = \dot{D}(r = 5\text{cm}, \theta_0 = \pi/2) * r^2$$

Nous allons calculer selon les recommandations de NIST sur l'axe transversal à une distance de 5 cm dans l'air.

$\dot{D}(r_0, \theta_0)$ ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ )	$S_K$ ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{cm}^2$ )	$\Lambda$ ( $\text{cm}^{-2}$ )
$1.36356*10^{-5} \pm 0.18\%$	$4.98472*10^{-7} \pm 2\%$	$1.09 \pm 8.21\%$

Le résultat trouvé de la constante de débit de dose est bien compatible avec celui de la littérature qui est de l'ordre de  $1.101 \text{ cm}^{-2}$  réalisé par Papagiannis et al en 2003.

### IV.3.2. Le calcul de la fonction radiale $g(r)$

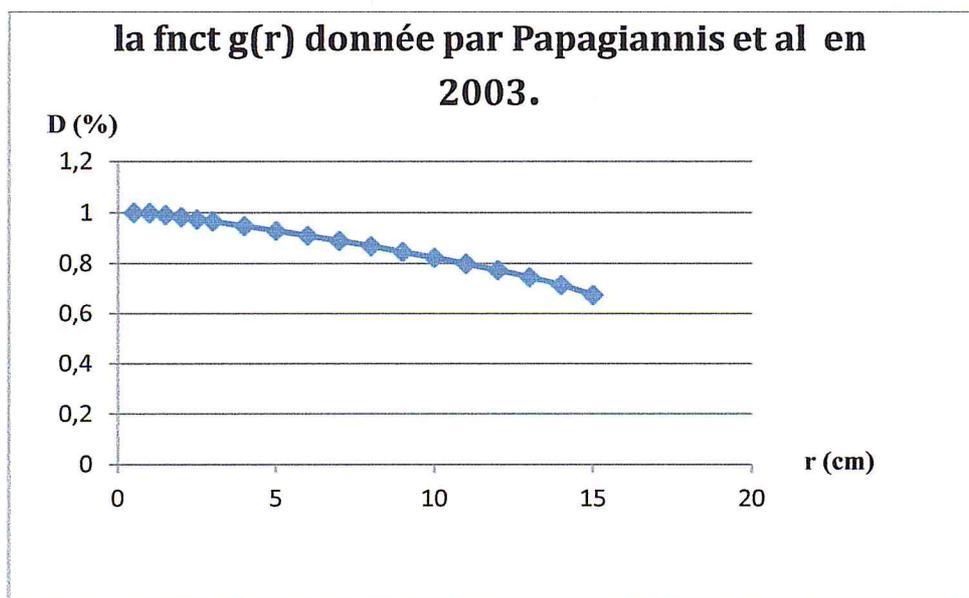
La fonction radiale est une fonction indépendante de l'angulation. Elle ne dépend que du rayon et elle est calculée de la manière suivante :

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

Si notre source est considérée comme source ponctuelle le  $G(r, \pi/2)$  est calculée selon la loi suivante :

$$G(r, \pi/2) = \frac{1}{r^2}$$

Pour cette considération, nous utiliserons les résultats de la fonction radiale donnée par la littérature par Papagiannis et al en 2003.

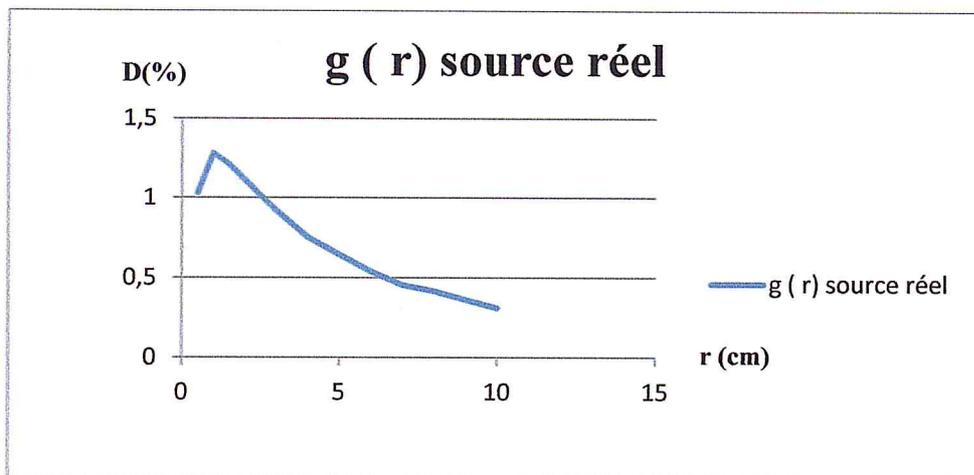


**Graph. IV.1.** Un graphe qui montre le résultat de la fonction radiale  $g(r)$  donnée par Papagiannis et al en 2003.

Par contre nous avons calculé la fonction  $g(r)$  en utilisant les dimensions réelles de la source donc nous avons éliminé l'approximation que la source est ponctuelle. Pour ce calcul la relation de  $g(r)$  est la suivante :

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2)}{\dot{D}(r_0, \pi/2)} \frac{r(\pi - \arctan(2r_0/L))}{r_0(\pi - \arctan(2r/L))}$$

Et les résultats de notre  $g(r)$  sont représentés dans le graphe suivant :



**Graphe IV.2.** Graphe qui représente la fonction radiale en utilisant les vraies dimensions de la source.

D'après la définition de la fonction  $g(r)$  dans le paragraphe « IV.2.4 », la fonction radiale représente un rendement en profondeur, ce qui est prouvé dans les résultats obtenus par notre programme de simulation.

### IV.3.3. La fonction d'anisotropie $F(r, \theta)$

La fonction  $F(r, \theta)$  est calculée à partir d'une matrice. Nous avons lancé le calcul de la distribution de dose tout au tour de la source. Le résultat sera obtenu sous forme d'une matrice qui représente la distribution de dose représentée dans la figure suivante :

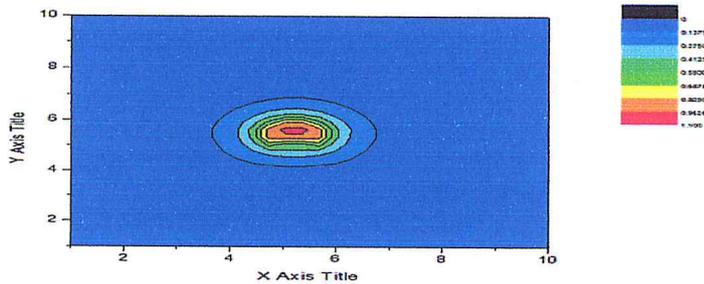


Fig. IV.5. La représentation en 2D de la distribution de dose obtenue dans la simulation Monte-Carlo.

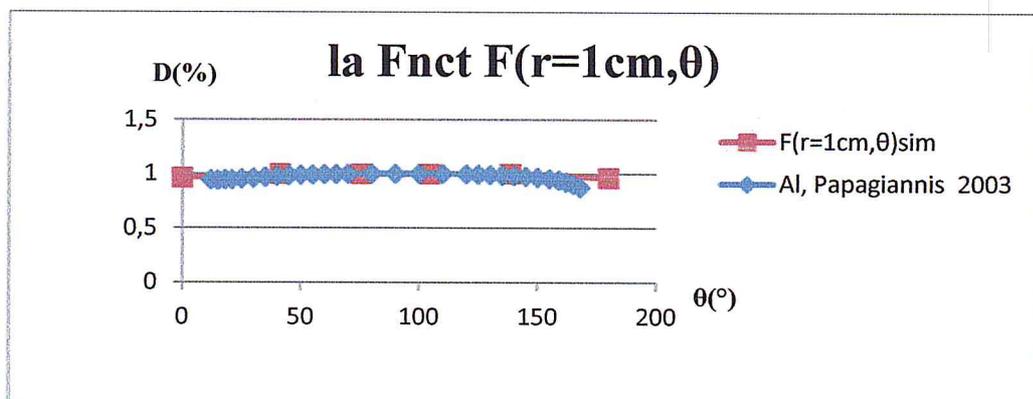
Nous remarquons que la distribution de dose obtenue tout autour de la source par notre programme de simulation qui est représentée dans cette figure est bien homogène.

Pour l'obtention des graphes de la fonction d'anisotropie, nous allons démarrer à partir de la matrice obtenue en passant de la dose en coordonnées cartésiennes vers la dose en coordonnées polaires en utilisant les deux équations suivantes :

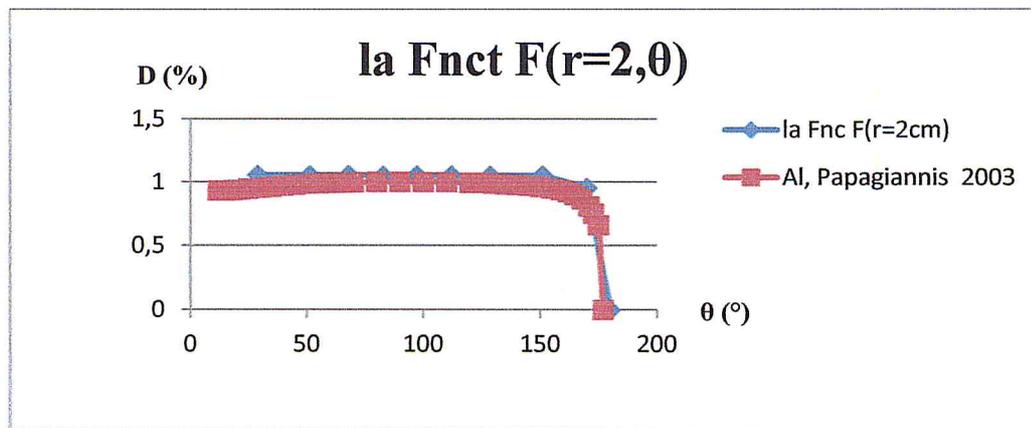
$$\begin{cases} Y = r * \sin \theta \\ Z = r * \cos \theta \end{cases}$$

Avec :  $r$  comme rayon et  $\theta$  l'angle.

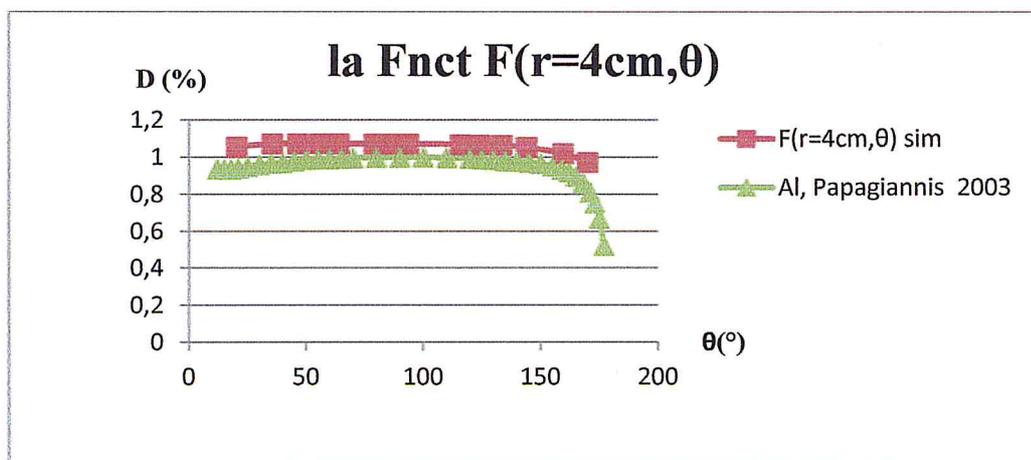
Les résultats obtenus sont représentés dans les graphes suivants. On trouve aussi les graphes de la littérature en parallèle pour réaliser une comparaison en même temps :



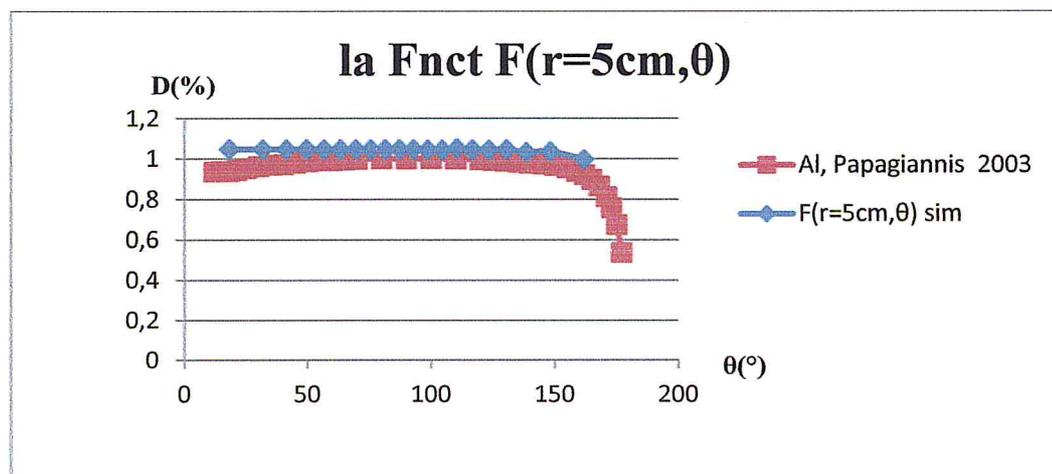
Graphe IV.3. Graphe qui représente la fonction d'anisotropie à  $r=1$  cm.



**Graphe IV.4.** Graphe qui représente la fonction d'anisotropie à  $r=2$  cm.



**Graphe IV.5.** Graphe qui représente la fonction d'anisotropie à  $r=4$  cm.



**Graphe IV.6.** Graphe qui représente la fonction d'anisotropie à  $r=5$  cm.

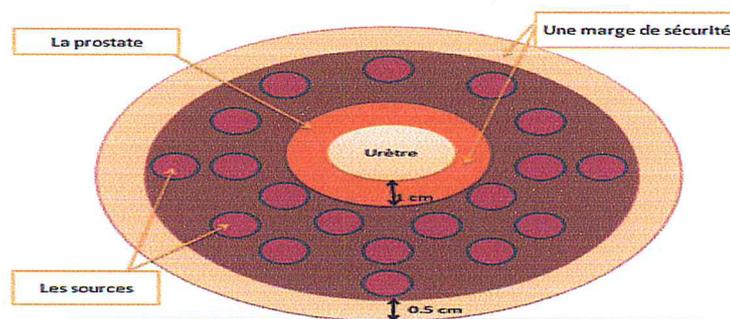
Les résultats de la fonction  $F(r,\theta)$  obtenus par notre programme de simulation Monte Carlo par le code GATE sont bien compatibles avec ceux trouvés par al et Papagiannis en 2003.

A des conditions de mesures identiques à celles de l'étude littérature réalisées par al et Papagiannis en 2003, concernant la géométrie de la source, la détection utilisée et le milieu où nous avons réalisé les mesures, nous avons trouvé des résultats compatibles ce qui nous permet de valider notre programme et d'utiliser les résultats des paramètres de TG-43 trouvés par notre simulation dans la réalisation de la curiethérapie HDR. Donc nous confirmerons que la déclaration de la source dans le programme de simulation MC est juste.

#### IV.4. La réalisation de la curiethérapie

Après avoir caractérisé notre source en calculant les différents paramètres du TG-43, nous avons essayé de trouver une implantation qui couvre la prostate le maximum possible avec des conditions bien précises : la distance entre les sources et l'urètre est de 1 cm partout, une marge de sécurité à l'extérieur de la prostate d'environ 0.5 cm, et d'avoir une distance minimale de 0.5 cm entre chaque source. Et pour assurer cette dernière, nous allons utiliser une grille qui a pour rôle principal l'assurance des coordonnées de la source (comme elle est subdivisée à des petites carreaux de 0.5 cm). Le nombre de sources qu'on pourra atteindre est de l'ordre de 15 jusqu'aux 20 sources.

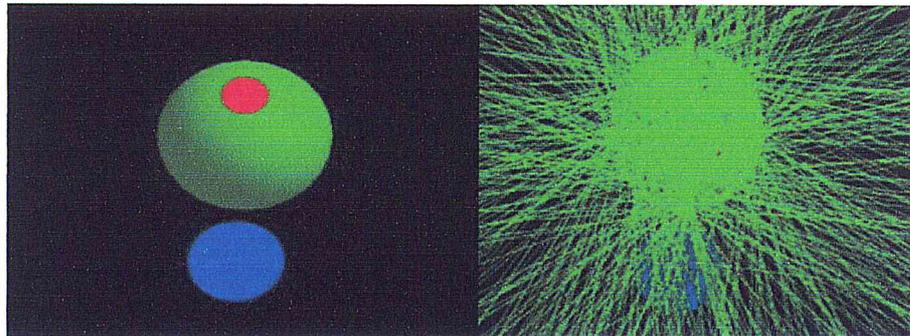
Dans notre cas et après avoir respecté toutes les règles qui sont citées, nous avons eu notre propre implantation avec 19 sources représentées dans le schéma qui suit :



*Fig.IV.6. Coupe axiale de l'implantation des sources de Co-60 dans la prostate.*

#### IV.5. Réalisation de la curiethérapie sur fantôme

Nous avons réalisé l'implantation précédente dans un fantôme ou nous avons créé une sphère qui représente le volume prostatique avec un diamètre de 4.46 cm, un cylindre qui représente l'urètre et un autre pour la représentation du rectum avec les mêmes composantes du tissu en terme de déclaration des matériels.



*Fig.IV.7. Représentation de la curie HDR dans le fantôme par programme de simulation Monte Carlo avec le code GATE.*

## V.1. Discussions des résultats

### V.1.1.1. Discussion des résultats de la RTC à 3D

L'objectif d'une démarche conformationnelle est la couverture optimale du volume cible associée à une épargne maximale des tissus sains. Un autre objectif peut être l'augmentation maximale de la dose au volume cible.

L'avènement des Histogrammes Dose-Volume a permis de mieux étudier la relation entre la dose reçue par un volume d'organe sain et la probabilité de survenue d'une complication. Une meilleure approche de l'évaluation d'un plan de traitement par radiothérapie conformationnelle consiste à utiliser une seule dose sur la courbe HDV (contraintes en jaune sur le tableau). C'est à dire pour un organe à risque, une dose appelée dose de tolérance peut être définie. Il s'agit d'une dose considérée comme significative en termes de probabilité de complication lorsqu'on l'applique à un volume donné. Ainsi, le volume de l'organe considéré qui reçoit cette dose doit être minimisé pour rester en dessous d'une valeur seuil défini. Les contraintes de dose pour les organes à risque sont portées dans le tableau ci-dessous :

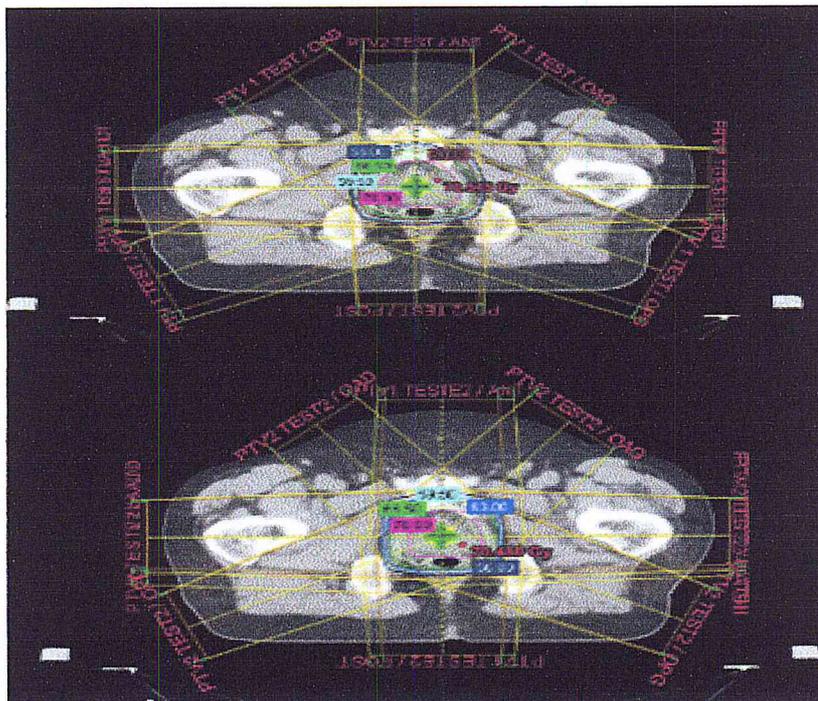
Les organes	Les contraintes
La paroi rectale	$V_{55} \leq 50\%$ $V_{60} \leq 50\%$ $V_{65} \leq 40\%$ $V_{70} \leq 25\%$ $V_{74} \leq 5\%$
La paroi vésicale	$V_{45} \leq 35\%$ $V_{55} \leq 50\%$ $V_{60} \leq 50\%$ $V_{65} \leq 35\%$ $V_{70} \leq 25\%$ $D_{\max} \leq 60-65 \text{ Gy}$
Les têtes fémorales	$V_{55} \leq 0\%$ $V_{50} \leq 10\%$ $V_{45} \leq 60\%$ $V_{35} \leq 10\%$ $V_{30} \leq 15\%$

*Tab.V.1. Les contraintes de dose pour les deux parois vésicale et rectale et les têtes fémorales.*



Selon les HDVs des deux balistiques étudiées dans le chapitre III , il apparait que les deux plans de traitement assurent une couverture satisfaisante et équivalente des deux PTVs (Le volume englobé par l'isodose 95% est important pour les deux balistiques), et avec un respect des contraintes de dose pour les organes à risque dont les contraintes de dose au PTV et aux organes à risque sont les suivantes :

- Le PTV 1 a reçu entre environ 95 et 107 % de la dose prescrite  $\Leftrightarrow$  entre **67.7 Gy** et **70.4 Gy** pour la première balistique et entre **68.2 Gy** et **70.3 Gy** pour la deuxième balistique.
- Le PTV 2 a reçu entre **69.8 Gy** et **70.4 Gy** pour la première balistique et entre **69.8 Gy** et **70.3 Gy** pour la deuxième balistique.
- La paroi rectale,  $V_{60} \leq 50\%$  : **60 Gy** couvre **31.96 %** du volume de celle-ci par la première balistique et **29.83 %** par la deuxième.
- La paroi vésicale,  $V_{60} \leq 50\%$  : **60 Gy** couvre **16.38 %** du volume de celle-ci par la première balistique et **18.49 %** par la deuxième.
- Les têtes fémorales,  $V_{45} \leq 60\%$  : **60 %** du volume ne reçoivent aucune dose pour les deux balistiques.



*Fig.V.1. Couverture des PTV 1 et 2 par différentes courbes d'isodose (en Gy) la première balistique en haut et la deuxième en bas.*

Le choix du meilleur plan à l'aide des HDV peut être simple quand il y a un avantage manifeste en termes de surface sous la courbe d'un HDV par rapport à l'autre.

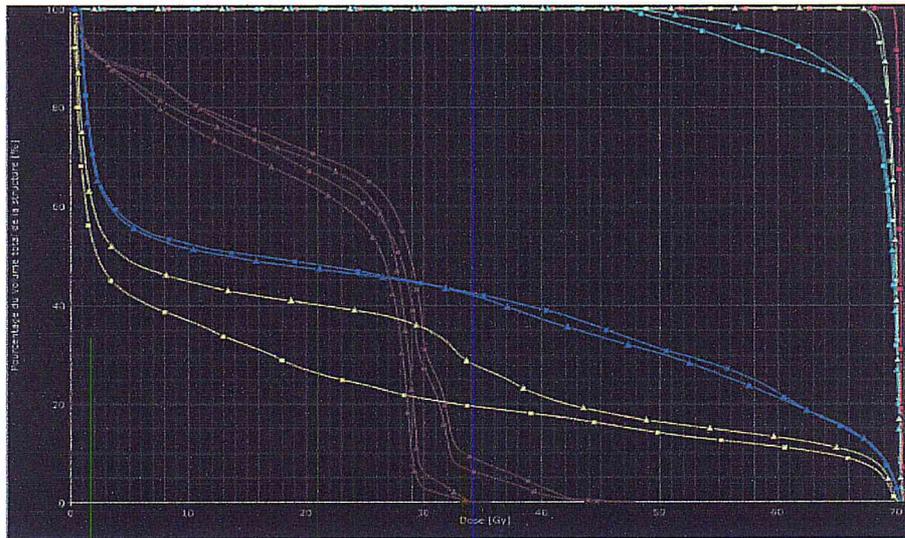


Fig.V.2. Superposition des HDV des deux balistiques : le ■ représente la première balistique et le ▲ représente la deuxième balistique.

Superposons les deux HDVs, on remarque que les deux balistiques produisent une distribution de dose presque identique dans le volume cible (PTV1 et PTV 2) par contre la deuxième présente un HDV, pour les organes critiques, complètement en dessous de l'autre surtout pour les têtes fémorales et la paroi rectale. Ceci est bien démontré sur la figure suivante :

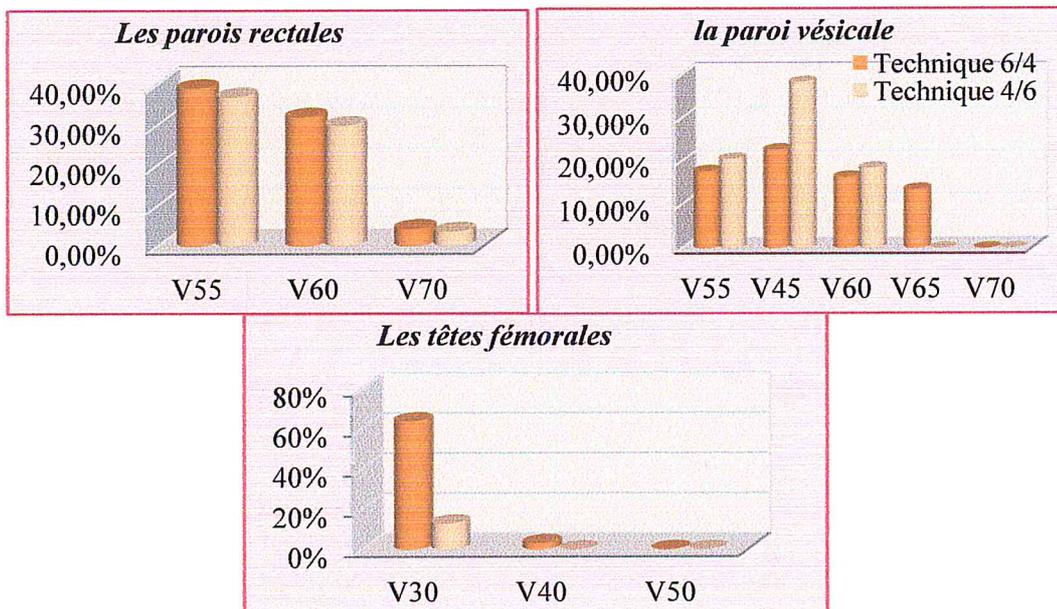


Fig.V.3. Comparaison des doses reçues par les organes à risque pour les deux techniques d'irradiation.



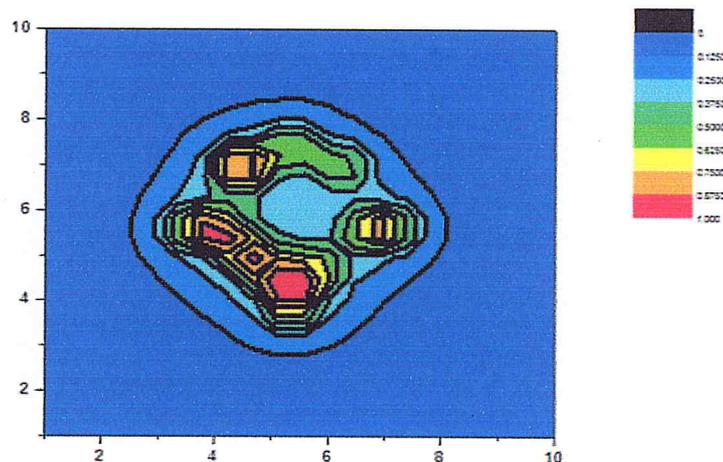
### V.1.1.2. Conclusion de la comparaison des deux balistiques de traitement de la RTCà3D

Notre étude confirme que la radiothérapie conformationnelle de la prostate permet une bonne couverture des volumes cibles tout en respectant les doses de tolérance pour les organes critiques ; et que l'histogramme dose volume aide bien au choix et à la décision d'acceptation d'une balistique d'irradiation. Donc la meilleure balistique pour le traitement était la deuxième car elle respectait mieux les contraintes de dose surtout pour le rectum et les têtes fémorales.

D'où nous allons utiliser la deuxième balistique dans la comparaison entre la RTC à 3D et la curie HDR.

### V.1.2. Discussion des résultats de la curiethérapie HDR

Après avoir terminé l'implantation des sources dans le fantôme, nous avons lancé le calcul de la distribution de dose et nous avons trouvé le résultat suivant :

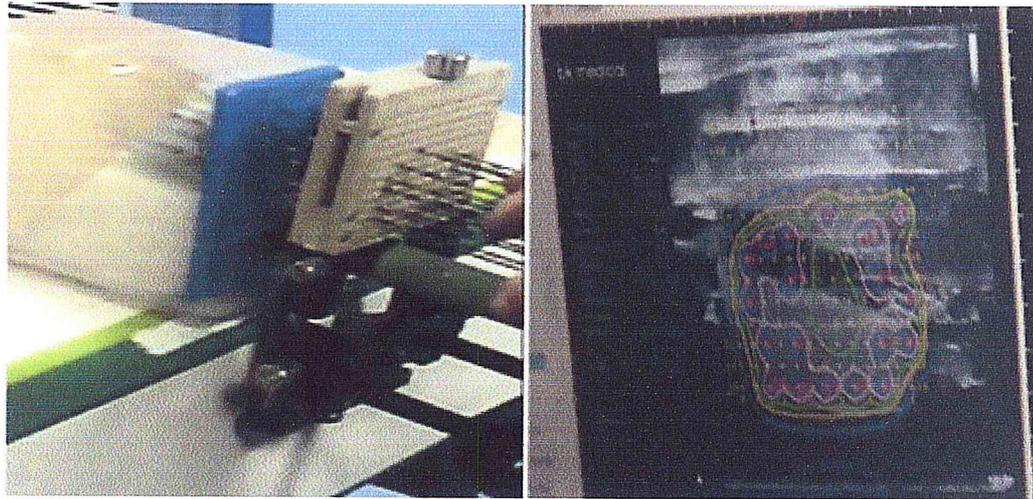


*Fig.V.4. Résultats de la distribution de la dose dans la coupe centrale obtenus par la simulation Monte Carlo par code GATE dans un fantôme.*

Nous remarquons que la distribution de dose obtenue couvre bien notre volume cible et pour qu'on puisse valider notre distribution de dose, nous avons assisté à une curiethérapie HDR de la prostate sur un patient virtuel qui est représenté par un fantôme. La curie a été réalisée au sein du centre de



radiothérapie Oncologie de Ouled yaich par le professeur Stefan Guerif du CHU de Poitiers.



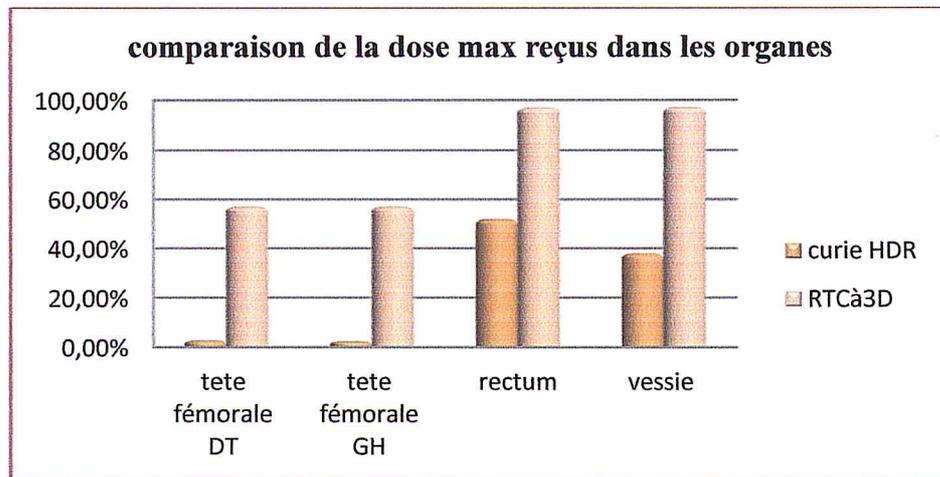
*Fig.V.5. Photo qui montre la réalisation de la curie HDR dans un fantôme à gauche et la distribution de dose obtenue à droite.*

Nous remarquons que nous avons eu la même forme de distribution de dose avec une toute petite différence qui est due à la différence des données du patient à simuler : les dimensions des organes dans le fantôme.

## **V.2.la réalisation de la comparaison**

Cette étape consiste à réaliser une comparaison entre le résultat de la deuxième balistique de la RTC à 3D et la curiethérapie HDR en termes de dose maximale reçue par les organes à risque.

Le résultat de cette comparaison est représenté dans le graphe suivant :



*Fig.V.6. Représentation de la comparaison entre les deux techniques de traitement.*

Pour la comparaison des deux techniques nous allons prendre organe par organe :

**Têtes fémorales :** pour la technique de la RTC à 3D la dose max reçue est importante de l'ordre de **55%** de la dose totale, par contre dans la deuxième technique qui est la curiethérapie HDR la dose max est de l'ordre de **3%** de la dose totale. Ce qui nous permet de favoriser la curiethérapie HDR par rapport à la RTCà3D dans la préservation des têtes fémorales.

**Le rectum :** le rectum est un organe très proche de la prostate donc le choix de la technique adéquate est principalement basé sur la dose max reçue par le rectum dont **95 %** de la dose touche le rectum au cas de traitement par RTC à 3D par contre la dose max qui le touche dans le cas de la curiethérapie HDR est de l'ordre de **52 %** de la dose totale. Ce qui est presque la moitié de la dose reçue dans la première technique.

**La vessie :** c'est un organe qui n'est pas moins important pour le choix de la meilleure technique de traitement. La dose qu'elle a atteint par curiethérapie HDR qui est **38%**, ce qui représente un quart (**1/4**) de la dose max reçue par RTCà3D qui est de l'ordre de **96 %**.

### **V.3. Conclusion de la comparaison**

Le résultat de la comparaison nous montre sans aucun doute que la technique de la curiethérapie HDR dans le cas du traitement de cancer de la prostate est plus favorable que la RTC à 3D. Le dépôt local de la dose dans le cas de la curiethérapie HDR nous permet une très bonne préservation des têtes fémorales ce qui réduit le nombre des patients qui souffrent des handicaps moteur à cause des doses élevées reçues par la RTC à 3D. Dans notre cas, le plan de traitement par RTC à 3D n'a pas dépassé les limites de dose donc les têtes fémorales sont préservées, mais en les comparant avec la curiethérapie HDR où les résultats obtenus sont vraiment très satisfaisants il est donc indispensable d'adopter cette dernière.

Pour le rectum et la vessie ils sont préservés à leur tour, c'est vrai qu'ils reçoivent une certaine dose mais elle n'est pas aussi importante que celle reçue par RTC à 3D. L'unique et la principale cause qui les laissent recevoir cette quantité de dose est la localisation de ces deux organes par rapport à la prostate.

Le cancer de la prostate est une pathologie qui est très difficile à cause de l'anatomie du pelvis où se trouve la prostate. Le choix d'une technique de traitement se fait principalement en termes de préservation des organes avoisinants. Nous avons prouvé que la curiethérapie HDR est la meilleure technique pour le traitement de ce genre de cancer. Ça ne veut pas dire que la RTCà3D ne donne pas de bons résultats mais dans la technique de la curie HDR les organes sont bien préservés.

Nous espérons que le CAC de Blida tient compte de l'étude qu'on a réalisée pour la localisation du cancer de la prostate si un jour, ils auront la possibilité d'intégrer ce genre de traitement dans leur établissement. C'est vrai que la curiethérapie HDR est un traitement qui est très coûteux mais le bon choix de la source comme notre étude le montre nous permet d'utiliser les sources radioactives pour une longue durée ( presque 5ans ). Le résultat qui a été trouvé est vraiment motivant pour penser très sérieusement d'adapter ce genre de technique.

Pour la réalisation de curiethérapie HDR, le déroulement se fait en mode live (le plan de traitement et l'implantation se fait en même temps), donc le choix de nombre et de l'emplacement des sources se fait d'une façon directe sur le patient. Nous proposons de prendre en considération le programme qu'on a réalisé à l'aide de la simulation Monte-Carlo avec code GATE après l'avoir développé. En prenant juste les dimensions de la prostate du patient et ainsi on peut estimer le plan d'implantation, le nombre de source et avoir une distribution avant d'entamer la curiethérapie HDR sur le patient. Cette proposition nous permet de gagner du temps et de soulager le patient (car la réalisation de la curiethérapie HDR dans cette localisation est très dure).

Entre temps, pour améliorer les plans de traitement dans le cas où la curiethérapie HDR n'est pas disponible il faut toujours avoir tendance à modifier les balistiques et de ne pas être guidé par la même balistique fixe car chaque patient a sa propre anatomie et l'étude nous a bien montré qu'une simple permutation dans la balistique nous a amélioré le résultat obtenu par RTCà3D.

## *Références*

- [1]: Comprendre La Radiothérapie - Inca – Boulogne-Billancourt – Octobre 2009
- [2]: Ce Qu'il Faut Savoir Sur La Radiothérapie - Un Guide Pour La Personne En Traitement De Radiothérapie - LES GUIDES DE LA FONDATION QUÉBÉCOISE DU CANCER - Lorraine Portelance – 2006
- [3]: La Radiothérapie Après Un Siècle D'évolution, Des Nouveaux Traitements « Sculptés » A La Forme De La Tumeur, Institut Curie, Conférence De Presse Du 6 Octobre 2003
- [4]: <http://www.irsn.fr/FR/connaissances/Sante/applications-medicales/radiotherapie/radiotherapie-generalites/Pages/1-principes-radiotherapie.aspx#.VTclMmJ5N1U>
- [5]: Comprendre Le Cancer De La Prostate- Institut National Du Cancer - Janvier 2005
- [6]: <http://www.e-cancer.fr/cancerinfo/les-cancers/cancers-de-la-prostate/la-classification-des-cancers-de-la-prostate>
- [7]: Evaluation De La Dose Déposée Par Des Faisceaux D'électron En Radiothérapie Dans Des Fantôme Voxélisés En Utilisant La Plateforme De Simulation Monte Carlo GATE Fondée Sur GEANT4 Dans Un Environnement De Grille – Yann PERROT – 8 Décembre 2011
- [8]: GATE User Guide – Opengate Collaboration – Version 5.0.0 – 10 June 2009
- [9]: Evolution Technologique En Radiothérapie Externe - DESS TBH - Myriam COULIBALY & Boris GEYNET - Année 2000 – 2001
- [10]: Radiation Oncology Physics : A Handbook For Teachers And Students – IAEA Jult 2005 – STI/PUB/1196

Vandoeuvre Les Nancy, France]

- [12] :** Recalage et planification du traitement en radiothérapie et protonthérapie - Jérôme Baussé - 7 octobre 2010
- [13] :** [www.Wikipédia.html/tomodensitométrie](http://www.Wikipédia.html/tomodensitométrie).
- [14] :** Varian, Planning Reference Guide For Eclipse Algorithms, Eclipse 6.5, 29 June 2005
- [15] :** Cours Curiothérapie Résident 2012/M.S.BALI
- [16] :** <http://fr.wikipedia.org>
- [17] :** Radiotherapy Physics GES-ESTRO Versus ICRU38 Dosimetry..
- [18] :** Les Traitements Du Cancer De La Prostate, Collection Guides Patients Cancer Info, Inca, Novembre 2010.
- [19] :** The physics of modern Brachytherapy for oncology - D.Baltas ; L.Sakelliou; N.Zamboglou -2007

## ANNEXES I : LA FONCTION RADIALE

Les valeurs de la fonction de dose radiale  $g(r)$  obtenue avec Gate pour la source de Co-60 HDR type 2 dans un fantôme à eau avec un détecteur de  $0.5 \text{ cm}^3$ .

<b>La distance radiale r (cm)</b>	<b>g (r)</b>	<b>La distance radiale r (cm)</b>	<b>g (r)</b>
1.5	0.999	8.5	0.741
1.75	0.958	8.75	0.708
2	0.996	9	0.702
2.25	0.984	9.25	0.691
2.5	1.014	9.5	0.682
2.75	0.983	9.75	0.668
3	1.011	10	0.663
3.25	1.000	10.25	0.654
3.5	0.999	10.5	0.655
3.75	0.963	10.75	0.653
4	0.9667	11	0.641
4.25	0.945	11.25	0.625
4.5	0.947	11.5	0.618
4.75	0.931	11.75	0.609
5	0.930	12	0.604
5.25	0.913	12.25	0.596
5.5	0.905	12.5	0.590
5.75	0.884	12.75	0.582
6	0.881	13	0.569
6.25	0.867	13.25	0.553
6.5	0.849	13.5	0.559
6.75	0.823	13.75	0.563
7	0.808	14	0.562
7.25	0.787	14.25	0.558
7.5	0.785	14.5	0.530
7.75	0.777	14.75	0.499
8	0.774	15	0.502
8.25	0.766		

## ANNEXE II : LA FONCTION D'ANISOTROPIE

Les valeurs de la fonction d'anisotropie  $F(r, \theta)$  obtenue avec Gate pour la source de Co-60 HDR type 2 dans un fantôme à eau avec un détecteur de  $0.5 \text{ cm}^3$ .

Z (cm)	-5.25	-4.75	-4.25	-3.75
Y (cm)				
-0.25	-1.05	-0.95	-0.85	-0.75
0.25	180	161.8	148.21	138.59
0.75	5.88E-06	7.42E-06	9.53E-06	1.25E-05
1.25	5.90E-06	7.44E-06	9.38E-06	1.25E-05
1.75	5.83E-06	7.27E-06	9.24E-06	1.21E-05
2.25	5.55E-06	6.84E-06	8.78E-06	1.11E-05
2.75	5.28E-06	6.47E-06	8.00E-06	1.00E-05
3.25	4.79E-06	5.95E-06	7.18E-06	8.87E-06
3.75	4.38E-06	5.31E-06	6.26E-06	7.61E-06
4.25	4.07E-06	4.64E-06	5.52E-06	6.52E-06
4.75	3.65E-06	4.18E-06	4.72E-06	5.54E-06
5.25	3.24E-06	3.60E-06	4.15E-06	4.82E-06
5.75	2.78E-06	3.17E-06	3.62E-06	4.04E-06
6.25	2.48E-06	2.85E-06	3.10E-06	3.54E-06

Z (cm)	-3.25	-2.75	-2.25	-1.75
Y (cm)				
-0.25	-0.65	-0.55	-0.45	-0.35
0.25	130.54	123.36	116.74	110.48
0.75	1.69E-05	2.37E-05	3.54E-05	5.67E-05
1.25	1.69E-05	2.40E-05	3.53E-05	5.68E-05
1.75	1.62E-05	2.22E-05	3.23E-05	4.92E-05
2.25	1.48E-05	1.95E-05	2.72E-05	3.82E-05
2.75	1.29E-05	1.68E-05	2.20E-05	2.89E-05
3.25	1.11E-05	1.39E-05	1.74E-05	2.14E-05
3.75	9.20E-06	1.12E-05	1.37E-05	1.61E-05
4.25	7.82E-06	9.23E-06	1.07E-05	1.24E-05
4.75	6.45E-06	7.49E-06	8.57E-06	9.57E-06
5.25	5.44E-06	6.26E-06	6.82E-06	7.51E-06
5.75	4.50E-06	5.08E-06	5.52E-06	6.05E-06
6.25	3.82E-06	4.28E-06	4.54E-06	4.86E-06

<b>Z (cm)</b> <b>Y (cm)</b>	<b>-1.25</b>	<b>-0.75</b>	<b>-0.25</b>	<b>0.25</b>
<b>-0.25</b>	-0.25	-0.15	-0.05	0.05
<b>0.25</b>	104.47	98.62	92.865	87.13
<b>0.75</b>	9.98E-05	1.9432E-4	2.0396 E-4	2.0388 E-4
<b>1.25</b>	9.99E-05	1.9415 E-4	2.1827 E-4	2.1823 E-4
<b>1.75</b>	7.85E-05	1.3209 E-4	1.8199 E-4	1.8187 E-4
<b>2.25</b>	5.57E-05	7.73E-05	9.69E-05	9.69E-05
<b>2.75</b>	3.74E-05	4.74E-05	5.41E-05	5.40E-05
<b>3.25</b>	2.63E-05	3.07E-05	3.33E-05	3.35E-05
<b>3.75</b>	1.88E-05	2.10E-05	2.24E-05	2.21E-05
<b>4.25</b>	1.40E-05	1.52E-05	1.59E-05	1.61E-05
<b>4.75</b>	1.05E-05	1.12E-05	1.16E-05	1.17E-05
<b>5.25</b>	8.19E-06	8.75E-06	8.88E-06	8.83E-06
<b>5.75</b>	6.45E-06	6.65E-06	6.81E-06	6.89E-06
<b>6.25</b>	5.16E-06	5.31E-06	5.53E-06	5.49E-06

<b>Z (cm)</b> <b>Y (cm)</b>	<b>0.75</b>	<b>1.25</b>	<b>1.75</b>	<b>2.25</b>
<b>-0.25</b>	0.15	0.25	0.35	0.45
<b>0.25</b>	81.37	75.52	69.51	63.25
<b>0.75</b>	1.9402 E-4	9.97E-05	5.65E-05	3.55E-05
<b>1.25</b>	1.9397 E-4	9.97E-05	5.69E-05	3.56E-05
<b>1.75</b>	1.3189 E-4	7.86E-05	4.88E-05	3.20E-05
<b>2.25</b>	7.68E-05	5.58E-05	3.83E-05	2.73E-05
<b>2.75</b>	4.67E-05	3.77E-05	2.90E-05	2.20E-05
<b>3.25</b>	3.09E-05	2.62E-05	2.14E-05	1.74E-05
<b>3.75</b>	2.10E-05	1.89E-05	1.64E-05	1.37E-05
<b>4.25</b>	1.53E-05	1.40E-05	1.23E-05	1.07E-05
<b>4.75</b>	1.10E-05	1.03E-05	9.56E-06	8.42E-06
<b>5.25</b>	8.52E-06	8.09E-06	7.57E-06	6.80E-06
<b>5.75</b>	6.79E-06	6.49E-06	6.00E-06	5.61E-06
<b>6.25</b>	5.50E-06	5.10E-06	4.88E-06	4.69E-06

Z (cm)	2.75	3.25	3.75	4.25	4.75
-0.25	0.55	0.65	0.75	0.85	0.95
0.25	56.63	49.45	41.4	31.78	18.19
0.75	2.36E-05	1.70E-05	1.26E-05	9.55E-06	7.42E-06
1.25	2.36E-05	1.70E-05	1.25E-05	9.51E-06	7.34E-06
1.75	2.21E-05	1.61E-05	1.20E-05	9.16E-06	7.11E-06
2.25	1.98E-05	1.48E-05	1.12E-05	8.69E-06	6.96E-06
2.75	1.68E-05	1.28E-05	1.02E-05	7.92E-06	6.40E-06
3.25	1.39E-05	1.11E-05	8.88E-06	7.21E-06	5.86E-06
3.75	1.12E-05	9.39E-06	7.79E-06	6.29E-06	5.26E-06
4.25	9.19E-06	7.85E-06	6.52E-06	5.49E-06	4.69E-06
4.75	7.40E-06	6.40E-06	5.65E-06	4.80E-06	4.17E-06
5.25	6.19E-06	5.57E-06	4.84E-06	4.17E-06	3.64E-06
5.75	5.01E-06	4.66E-06	4.14E-06	3.66E-06	3.18E-06
6.25	4.28E-06	3.86E-06	3.44E-06	3.17E-06	2.74E-06

La valeur de la fonction d'anisotropie  $F(r, \theta)$  obtenue par simulation MC avec Gate pour la source de Co-60 HDR type 2 à  $r = 4\text{cm}$ .

L'angle polaire $\theta$ (°)	F (r, $\theta$ )
20.36	1.055
35.65	1.072
46.56	1.072
55.77	1.073
64.055	1.072
79.19	1.071
86.41	1.070
93.58	1.071
115.94	1.068
124.22	1.066
133.43	1.065
144.09	1.053
159.63	1.020
170	0.977
180	0.973