

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de physique

Mémoire Présenté par :

GUELLAZ MOHAND AMEZIANE

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : science de la matière

Filière : physique

Spécialité : physique médicale

Option : Radiothérapie

Etude dosimétrique et comparative de cinq balistiques dans les cancers localisés de la prostate

Soutenue le : juillet 2010, devant le jury composé de :

M. M.BENTAIBA	professeur à USD Blida	Président du jury
M. R. KHELIFI	maitre de conférences	Examineur
M. B. HOCINI	maitre assistant	Examineur
M. S. KHOUDRI	attaché de recherche	Rapporteur

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur le Professeur **Mustapha bentaiba**, pour m'avoir offert une seconde chance. Je le remercie pour l'aide qu'il m'a apporté tout au long de ces années.

Je remercie Monsieur **saad khoudri** physicien médical au CAC (Blida) pour avoir encadré et dirigé ce travail, pour sa confiance qu'il m'a accordée.

Je tiens également à remercier tous mes enseignants, qui ont toujours été pour moi une source d'enrichissement, pour leur disponibilité, leur gentillesse.

Je remercie aussi tous mes amis, pour leurs soutiens, leurs encouragements et leur disponibilité.

Je remercie mes parents d'avoir constamment cru en moi et de m'avoir donné les moyens d'accomplir ce travail. Merci à tous.

ملخص

الهدف من التداوي بالأشعة الخارجية هو تعقيم الورم بإعطائه جرعة عالية و متجانسة و يكون هذا بالحفاظ على الأعضاء السليمة. علاج سرطان البروستات بالأشعة الخارجية البنيوية تتطلب عدة اشعة للحفاظ على الأعضاء السليمة. في هذه الدراسة قمنا بالمقارنة الاحصائية لخمس طرق اشعاعية قمنا بتطبيقها على تسع مرضى لجرعة كلية تقدر ب 74 Gy من أجل الحصول على أفضل طريقة علاج.

Résumé

L'objectif de la radiothérapie est de stériliser la tumeur en lui délivrant une dose homogène et maximale tout en respectant les contraintes aux organes à risque. Le traitement du cancer de la prostate par la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle nécessite une irradiation à multiple faisceaux pour préserver les organes à risque voisins. Notre travail consiste à étudier et à comparer statistiquement la dosimétrie des cinq balistiques réalisées pour neuf patients, avec une dose totale de 74 Gy, pour choisir ensuite une balistique qui optimise mieux le traitement.

Mots-clefs

Radiothérapie conformationnelle 3D, balistique, dosimétrie, organes à risque.

Abstract

The objective of the radiotherapy is to sterilize the tumor by delivering a homogeneous and maximal dose all in respecting the constraints with the organs at risk. The treatments of the prostate cancer by conformationnelle radiotherapy require an irradiation with multiple beams to preserve the organs at risk. Our work consists to study and compare statistically the dosimetry of five ballistics realized for nine patients, with a total dose of 74Gy, to then choose a ballistic which optimize the treatment best.

Keywords

Conformationnelle 3D radiotherapy, ballistic, dosimetry, organ at risk.

Table des matières :

1 Introduction.....	7
2 Généralités	9
2.1 Définitions de base	9
2.2 Anisotropic Analytical Algorithm	16
2.2.1 Description de l'algorithme	16
2.2.2 Evolution de l'algorithme	17
2.2.3 Modélisation du faisceau avec le modèle multi-source.....	17
2.2.3.1 Modélisation de la source primaire.....	18
2.2.3.2 Modélisation de la source secondaire.....	19
2.2.3.3 Modélisation des électrons de contamination.....	19
2.2.3.4 Modélisation de la diffusion dans le patient.....	19
2.2.3.5 Calcul de la dose totale et d'unités moniteur	20
3 Passage de la technique conventionnelle 2D vers la technique conformationnelle 3D	20
3.1 Définition.....	20
3.2 La radiothérapie conventionnelle 2D	21
3.2.1 Approche conventionnelle de la radiothérapie	21
3.2.2 Simulation classique (approche standard)	21
3.3 La radiothérapie conformationnelle 3D	22
3.3.1 Définition	22
3.3.2 Evidence clinique de la RTC-3D	23
3.3.3 Approche conformationnelle de la radiothérapie	23
3.3.4 Exécution clinique de la RTC-3D	24
3.3.4.1 Immobilisation et positionnement du patient	24
3.3.4.2 Acquisition des images et localisation de la cible	24
3.3.4.3 Segmentation des structures	25
3.3.4.3.1 Délimitation des volumes	25
3.3.4.3.2 Volume tumoral macroscopique (GTV)	26
3.3.4.3.3 Volume cible clinique (CTV)	26
3.3.4.3.4 Volume cible interne (ITV)	27
3.3.4.3.5 Volume cible planifié (PTV)	27
3.3.4.3.6 Organes à risque (OAR)	27
3.3.4.4 Planification du traitement en RTC-3D.....	27
3.3.4.4.1 Processus de planification du traitement	27
3.3.4.4.2 Dispositifs géométriques	27

3.3.4.4.3	Modèle de calcul de dose	28
3.3.4.4.4	Transfert de données à la machine de traitement	28
3.3.4.4.5	Vérification de la position et traitement	28
3.4	Comparaison des techniques conventionnelle et conformationnelle.....	29
4	Les appareils de traitement	31
4.1	L'accélérateur linéaire	31
4.1.1	Description générale	31
4.1.2	Structure et fonctionnement d'un accélérateur	32
4.1.2.1	La structure	32
4.1.2.2	Le fonctionnement	32
4.1.2.2.1	Le modulateur	32
4.1.2.2.2	Le canon à électrons	33
4.1.2.2.3	Le générateur d'onde électromagnétique	33
4.1.2.2.4	La section accélératrice	33
4.1.2.2.5	Principe de production des photons	33
4.2	Le scanner	34
5	Partie expérimentale	36
5.1	Patients et méthode	36
5.1.1	Données patient	36
5.1.2	Le système de planification de traitement (TPS)	37
5.1.3	Déroulement de la planification	37
5.1.4	Les différentes balistiques	39
5.2	Les résultats	42
5.3	Discussion	48
5.3.1	Comparaison de la dose reçue par la paroi rectale	49
5.3.2	Comparaison de la dose reçue par la paroi vésicale	50
5.3.3	Comparaison de la dose reçue par les têtes fémorales	52
5.3.4	Analyse des résultats	53
	Conclusion.....	54
	Références bibliographiques	55

1 Introduction

Il ya un peu plus d'un siècle, en novembre 1895 Wilhelm Conrad Röntgen découvrait les rayons X, quelques mois plus tard en mars 1896, Henri Becquerel découvrit pour la première fois la radioactivité. L'utilisation des rayonnements ionisants est devenue de plus en plus fréquente et diversifiée depuis quelques dizaines d'années, domaine très réservé avant la seconde guerre mondiale. Les rayonnements sont utilisés aujourd'hui dans de nombreux secteurs du monde médical, industriel, militaire et de la recherche scientifique. Dans son histoire, la radiothérapie a connu de nombreuses évolutions car elle s'est toujours enrichie des avancées scientifiques relevant de la physique théorique, de la médecine, des sciences de l'ingénierie et maintenant de l'informatique.

Quelque soit le type d'application, il est utile de mesurer l'énergie déposée par unité de masse lors de l'interaction des rayonnements ionisants avec le milieu. La grandeur caractérisant ce concept s'appelle la dose absorbée et s'exprime en Gray (Gy). La dosimétrie peut être utilisée afin d'étalonner et contrôler les appareils de traitement en radiothérapie externe, d'évaluer les niveaux d'exposition reçue.

Le cancer, l'une des principales causes de mortalité prématurée, reste un enjeu de santé publique fort, un enjeu humain, social et économique. En Algérie, plusieurs centres anti cancer sont en état de construction pour lutter contre cette maladie. La radiothérapie occupe une place importante dans l'arsenal thérapeutique en oncologie, elle possède un pouvoir curatif en cancérologie dans plusieurs localisations dont le sein, la prostate, le rectum, les cancers ORL et gynécologiques. Le but de la radiothérapie est de délivrer la dose la plus élevée possible au volume tumoral tout en épargnant au maximum les tissus sains voisins au moyen de techniques balistiques adéquates. L'escalade de dose a permis d'obtenir le meilleur taux de contrôle tumoral. La technique la plus utilisée aujourd'hui est la radiothérapie conformationnelle 3D, il s'agit d'adapter la forme du faisceau d'irradiation au volume tumoral en utilisant le collimateur multilames (MLC). Plusieurs faisceaux sont utilisés pendant la séance du traitement afin de mieux conformer la dose au

volume tumoral. La délimitation du volume cible ainsi que les organes à risque est réalisée par le radiothérapeute à partir d'images tomographiques.

Notre travail est réalisé au centre anti cancer de Blida, il consiste à étudier la dosimétrie des cinq balistiques différentes dans les cancers localisés de la prostate avec une dose totale de 74 Gy, cette étude est réalisée sur neuf patients, Puis de faire une comparaison statistique pour déterminer la balistique qui optimise mieux le traitement.

Ce travail se compose de quatre chapitres, dans le premier on a abordé des définitions de base et l'algorithme AAA utilisé par le TPS Eclipse, puis le passage de la radiothérapie conventionnelle vers la radiothérapie conformationnelle 3D dans le second chapitre. Le troisième est consacré aux appareils de traitements en particulier l'accélérateur linéaire et, le dernier chapitre c'est la partie expérimentale de ce travail qui a été réalisée au niveau du CAC de Blida, où nous avons exposé nos résultats.

2 GENERALITES

2.1 Définitions de base

- Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est réalisée par l'intermédiaire d'une source d'irradiation située en dehors du patient, Le but de l'irradiation est de détruire les cellules cancéreuses. Les appareils de traitement sont conçus pour délivrer un faisceau de radiations limités à la région cancéreuse visée. La source d'irradiation la plus connue est le cobalt, qui disparaît progressivement de l'arsenal radiothérapeute, au profit des accélérateurs de particules. Les accélérateurs utilisés en radiothérapie sont conçus pour produire un faisceau de rayonnement focalisé, en utilisant des collimateurs et des caches métallique qui déterminent la forme du faisceau. L'accélérateur est étalonné et contrôlé par les radiophysiciens. Le comportement des rayonnements dans les tissus est connu et la répartition de la dose d'irradiation dans l'organisme peut être modélisée informatiquement. A partir de ces données, il est possible de réaliser une simulation informatique, ou une étude dosimétrique pour déterminer un plan de traitement. Le patient est irradié conformément à ce plan, avec l'accélérateur équipé de tous les accessoires annexes nécessaires à l'optimisation des soins.

- Rayonnements ionisants

Un rayonnement ionisant est un rayonnement, neutre ou chargé, qui est capable d'ioniser la matière que ce soit directe, ou indirectement par l'intermédiaire d'un rayonnement secondaire. Le processus d'ionisation apparaît lorsque l'électron du milieu reçoit assez d'énergie pour lui permettre d'être arraché de son noyau.

Il est important de faire la distinction entre rayonnement directement ionisant et indirectement ionisant, les rayonnements directement ionisants sont composés de particules chargées qui participent directement au processus d'ionisation de la matière. Les rayonnements indirectement ionisants sont des particules neutres qui produisent des rayonnements ionisants après avoir interagi avec la matière selon des processus intermédiaires définis ci-après. Dans le domaine de la radiothérapie, les rayonnements indirectement ionisants sont principalement des photons et les neutrons.

- L'atténuation d'un faisceau de photon

L'atténuation d'un faisceau de photons dans un milieu est due à trois principales interactions. Ces différentes interactions sont l'effet photoélectrique, la création de paire et la diffusion Compton, on peut citer encore la diffusion Rayleigh et la photodésintégration, mais ces dernières sont minoritaires aux énergies utilisées en radiothérapie.

a. l'effet photoélectrique

Il s'agit du phénomène par lequel un photon incident d'énergie $E_0 = h\nu_0$ interagit avec un atome et éjecte un électron. Ainsi le photon incident est absorbé en transférant son énergie à l'électron de la couche i sous forme d'énergie cinétique $E = h\nu_0 - L_i$ ou L_i est l'énergie de liaison de l'électron de la couche i avant interaction avec le photon. La lacune laissée par l'électron dans la couche i sera ensuite remplie par un électron d'une couche périphérique en émettant un rayon X caractéristique de faible énergie. L'effet photoélectrique est prépondérant aux faibles énergies, tandis que sa section efficace croît rapidement avec le Z du milieu. Dans l'eau, ce phénomène est prépondérant pour les énergies de rayon X inférieures à 50 KeV [1].

b. L'effet Compton

L'effet Compton (ou la diffusion Compton) est un processus de diffusion d'un photon par un électron faiblement lié. Le photon incident interagit avec l'électron en lui cédant une partie de son énergie, ensuite les particules seront diffusés selon les angles θ et φ pour le photon et l'électron respectivement qui dépendent de l'énergie du photon incident [1].

Les relations suivantes décrivent la répartition des énergies entre le photon diffusé et l'électron. Soit E_1 l'énergie du photon incident, E_2 l'énergie du photon diffusé, T l'énergie de l'électron diffusé et $m_e C^2$ est l'énergie de l'électron au repos.

$$E_2 = E_1 \frac{1}{1 + \frac{E_1}{m_e C^2} (1 - \cos \theta)} \quad (1)$$

$$T = \frac{(1 - \cos \theta) \frac{E_1}{m_e C^2}}{1 + \frac{E_1}{m_e C^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2)$$

Avec m_e la masse de l'électron au repos, la diffusion Compton est prépondérante pour les photons de haute énergie (de 50 KeV à 20 MeV) dans des milieux de faible Z (numéro atomique) comme l'eau, dans le patient, essentiellement composé de molécules de faibles Z. La diffusion Compton est l'interaction dominante pour les énergies de rayons X utilisés en radiothérapie.

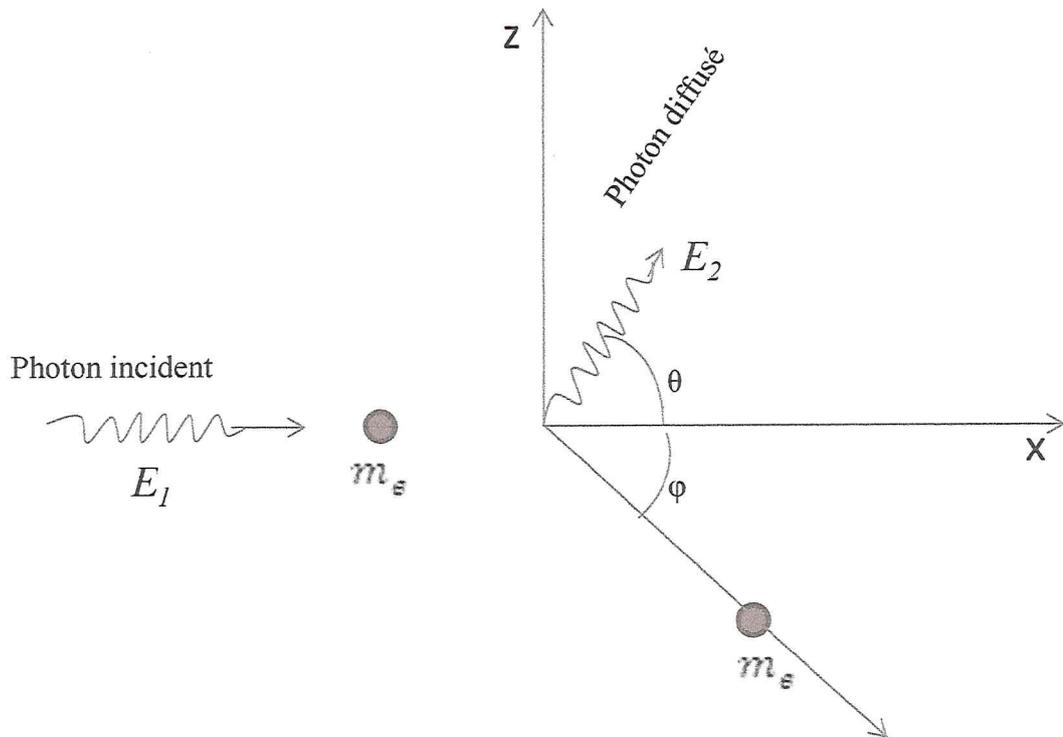


Figure 1 : Effet Compton

c. La création de paire

L'effet de création de paire ou matérialisation consiste en la création d'une paire électron-positron, lorsque le photon d'énergie E supérieure à 1.022 MeV pénètre dans le champ coulombien d'un noyau. Le photon disparaît et son énergie est utilisée pour créer la paire et communiquer de l'énergie cinétique à l'électron et le positron. Ce phénomène est prépondérant pour des hautes énergies de photons dans des milieux de Z élevé, dans l'eau la création de paire est dominante à partir de 20 MeV [1].

L'énergie cinétique de l'électron et du positron est donnée en MeV par :

$$T_{e^-} = T_{e^+} = \frac{E - 1,022}{2} \quad (3)$$

La figure ci-dessous montre l'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie du photon incident et du numéro atomique Z du milieu.

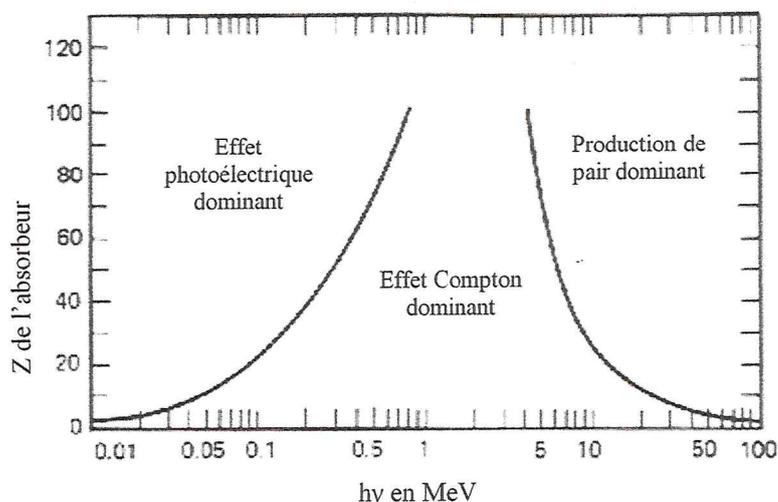


Figure 2 : Importance relative des trois types principaux de freinage de photons, en fonction de l'énergie des photons et du Z de l'absorbeur [2].

- Photon primaire

Le photon primaire est le photon produit par bremsstrahlung au niveau de la cible de l'accélérateur et qui n'interagit avec aucun élément diffusant avant d'atteindre le patient.

- Photon secondaire

C'est un photon créé à partir des éléments diffusants de la tête de l'accélérateur. Les photons secondaires sont produits soit par le bremsstrahlung des électrons secondaires, soit par l'effet Compton, soit par l'annihilation des positrons créés dans le milieu.

- Electrons secondaires

Les électrons secondaires ou électrons de contaminations sont produits par les trois principales interactions cités plus haut suite à l'interaction d'un photon avec le milieu ou avec les éléments de la tête de l'accélérateur. La contribution des électrons secondaires au calcul de la distribution de la dose dans le patient est non négligeable surtout à la peau, vu leur faible parcours.

- Exposition

L'exposition X est définie comme étant le quotient de dQ par dm dans l'air, où dQ étant la valeur absolue de la charge totale des ions de même signe dans l'air quand tous les électrons (+ ou -) libérés par des photons dans un élément de volume d'air de masse dm sont complètement arrêtés dans l'air [3].

$$X = dQ/dm \quad (4)$$

- Dose absorbée

La dose absorbée est l'énergie déposée dans le milieu, causée par excitations et ionisations ayant lieu le long des parcours des électrons. 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 [3] :

$$D = dE / dm \quad (5)$$

Elle est exprimée en Gray, 1 Gray = 1 Joule / 1 kg.

- Kerma

Le kerma K (kinetic energy released in matter) est le quotient de la somme des énergies cinétiques dE_{cin} initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume par la masse dm du milieu. Le kerma traduit le premier acte de transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires. Il s'applique quelque soit la nature du rayonnement indirectement ionisant [3].

$$K = \frac{dE_{cin}}{dm} \quad (6)$$

Dans le SI le kerma s'exprime en Gray, symbole Gy.

Le débit de kerma est le quotient de la variation du kerma pendant un intervalle de temps dt . Lorsque le milieu absorbant est l'air, on parle de kerma et de débit de kerma dans l'air.

- Fluence de photon

La fluence Φ est le nombre de photons dN traversant une sphère de section diamétrale da , elle s'exprime en m^{-2} .

$$\Phi = dN/da \quad (7)$$

- Fluence d'énergie

C'est l'énergie de tout les photons traversant une sphère de section diamétrale da , elle s'exprime en Joule par unité de surface [3].

$$\Psi = dE/da \quad (8)$$

- Equilibre 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 0 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 photon pénètre dans le milieu, il met en mouvement les électrons et la fluence de ces électrons sur des couches successives augmente progressivement, Le rapport des fluences des électrons et des 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.

- Pénombre et équilibre électronique latéral

La pénombre d'un faisceau est la zone située à la limite du faisceau d'irradiation, dans laquelle le débit de dose change rapidement en fonction de la distance par rapport à l'axe [4]. En pratique, la pénombre est déterminée dans un profil comme la largeur de zone de gradient passant de 20% à 80% de la dose normalisée à l'axe. Dans un milieu hétérogène, la densité peut influencer la pénombre d'un faisceau dans les tissus, suite à une augmentation de la zone de perte d'équilibre électronique

latéral à la limite du champ d'irradiation. En effet, le parcours des électrons dans un milieu de faible densité est supérieur à leur parcours dans l'eau, ce qui mène à un dépôt de la dose plus loin donc à un élargissement de la pénombre. Des simulations Monté Carlo ont montrés que la largeur de la pénombre est inversement proportionnelle à la densité du tissu.

- Coefficient d'atténuation linéaire

Lorsqu'un faisceau de photons traverse un milieu absorbeur d'épaisseur dx , le nombre de photons sortant du milieu diminue en raison de leurs interactions dans le milieu. La variation du nombre de photons est [4] :

$$dN = -\mu N dx \quad (9)$$

Où μ est le coefficient d'atténuation linéaire du milieu.

- Coefficient d'absorption d'énergie et de transfert d'énergie

Le coefficient de transfert d'énergie est défini par : $\mu_{tr} = \frac{E_{tr}}{h\nu} \mu$ où E_{tr} est l'énergie moyenne transférée aux particules chargées sous forme d'énergie cinétique.

Le coefficient d'absorption d'énergie est défini comme le produit du μ_{tr} et de $(1-g)$ où g est la fraction de l'énergie des particules secondaires chargées qui est perdue par bremsstrahlung dans le milieu [4].

$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1-g) \quad (10)$$

- Le système de planification du traitement

Le système de planification du traitement (TPS) est un ensemble d'outils informatique (hardware, software et algorithmes) qui sert à générer des distributions de dose de manière à maximiser la dose à la tumeur tout en préservant les organes à risques, avec des images CT (computed tomography) à fin de réaliser un plan de traitement. Le TPS utilisé par Varian est l'Eclipse qui intègre le nouvel algorithme AAA, qu'on définira plus tard dans ce travail.

- Courbe d'Isodose

Les courbes d'isodoses sont des lignes qui joignent des points de dose égale, elles offrent une représentation planaire de la distribution de dose et, montre

facilement le comportement d'un faisceau ou une combinaison des faisceaux avec les différents caches. Ces courbes d'isodoses peuvent être mesurées directement dans l'eau ou calculées à partir du rendement en profondeur (PDD) et de profil de faisceau.

- Assurance de qualité

L'assurance de qualité est l'ensemble des opérations prévues et systématiques permettant de garantir avec un niveau de confiance suffisant qu'une structure, un système ou un composant donnera des résultats satisfaisants en service. En radiothérapie, il s'agit de l'ensemble des protocoles qui permettent d'assurer la cohérence de la prescription médicale ainsi que son exécution en toute sécurité [5].

- Contrôle de qualité

Le contrôle de qualité est un ensemble d'opérations effectuées pour s'assurer de la bonne exécution du processus radiothérapeutique [5]. C'est l'une des fonctions essentielles du physicien médical au même titre que la planification du traitement.

2.2 Anisotropic Analytical Algorithm

2.2.1 Description de l'algorithme

L'algorithme AAA, est un algorithme de calcul de la dose de type convolution /superposition, développé par la firme varian pour l'intégrer dans son système de planification Eclipse. Il utilise des données dérivées de simulations 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 phases qui définit la fluence et le spectre en énergie pour chaque unité de traitement [6].

La modélisation du dépôt de la dose est effectuée au moyen de six exponentielles. 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 compte des hétérogénéités des tissus de manière anisotropique en trois dimensions dans le voisinage d'un site d'interaction.

L'AAA, est divisé en deux algorithmes suivants :

- 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 physique pour caractériser la fluence des particules et le spectre en énergie des photons et électrons qui définissent le faisceau clinique.

2.2.2 Evolution de l'algorithme

Dans sa première version basée sur des Kernels décrits par trois gaussiennes, l'algorithme AAA n'offre pas des résultats satisfaisants en clinique. Seuls les champs ouverts simples en milieu homogène étaient bien décrits par l'algorithme AAA [7]. Depuis 1995, l'implantation de l'algorithme AAA dans le système de planification Eclipse a beaucoup évolué. Des améliorations importantes ont été réalisées au niveau de l'algorithme pour mieux modéliser les hétérogénéités et d'augmenter la précision dans le calcul de la dose ; la plus grande modification dans l'algorithme est le remplacement des gaussiennes par des exponentielles, dans le but de mieux modéliser la distribution de dose.

2.2.3 Modélisation du faisceau avec le modèle multi-source

Le faisceau clinique est représenté dans l'AAA en utilisant le modèle multi-source qui comporte les trois principales composantes: la fluence en énergie des photons primaires, la fluence en énergie des photons diffusés par les éléments constituant la tête de l'accélérateur et la fluence des électrons de contamination. Le faisceau est divisé en mini-faisceaux appelés beamelets de taille finie et la section à l'isocentre déterminée par la grille de calcul, voir la figure ci-contre [6].

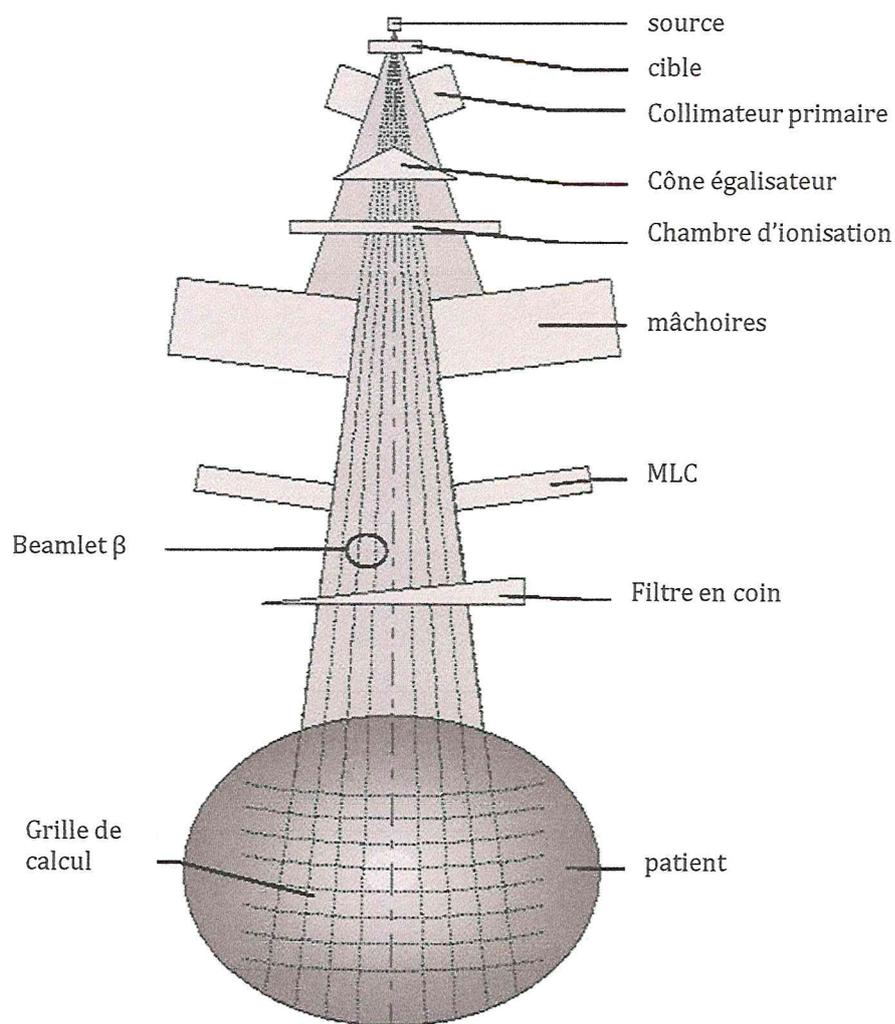


Figure 3 : différents éléments de l'accélérateur et la grille de calcul de la dose.

2.2.3.1 Modélisation de la source primaire

Les photons créés par bremsstrahlung dans la cible et qui n'interagissent pas avec les éléments de la tête, sont issus par la source primaire. La modélisation de cette source est basée sur les différents paramètres physiques à savoir : le spectre en énergie des photons, l'énergie moyenne, l'intensité et la contamination électronique. Le spectre en énergie après la cible est simulé avec les méthodes Monte Carlo. L'algorithme de configuration détermine le spectre en énergie à partir de ces données Monte Carlo et du faisceau clinique, puis l'AAA calcul les Kernels. L'autre paramètre utilisé par l'AAA est l'énergie moyenne en fonction de la distance radiale

par rapport à l'axe central du faisceau, pour déterminer l'énergie moyenne de chaque beamlet composant le faisceau.

2.2.3.2 Modélisation de la source secondaire

La source secondaire, est une source virtuelle qui a un profil d'une gaussienne et localisée dans le plan du cône égalisateur. Elle modélise les photons diffusés principalement par le cône égalisateur et le collimateur primaire, ainsi elle crée un faisceau plus large que la source primaire.

2.2.3.3 Modélisation des électrons de contamination

La source des électrons de contamination représente les électrons principalement créés par la diffusion Compton dans la tête de l'accélérateur et dans l'air. Elle est modélisée par une courbe décrivant la dose en fonction de la profondeur. Cette courbe est obtenue à l'aide des kernels paramétrisés par la somme de deux gaussiennes.

2.2.3.4 Modélisation de la diffusion dans le patient

Le faisceau qui entre dans le patient est divisé en beamlets, et chacun d'eux possède ces propres kernels qui décrivent la manière dont la dose est déposée dans le patient. Durant le calcul ces kernels sont pondérés en fonction des densités réelles des tissus déterminées par les images CT. Pour le calcul de la distribution de dose, le volume du patient est divisé en voxels décrits par une matrice de dimension 3, et leur taille dépend de la grille de calcul. La géométrie des voxels est divergente et à chacun est associé une densité électronique déterminée par les coupes scan selon la courbe de calibration.

La distribution de dose est calculée à partir des convolutions séparées pour les trois principales sources. Ces convolutions sont réalisées dans chaque beamlet et la dose finale est la somme des contributions de chaque beamlet. La contribution des photons primaires et des photons diffusés est calculée de la même façon à la différence de leur spectre en énergie et la position de leur source.

2.2.3.5 Calcul de la dose totale et d'unités moniteurs

L'énergie totale absorbée en un point arbitraire du patient est obtenue par superposition des contributions provenant des trois principales sources pour tous les beamlets individuels.

$$E(x, y, z) = \sum_{\beta} (E_{1,\beta}(x, y, z) + E_{2,\beta}(x, y, z) + E_{3,\beta}(x, y, z)) \quad (11)$$

La dose finale en un point arbitraire du patient est donnée par l'expression:

$$D(x, y, z) = E(x, y, z) \frac{\rho_{eau}}{\rho(x,y,z)} \quad (12)$$

Pour le calcul des UM, dépend de la dose prescrite, de la normalisation du plan, de la pondération et la normalisation des champs et d'un facteur de normalisation déterminé par l'algorithme.

3 Passage de la technique conventionnelle 2D vers conformationnelle 3D

3.1 Introduction

La radiothérapie conventionnelle 2D ne permet pas la réalisation de l'objectif clinique avec précision, c'est à dire de délivrer le maximum de dose à la tumeur sans épargner les organes à risques, donc la dose à délivrer est limitée. Elle est utilisée surtout pour le traitement palliatif. Les progrès technologiques et informatiques ont permis la transition de la planification du traitement en 2D à une approche conformationnelle 3D plus sophistiquée, car cette technique exige plus de ressources en technologie, matériel, personnel et formation. La radiothérapie 3D permet la livraison d'une dose radicale tout en limitant la dose aux tissus sains et organes à risque, de ce fait réduisant au minimum les effets nuisibles du traitement. Son avantage principal est donc d'offrir aux patients un traitement potentiellement curatif, là où la radiothérapie conventionnelle 2D offre un traitement avec l'intention palliative.

Dans ce chapitre on décrira la radiothérapie conventionnelle, son déroulement en clinique, ses désavantages et ses limites, puis la nécessité clinique d'une autre technique plus sophistiquée qui répond à ces exigences c-à-dire offrir des traitements

curatifs. C'est la radiothérapie conformationnelle 3D, et enfin un tableau comparatif des deux techniques.

3.2 La radiothérapie conventionnelle 2D

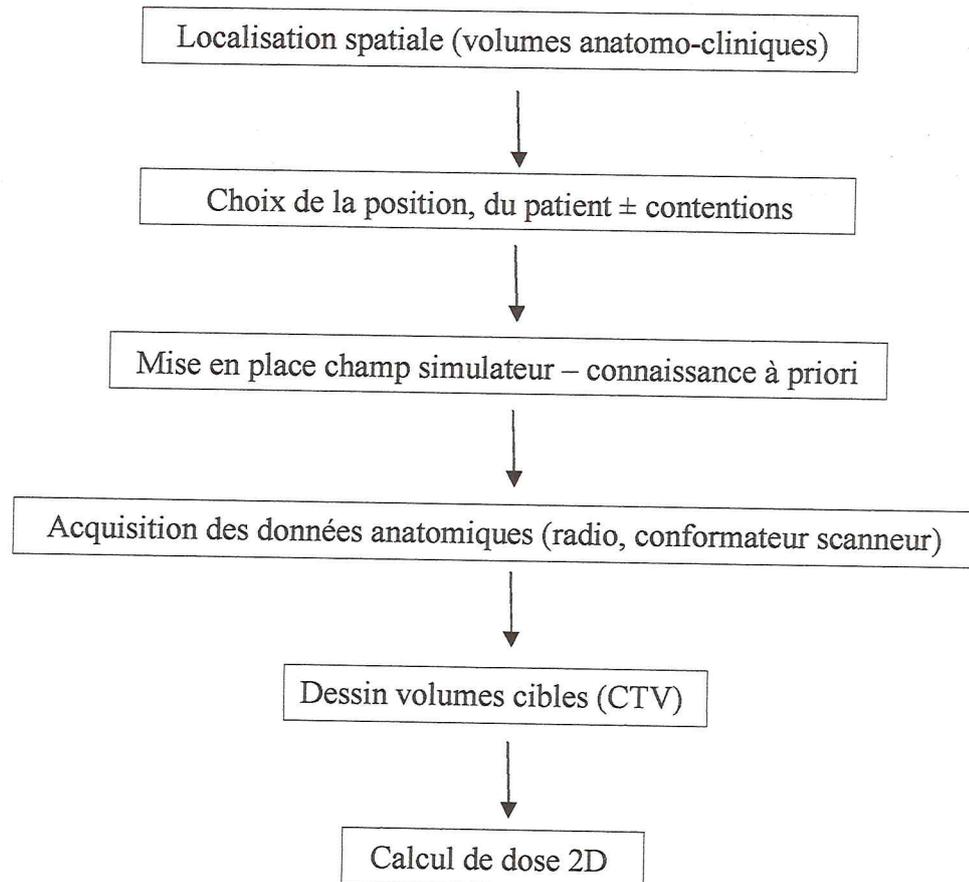
3.2.1 Approche conventionnelle de la radiothérapie

L'approche conventionnelle de la radiothérapie peut être résumée dans les étapes suivantes :

- positionnement et immobilisation du patient
- simulation
- acquisition des données anatomiques du patient
- calcul de la dose
- temps du traitement, fabrication des caches
- contrôle de la fiche patient
- positionnement du patient sur la table de traitement
- contrôle par films, mesures in vivo
- traitement

3.2.2 Simulation classique (approche standard)

La simulation du traitement en radiothérapie est une étape obligatoire pour la détermination d'un plan de traitement ainsi que le calcul de dose, qui est réalisée en suivant ces différentes étapes :



En radiothérapie 2D les plans de traitement sont calculés sur diamètre ou sur contour. En générale la mesure du diamètre ou la digitalisation du contour se fait sur une seule coupe, et nous reproduirons cette coupe sur toute la hauteur du champ de manière à obtenir un fantôme dont les composantes X et Y restent constantes en fonction de Z. cependant il n'est pas exclu de prendre plusieurs diamètres et d'interpoler entre chacun d'eux afin d'obtenir un fantôme plus complexe et plus réaliste d'une densité homogène. Les plans de traitements 2D sont réalisés pour des traitements palliatifs en générale, c'est une dose de 30 Gy qui sera délivrée par fractionnement de 3 Gy, 5 fois par semaine. Le fractionnement de 3 Gy à pour but de soulager le patient rapidement, en sachant qu'il n'ya pas de but thérapeutique.

3.3 La radiothérapie conformationnelle 3D

3.3.1 Définition

La radiothérapie conformationnelle 3D est le terme employé pour designer la technique ou la conception et la livraison de plans de traitement individuellement formés pour traiter seulement le tissu cible. La radiothérapie 3D exige un ensemble

de données à trois dimensions qui est habituellement des images CT scan, sur lesquelles le volume de la tumeur est défini d'après les concepts d'ICRU 50 et 62 [8]. Donc c'est une technique d'irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en trois dimensions. Sa mise en œuvre fait appel à des moyens assurant la reproductibilité du traitement (immobilisation du patient, contention...) et une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie complétée par IRM, TEP, fusion d'images). La planification du traitement en RTC 3D exige une chaîne de procédures qui doit être mise en place pour la précision et la sûreté du traitement. La technique conformationnelle a été développée grâce à la révolution du collimateur multilames (MLC), qui permet de sculpter la forme du faisceau au volume cible et au progrès technologique ainsi que le développement des algorithmes de calcul de la dose qui tiennent compte des hétérogénéités des tissus.

3.3.2 Evidence clinique pour la radiothérapie conformationnelle 3D

Les idées de la trois- dimensionnalité de l'irradiation des tumeurs par les champs multiples de différents angles de faisceau pour minimiser la dose aux tissus sains, ont été toujours présentes en radiothérapie. Quand la technologie appropriée, tel que des simulateurs CT, des systèmes de planification de traitement (TPS) capables d'exécuter des calculs tridimensionnels de dose, produisant des radiographies digitalement reconstruites (DRR) et les DVH, le collimateur multilames (MLC) est devenu disponible, cette technique est vite mise en évidence avec l'intention d'offrir des traitements curatifs.

3.3.3 Approche conformationnelle de la radiothérapie

A la différence de la radiothérapie conventionnelle 2D, la RTC-3D nécessite plus d'étapes dans la réalisation d'un traitement, et d'un arsenal de radiothérapie sophistiqué. Les étapes du traitement peuvent être résumées comme suit :

- Positionnement et immobilisation du patient
- Acquisition des données anatomiques (CT scan, IRM, TEP...)
- Dessin clinique des volumes cibles
- Mise en place de l'isocentre des faisceaux

- Contourage automatique des champs
- Calcul 3D de la dose et vérification des contraintes
- Préparation d'un fichier MLC
- Contrôle du fichier traitement
- Contrôle par : images portales et mesures in vivo
- Exécution du Traitement

3.3.4 Exécution clinique de la RTC-3D

3.3.4.1 Immobilisation et positionnement du patient

Avant de commencer un traitement, la position du patient doit être déterminée ainsi qu'un système d'immobilisation. La RTC-3D est habituellement associée à une réduction des marges autour du CTV. Une immobilisation efficace peut réduire de manière significative les erreurs d'installation [9] [10]. Pour la reproductibilité de la position du traitement pendant toute sa durée, un système d'alignement de laser d'installation est une condition essentielle pour une radiothérapie précise. Ce système de laser doit être composé de trois lasers pour fournir deux croix latérales et une ligne sagittale, qui peut être employée en même temps que les tatouages convenablement placées pour la bonne position du patient. Il existe des systèmes d'immobilisation spéciaux pour immobiliser les différentes parties du corps, entre autre on cite : les appuis de genou et les stocks de cheville qui sont employés pour l'immobilisation pelvienne et abdominale, les masques thermoplastiques pour le traitement de tête et du cou.

3.3.4.2 Acquisition des images et localisation de la cible

L'acquisition des images est une étape importante en radiothérapie conformationnelle 3D, car le traitement dépend directement de la qualité de ces images. Les systèmes d'acquisition d'images sont nombreux entre autres, le scanner qui offre des images CT scan, IRM (imagerie par résonance magnétique) et la tomographie par émission de positron (TEP). Parfois la fusion d'images est envisageable pour un meilleur contourage.

- Les images CT scan(computed tomography)

Le balayage de la zone tumorale par le scanner fournit une méthode optimale pour la localisation de la tumeur. L'acquisition d'images doit être effectuée dans des conditions identiques à celles dans la salle de traitement, y compris la table de traitement, les lumières de positionnement de laser. En RTC-3D une séparation de tranches et une épaisseur entre 3mm et 5mm est recommandée pour le balayage CT afin de définir l'anatomie en juste proportion et de produire des DRR (radiographie reconstruite numériquement) de qualité. Un progiciel virtuel de simulation est utilisé pour la comparaison des DRR (radiographie reconstruite numériquement) avec les films ou des images portiques obtenues par la machine de traitement pour établir la position correcte de l'isocentre. Pour le calcul de dose, les algorithmes utilisés tiennent compte des valeurs de densité électronique des tissus, qui sont dérivées des nombres CT Hounsfield. La figure ci-dessous représente une coupe scanographique.

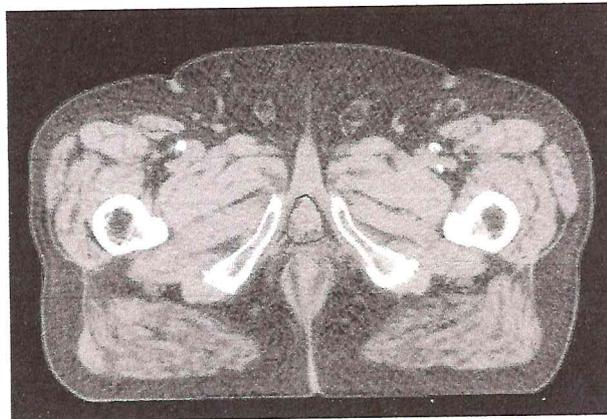


Figure 4 : une coupe scan de la région de la prostate.

3.3.4.3 Segmentations des structures

La planification du traitement en RTC-3D est basée sur approche de simulation de délimitation des volumes tumoraux et des organes à risques pour chaque patient. Ces volumes sont dessinés sur une base de tranche par tranche sur un ensemble de coupes CT. Le contourage se fait manuellement ou semi automatique par un médecin.

3.3.4.3.1 Délimitation des volumes

La définition des différents volumes est préalable pour la planification en RTC-3D. Les rapports 50 et 62 d'ICRU définissent et décrivent plusieurs cibles et volumes

critiques qui facilitent le processus de planification du traitement et constituent une base pour la comparaison des résultats du traitement. La figure suivante montre la définition de ces volumes.

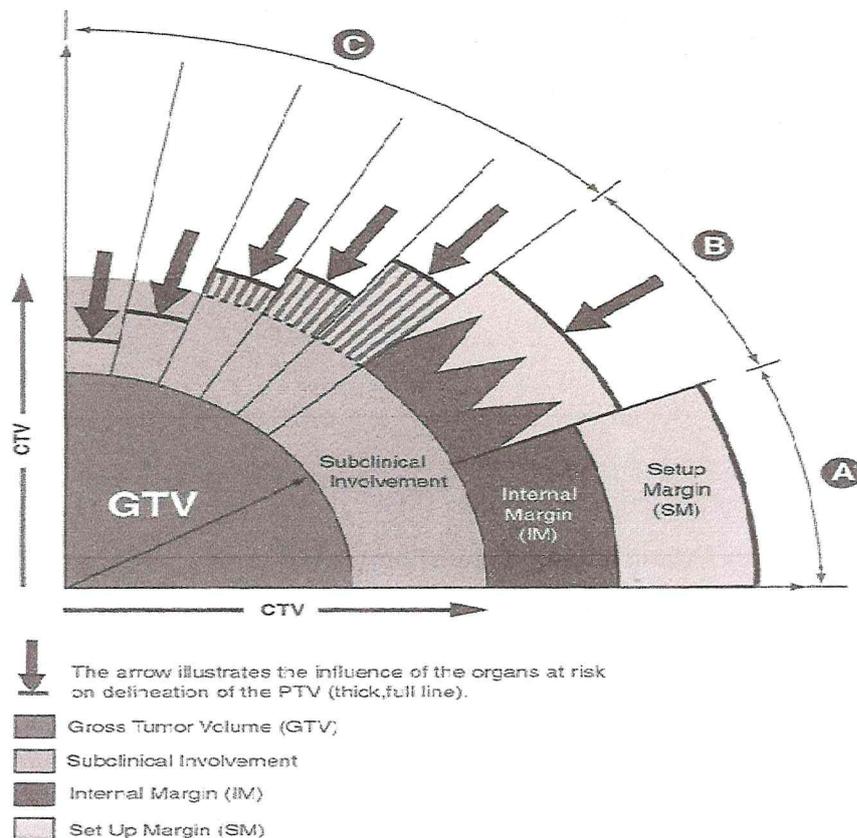


Figure 5 : représentation des différents volumes et les marges selon l'ICRU 62 [8].

3.3.4.3.2 Volume tumoral macroscopique (GTV)

Le GTV (Gross Tumor Volume) est la partie palpable ou visible démontrée de la localisation de la tumeur.

3.3.4.3.3 Volume cible clinique (CTV)

Le CTV (Clinical Target Volume) est le volume de tissus qui contient le GTV démontré et les extensions malignes microscopiques sub-clinique qui doivent être éliminées. Ce volume doit être traité de manière adéquate pour atteindre l'objectif assigné que ce soit curatif ou palliatif.

3.3.4.3.4 Volume cible interne (ITV)

L'ITV (Internal Target Volume) est le CTV plus une marge interne due au mouvement des organes. La marge interne est choisie pour tenir compte de la taille et de la position du CTV par rapport aux repères osseux.

3.3.4.3.5 Volume cible planifié (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 possibles variations et assurer ainsi que la dose prescrite est la dose délivrée au CTV.

3.3.4.3.6 Organes 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.

3.3.4.4 Planification du traitement en RTC-3D

3.3.4.4.1 Processus de planification du traitement

Une fois que le volume cible et les organes à risques ont été définis, le plan de traitement sera produit par une personne qualifiée dans la planification à trois dimensions. Le but de la planification est d'atteindre les objectifs de dose à la cible et aux volumes critiques, et de produire une distribution de dose optimale. Le système de planification de traitement offre la possibilité d'une vue tridimensionnelle du patient virtuel sur l'écran, ainsi que le volume cible et organes à risques. Le BEV (beam's-eye-view) permet de visualiser les différents volumes, pour définir l'ouverture du faisceau de façon à maximiser l'irradiation au PTV et la minimiser aux structures critiques.

3.3.4.4.2 Dispositifs géométriques

Le système de planification doit pouvoir manipuler un grand ensemble de données qui peut inclure beaucoup de coupes CT. Un espacement étroit de tranche

est nécessaire pour produire des DRR satisfaisantes. Mais ceci peut rendre le calcul de la dose lent, il est utile si possible de choisir un sous-ensemble de tranches pour le contourage et le calcul de dose. La visualisation à trois dimensions de l'anatomie, de différents volumes et du recouvrement de dose est essentielle, ainsi que la visualisation de la position du faisceau d'irradiation à trois dimensions.

3.3.4.4.3 Modèle de calcul de dose

La combinaison des faisceaux de beaucoup de directions, signifie que les considérations purement géométriques ne sont plus proportionnées pour déterminer la position du MLC. Il est important d'avoir un modèle de calcul de dose à trois dimensions, qui permet le calcul de dose au centre du volume cible et de donner la position des lignes d'isodoses aux bords des faisceaux. L'utilisation de multiples faisceaux augmente la dose aux points géométriquement protégées par la collimation. La modélisation précise de tous les composants du système de collimation de l'accélérateur linéaire est importante [8].

3.3.4.4.4 Transfert de données à la machine de traitement

Une fois que le plan de traitement a été conçu et approuvé par un oncologue de rayonnement, des détails doivent être transférés à l'unité de traitement. Ce transfert doit être effectué électroniquement par un réseau interne pour éviter les erreurs de traitement. Plusieurs études ont prouvé que les erreurs de traitement sont réduites par le transfert électronique de données.

3.3.4.4.5 Vérification de la position et traitement

La radiothérapie conformationnelle par sa nature exige l'exactitude géométrique pour qu'elle soit réussie. Le but primaire de la vérification de la position est de réduire les erreurs systématiques et aléatoires. Beaucoup de publications recommandent des systèmes pour la vérification de la position basés sur un arrangement que les mesures multiples sont exigées afin de pouvoir faire des corrections pour les erreurs systématiques tout en réduisant au minimum l'impact des erreurs aléatoires. A la première séance du traitement on procède à la dosimétrie in-

vivo pour la vérification de la dose par un capteur placé sur la peau, qui doit être concordante avec la dose calculée.

3.4 Comparaison des techniques conventionnelle et conformationnelle

Bien que l'objectif clinique de ces deux techniques est le même, donner le maximum de dose au volume cible en restant dans la tolérance des tissus sains, mais elles sont différentes. Pour parvenir à cet objectif, chaque technique utilise ses propres moyens pour sa mise en œuvre. La technique conventionnelle 2D fait appel à des moyens simples et classiques, comme un simulateur scanner et un système de planification 2D. Elle est utilisée pour des traitements palliatifs. La technique conformationnelle 3D, issue de la révolution technologique en matière des machines de traitement équipées d'un collimateur multilames motorisé, d'un imageur portal, des systèmes d'imagerie modernes qui offrent des informations précises de l'anatomie en représentation 3D et, d'un TPS qui tient compte de l'hétérogénéité des tissus, qui offre des plans de traitement d'une meilleure optimisation, est plus précise et utilisée pour les traitements curatifs. Le tableau 1, montre les différences entre les étapes de réalisation des deux techniques.

	Technique conventionnelle 2D	Technique conformationnelle 3D
1. Acquisition des données patient		
- Immobilisation	Désirable	Adaptée aux besoins du patient
- Système d'imagerie	Films radiographiques	Coupes CT minces, IRM
- Organes critiques	Contour dans une seule coupe	Segmentation à 3D
- L'inhomogénéité du tissu	Optimale	Basée sur les voxels
- GTV	Difficile à définir	Défini sur chaque coupe
- CTV	Difficile à définir	GTV + une marge automatique
2. Définition du faisceau		
- faisceaux	Faisceaux coplanaires	Plusieurs faisceaux (non coplanaires)
- isocentre	SSD ou SAD	SAD
- limites du champ	Non adaptée	MLC
- les marges	Dessinées sur le film	Bien définies
3 Calcul et optimisation de dose		
- Modèle de calcul	2D	3D
- Evaluation des plans de traitement	Isodose centrale	Isodose 3D + DVH
- Optimisation du plan de traitement	Appréciation visuelle	Optimisation
4 Vérification et exécution du traitement		
- Système de positionnement	Lasers + champ	Isocentre par laser
- Image de référence de vérification	Film de simulation	DRR
- Mesure in vivo	Souhaitable	TLD ou diodes

Tableau 1 : tableau comparatif entre la technique conventionnelle 2D et la technique conformationnelle 3D.

4. Les appareils de traitement

4.1 L'accélérateur linéaire

4.1.1 Description générale

L'accélérateur linéaire de particules est une machine conçue pour le traitement du cancer. Il est constitué d'un canon à électrons et d'un électro-aimant dont l'onde électromagnétique accélère les électrons dans un tube où règne le vide poussé, appelée section accélératrice. L'énergie des électrons est fonction de la longueur de la section accélératrice, l'interposition d'une cible en tungstène génère des photons X.

L'aspect extérieur des accélérateurs est assez proche quelque soit la marque, les plus modernes portent un système d'imagerie portale. En clinique, sont utilisés des photons de 6 à 25 MV dont la pénétration est plus grande que celle des photons du ^{60}Co et des électrons de 4 à 25 MeV.

Leur courbe de rendement est intéressante par la possibilité d'irradier en profondeur, la courbe ci-dessous représente le rendement en profondeur d'un faisceau de photons X d'énergie 18 MV en fonction de la profondeur.

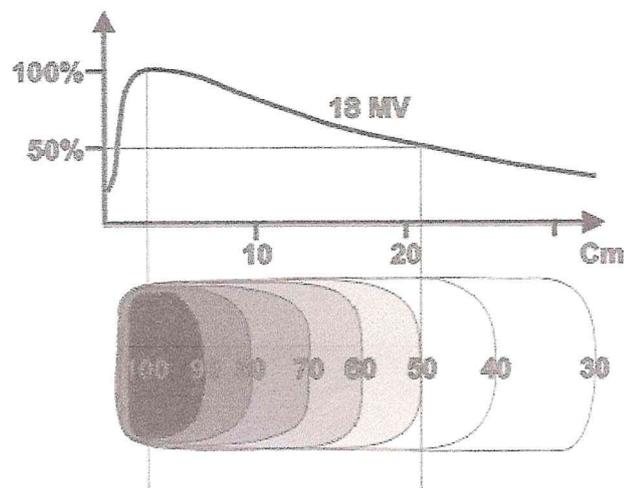


Figure 6 : rendement d'un faisceau de photons X d'énergie 18 MV d'un accélérateur en fonction de la profondeur.

4.1.2 Structure et fonctionnement d'un accélérateur

4.1.2.1 La structure

La structure de L'accélérateur est composée de différentes parties : le bati, le bras pouvant effectuer une rotation de 360°, une table de traitement, un collimateur ainsi qu'un imageur portal. La figure 5 représente l'ensemble de parties constituantes de l'accélérateur.

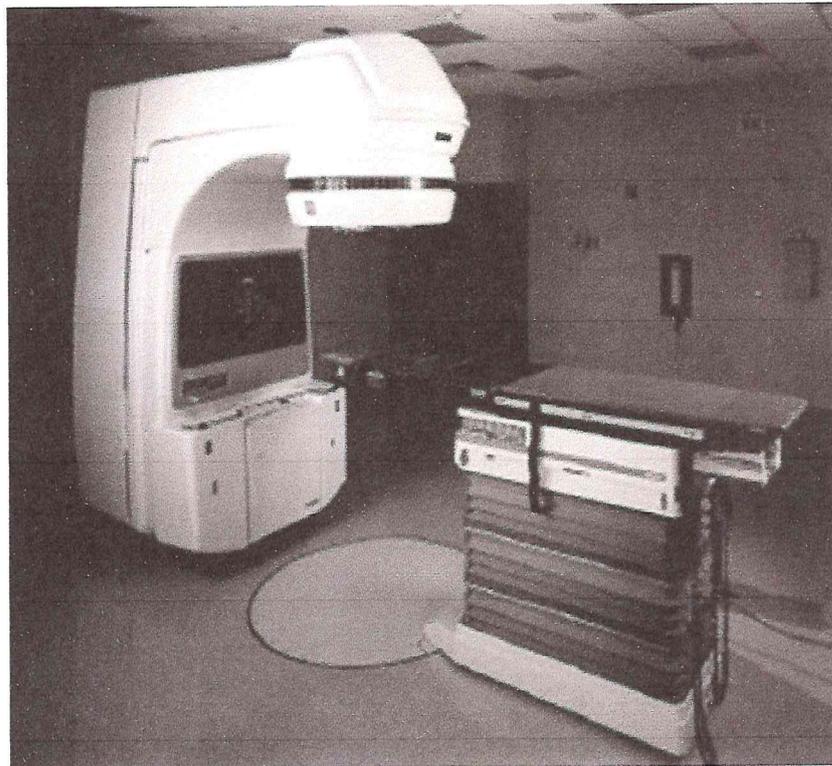


Figure 7 : accélérateur linéaire clinac 2100C de varian.

4.1.2.2 Le fonctionnement

L'accélérateur est constitué d'un ensemble d'éléments, assurant une fonction au sein de l'ensemble accélérateur. On distingue deux modes de fonctionnement, le mode électron et le mode photon.

4.1.2.2.1 Le modulateur

C'est l'élément qui génère des impulsions hautes tension à intervalles réguliers (50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont

envoyées vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

4.1.2.2.2 Le canon à électron

Le mode de fonctionnement du canon à électron est comme le tube à rayons X, on chauffe un filament en tungstène, par effet thermique les électrons sont arrachés, puis accélérés par une différence de potentiel entre la cathode et l'anode et, focalisés en paquet par une électrode, puis passent à travers l'anode trouée pour pénétrer dans la section accélératrice.

4.1.2.2.3 Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron

La production de l'onde électromagnétique de haute fréquence se fait par le klystron ou par le magnétron, qui utilisent deux technologies différentes, mais le principe est le même à savoir la conversion d'une impulsion haute tension générée par le modulateur en une impulsion haute fréquence (53GHz). Le klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15MV.

4.1.2.2.4 La section accélératrice

La section accélératrice dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Une cavité est constituée de deux cellules, ses parois forment l'iris. Les différentes caractéristiques géométriques des cavités seront déterminantes à la fois pour les conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et pour l'efficacité de l'accélération.

4.1.2.2.5 Principe de production des photons

Les électrons sortent de la section accélératrice avec des énergies différentes, puis avec un électro-aimant, le faisceau d'électrons est dévié à 270° ainsi que l'énergie souhaitée est sélectionnée. Une cible métallique de numéro atomique élevé est interposée et l'interaction des électrons avec la cible produit des photons, les plus énergétiques selon la direction des électrons incidents.

4.2 Le scanner

Le scanner est un appareil de diagnostic radiologique, qui permet d'obtenir des coupes transversales reconstruites à partir de la mesure du coefficient d'atténuation du faisceau de rayons X dans le volume étudié. En radiothérapie, le scanner occupe une place importante notamment dans la simulation du traitement. Grâce aux coupes CT scan qu'une simulation virtuelle en 3D peut être faite pour une meilleure planification du traitement. La figure 6 montre une image d'un scanner dosimétrique.

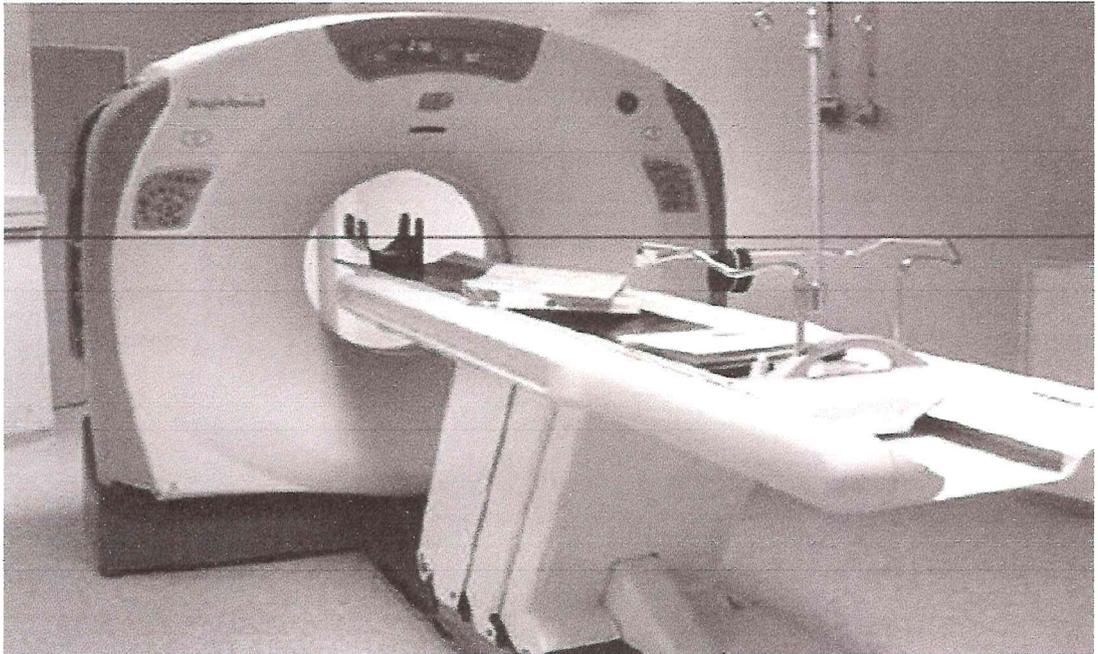


Figure 8 : scanner dosimétrique.

Partie expérimentale

5 Partie expérimentale

5.1 Patients et méthodes

5.1.1 Données patients

L'étude est réalisée sur neuf patients atteints du cancer de la prostate. Pour déterminer une meilleure balistique parmi les cinq étudiées, avec une dose totale de 74 Gy en raison de 2 Gy par séance. Une série de coupes CT pour la planification, environ 60 coupes espacées de 3 mm, acquises par un scanner, pour chacun des patients. Après avoir entré les séries de coupes scan dans la console de planification, l'oncologue radiothérapeute procède au contournage du volume cible et des organes à risque sur toutes les coupes de la région d'intérêt. Les différents volumes sont :

Le GTV : le volume tumoral macroscopique correspond dans ce cas à la prostate, adaptée aux données de l'examen clinique et de l'imagerie.

Le CTV : le volume cible anatomo-clinique, c'est le GTV plus une marge pour tenir compte de la probabilité d'extension extra-capsulaire, d'infiltration des vésicules séminales et d'éventuel envahissement des ganglions.

Le PTV : le volume cible prévisionnel, englobant le CTV plus les marges de 1cm autour du CTV sauf au regard du rectum la marge est réduite à 0.5 cm, pour tenir compte de l'incertitude de positionnement du patient et du mouvement de la prostate.

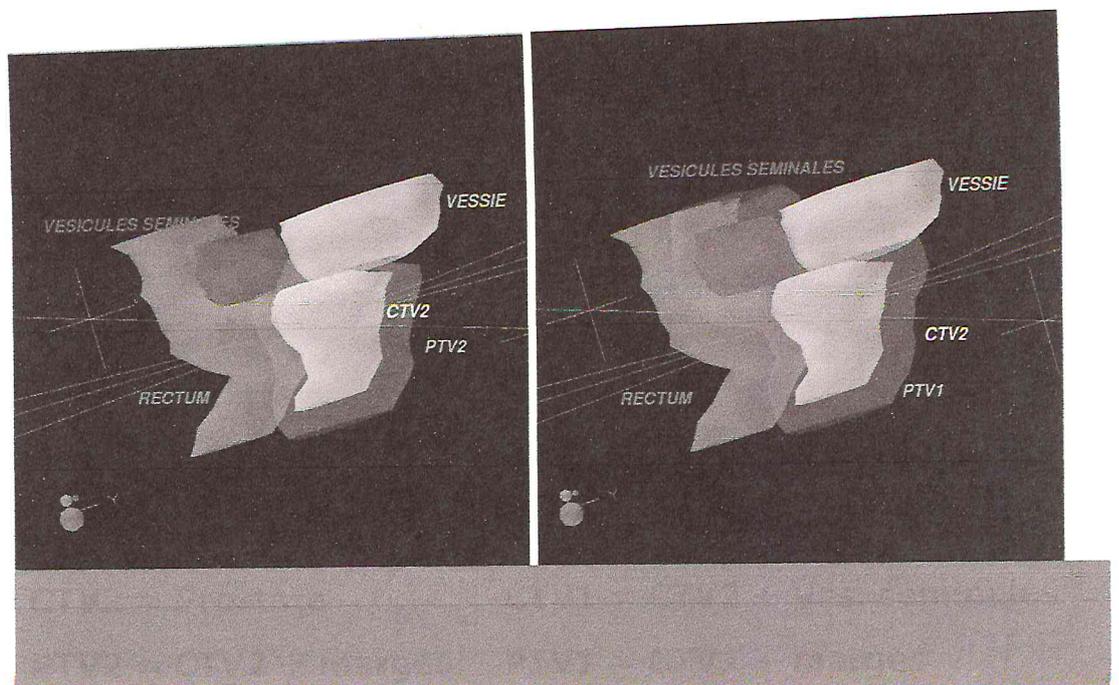


Figure 9 : marges et structure

5.1.2 Le système de planification de traitement (TPS)

Le système de planification du traitement est l'outil essentiel dans le traitement en radiothérapie. Le TPS est installé dans la salle dosimétrie, relié par réseau interne au système d'acquisition des données patient (scanner) et à l'unité de traitement. Le transfert de données se fait sous forme de fichiers DICOM RT (Digital Formation image et communications dans la médecine) pour ne pas perdre les informations pendant le transfert, l'information qui portent les images CT est d'une importance élevée puisqu'elle est non seulement utilisée pour la délimitation de la cible et les organes à risque, mais elle est utilisée aussi pour le calcul de dose, donc des données sur la géométrie et les nombre CT doivent être transférés et interprétés correctement. Le système de planification utilisé est l'Eclipse, ce TPS est utilisé par VARIAN pour répondre au besoin de la radiothérapie.

L'Eclipse est un système complet de planification de traitement, il simplifie la planification moderne de la radiothérapie, pour toute sorte de traitement, la radiothérapie 3D, la radiothérapie avec modulation d'intensité, pour les électrons, les photons et la curiethérapie. Avec ses riches fonctionnalités, l'Eclipse permet aux dosimétristes et les radiothérapeutes de créer, choisir et de vérifier les meilleurs plans de traitement et d'assurer des niveaux élevés de traitement.

5.1.3 Déroulement de la planification

La planification est l'étape la plus importante en radiothérapie. C'est lors de cette étape qu'est définie la balistique du traitement (simulation virtuelle), calculée et optimisée la distribution de dose dans les volumes irradiés. Elle nécessite un système informatique doté d'algorithmes performants pour pouvoir traiter le volume important des données (série d'images scanographiques, images IRM). Capable de faire des représentations tridimensionnelles de la balistique et de la distribution de dose, ainsi que des histogrammes dose-volume.

Après le contourage du volume cible et des volumes à risque on passe à une autre étape qui est la création d'une balistique de traitement à multiple faisceaux, le premier temps concerne le PTV₁ (prostate et vésicules séminales), le deuxième temps concerne le PTV₂ (prostate seule). Chaque faisceau est défini en utilisant le module de simulation virtuelle du TPS, ce qui permet de définir, de modifier et de contrôler les

paramètres du faisceau (position, forme...). Ensuite on optimise la distribution de Xdose dans les coupes transverses, dans les plans sagittaux et des plans frontaux reconstruit à partir de la globalité du volume de voxels de l'imagerie et des contours des différentes structures. On vérifie bien que la surface des isodoses représentant 95% de la dose au point d'intersection des axes des faisceaux (point ICRU) se conforme à la surface du volume de planification, donc cette surface isodose doit englober totalement le volume de planification tout en étant la plus proche possible de sa surface de délimitation. Pour l'évaluation d'un plan de traitement on utilise les histogrammes dose-volume. Ces histogrammes donnent sous forme des courbes la façon dont la dose est répartie dans le volume de chaque structure.

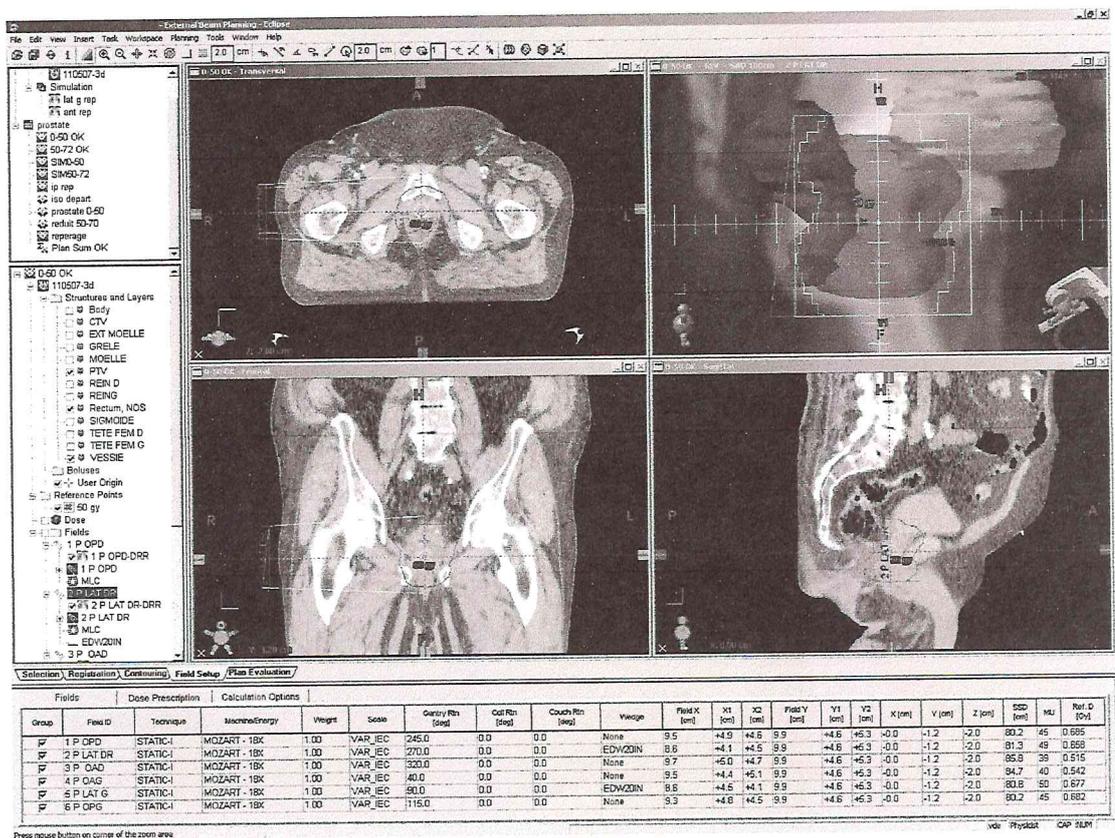


Figure 10 : image montrant les différentes vues, sagittale, frontale et le BEV.

5.1.4 Les différentes balistiques

Notre travail consiste à déterminer un plan de traitement optimal pour les neuf patients, avec les cinq balistiques proposées. Ces balistiques notées X/Y se différencient en nombre de faisceaux, l'orientation ainsi que la pondération de chacun des faisceaux.

La dose totale prescrite est délivrée en deux temps pour chaque balistique, le premier temps consiste à délivrer une dose de 46 Gy au PTV₁ (prostate et vésicules séminales) avec un certain nombre X de faisceaux, puis les 28 Gy restantes sont délivrées au PTV₂ (prostate seule) en deuxième temps avec Y faisceaux.

Les cinq balistiques proposées sont les suivantes :

1) *La balistique 4/4*

Cette technique est réalisée avec huit faisceaux en deux temps. 46 Gy de la dose totale sont délivrées (2 Gy par fraction) en premier temps avec quatre faisceaux : Antérieur un poids de 67%, qui fait un angle 0° avec l'axe vertical, Postérieur avec un poids de 67%, d'angle de 180° et deux latéraux (gauche et droite) de même poids 33%. Dans cette partie c'est le PTV₁ qui est irradié, on doit vérifier que la totalité du volume est couvert par l'isodose 95%. Les 28 Gy restantes sont délivrés au PTV₂ par quatre faisceaux : antérieur, postérieur et deux latéraux de même pondération (0.5). Le même processus qu'avec le premier temps, le PTV₂ doit être englobé dans l'isodose 95%. Puis on fait la sommation de ces deux plans, pour l'évaluation de la balistique, les histogrammes dose-volume DVH sont utilisés. Ces histogrammes donnent la dose reçue par le volume cible et les organes à risque sous forme de courbes.

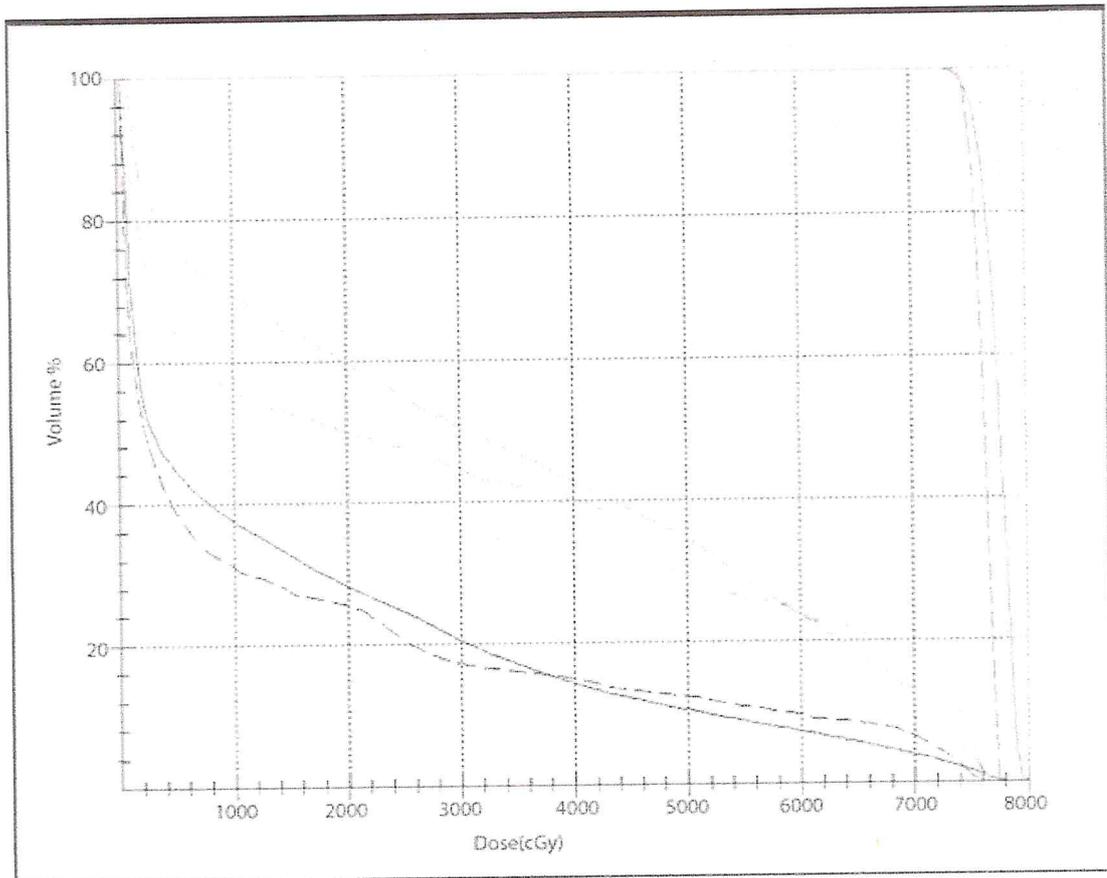


Figure 11 : histogramme dose-volume cumulatif informant sur la couverture du volume cible prévisionnel et le niveau de protection des organes à risque.

2) La balistique 4/5

La différence entre les balistiques, c'est le nombre de faisceaux utilisés. Dans cette balistique le PTV₁ est irradié avec 4 faisceaux : antérieur (60%), postérieur (60%) et deux latéraux (40% chacun). Le PTV₂ quand à lui est irradié avec 5 faisceaux non coplanaires : antérieur (40%), oblique postérieur gauche (34%, 120°), oblique postérieur droit (34%, 240°) et deux latéraux (46% chacun). Le même travail est refait pour toutes les balistiques, c-à-dire on vérifie à fois que les PTV sont englobés entièrement dans l'isodose 95% puis la sommation des deux plans, et on vérifie la dose reçue par les différents volumes par les histogrammes dose-volume.

Notant que pendant la planification, seule la forme du faisceau qu'on change, en jouant sur l'ouverture et la fermeture du collimateur multilames (MLC), les autres paramètres sont fixes (l'angle et la pondération).

3) *La balistique 6/4*

La balistique 6/4 est réalisée avec 10 faisceaux. Le premier temps avec 6 faisceaux : oblique antérieur gauche (27%, 60°), deux latéraux (46% chacun), oblique postérieur gauche (27%, 120°), oblique postérieur droit (27%, 240°), oblique antérieur droit (27%, 300°). Le deuxième temps avec 4 faisceaux : antérieur (60%), postérieur (60%) et deux latéraux (40% chacun). Cette balistique est utilisée en clinique au niveau du centre anti cancer (CAC) de Blida pour le traitement du cancer de la prostate, avec une dose totale de 70 Gy. 46 Gy sont délivrés en premier temps avec 6 faisceaux et 24 Gy en deuxième temps avec 4 faisceaux.

4) *La balistique 6/6*

Dans cette balistique, l'angulation et la pondération des faisceaux sont les mêmes pour les deux temps à savoir : oblique antérieur gauche (45°), deux latéraux (gauche et droit), oblique postérieur gauche (135°), oblique postérieur droit (225°), oblique antérieur droit (315°) avec une pondération de 33% pour chacun d'eux.

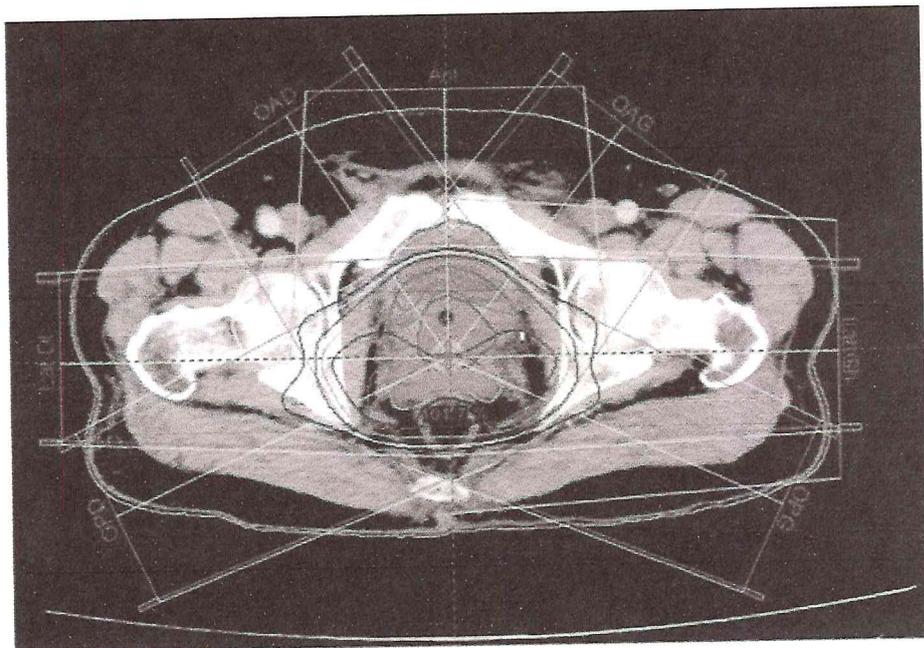


Figure 12 : balistique de traitement à 6 faisceaux.

5) La balistique 8/8

Enfin, cette dernière balistique se compose de 16 faisceaux. Tout comme la précédemment, les deux temps avec les même faisceaux qui sont définis comme suit : deux obliques antérieurs gauches (45°, 70°), deux oblique postérieurs gauches (110°, 135°), deux obliques postérieurs droits (225°, 250°) et deux obliques antérieurs droits (290°, 325°), avec la pondération de 25% chacun.

5.2 Les résultats

Dans cette section nous allons définir et présenter les différents paramètres dosimétriques utiles pour l'évaluation et la comparaison des balistiques. Ces paramètres sont :

- La dose minimale reçue par le PTV₁ (D_{MIN}).
- La dose maximale reçue par le PTV₂ (D_{MAX}), exprimée pourcentage de la dose prescrite.

Pour les organes à risque, plusieurs paramètres sont calculés par les DVH pour évaluer leur niveau de protection.

- La paroi rectale : V₆₀ : le volume recevant une dose supérieure à 60 Gy
V₇₀ : le volume recevant une dose supérieure à 70 Gy
- La paroi vésicale : V₄₀ : le volume recevant une dose supérieure à 40 Gy
V₆₀ : le volume recevant une dose supérieure à 60 Gy
V₆₅ : le volume recevant une dose supérieure à 65 Gy
V₇₀ : le volume recevant une dose supérieure à 70 Gy
- La tête fémorale droite : V₅₀ et D_{MAX}
- la tête fémorale gauche : V₅₀ et D_{MAX}
- l'inde d'homogénéité IH : il informe sur la répartition de la dose dans le volume. Il est défini pour le PTV₂ :

$$IH = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{moy}} \quad (13)$$

Les résultats obtenus pour les 9 patients avec les 5 balistiques sont résumés dans les tableaux suivants :

Patient N°1

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	40	37.7	39	45	50
	V ₇₀	19.5	19.9	18	22.4	27.4
Paroi vésicale	V ₄₀	45	38.7	33	33.05	34.27
	V ₆₀	25.7	25.1	23	22.07	23.42
	V ₆₅	23.27	22.7	21	20.35	21.16
	V ₇₀	19.3	18.5	17	15.93	17.13
Tête fémorale droite	D _{MAX}	36.05	43.74	57.48	60.90	61.84
	V ₅₀	0	0	5	2.22	2.85
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	33.43	43.97	56.17	57.60	57.72
	V ₅₀	0	0	2.4	2.68	3.6
Indice d'homogénéité	IH	7.35	7.55	6.96	6.5	6.5
PTV ₁	D _{MIN}	43.64	43.52	43.63	43.66	43.54
PTV ₁	D _{MAX} (%)	102	102	101.7	100.8	100.7
PTV ₂	D _{MAX} (%)	103	102.1	101.7	101.6	101.5

Tableau 2 : les paramètres calculés pour le patient N° 1.

- Patient N°2

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	30.2	29.11	38	28.5	34
	V ₇₀	15.5	16.28	18	15	19.5
Paroi vésicale	V ₄₀	62.4	54.73	50	48	50
	V ₆₀	28.1	29.57	27	26	26
	V ₆₅	24.6	26.12	23	22.7	23
	V ₇₀	20	20.93	18	17.5	17
Tête fémorale droite	D _{MAX}	35.07	44.41	48.31	50.05	50.44
	V ₅₀	0	0	0	0	0
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	35.46	43.97	49.32	48.08	51.06
	V ₅₀	0	0	0	0	0
Indice d'homogénéité	IH	7.56	6.77	5.03	6.7	5.69
PTV ₁	D _{MIN}	43.35	43.52	43.74	43.65	43.44
PTV ₁	D _{MAX} (%)	102.6	102.8	101.7	101.6	102
PTV ₂	D _{MAX} (%)	104.9	103.7	102.5	103.7	103

Tableau 3 : les paramètres calculés pour le patient N° 2.

- Patient N°3

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	30.6	28.31	37	13.06	14.29
	V ₇₀	18.83	18.31	22	8.04	9.5
Paroi vésicale	V ₄₀	53.7	47.66	43	60.91	61.2
	V ₆₀	35.31	34.78	32	44.60	45.35
	V ₆₅	31.43	31.65	28	39.8	40.56
	V ₇₀	26.9	26.71	24	33.22	33.76
Tête fémorale droite	D _{MAX}	51.07	59.07	55.61	64.18	66.25
	V ₅₀	0	0	3	4.26	9.5
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	38.46	47.53	54.66	64.01	64.70
	V ₅₀	0	0	2	3.96	10
Indice d'homogénéité	IH	6.86	7.01	6.52	6.05	7.07
PTV ₁	D _{MIN}	43.70	43.65	43.34	43.63	43.64
PTV ₁	D _{MAX} (%)	102.7	102.9	102.1	101.2	101.9
PTV ₂	D _{MAX} (%)	103.7	102.5	102.7	101.9	102.5

Tableau 4 : les paramètres calculés pour le patient N° 3.

- Patient N°4

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	31.62	27.5	43	34.1	37.47
	V ₇₀	17.41	16.16	20	18.36	21,46
Paroi vésicale	V ₄₀	78.34	71.16	70	67.41	69,70
	V ₆₀	53.62	51.42	52	50.83	51,81
	V ₆₅	47.89	45.07	47	45.46	46,49
	V ₇₀	40.99	38.84	38	36.86	38,51
Tête fémorale droite	D _{MAX}	36.95	43.61	51.02	56.31	58,78
	V ₅₀	0	0	0	0	0,95
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	38.32	43.90	47.40	50.59	54,70
	V ₅₀	0	0	0	0	0,7
Indice d'homogénéité	IH	7.37	7.19	6.98	6.61	6,66
PTV ₁	D _{MIN}	43.69	43.72	43.64	43.60	43.63
PTV ₁	D _{MAX} (%)	103.2	103.6	101.9	101.3	101.5
PTV ₂	D _{MAX} (%)	105	103.3	103	102.5	102.8

Tableau 5 : les paramètres calculés pour le patient N° 4.

- Patient N°5

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	37,22	34.71	44	38.18	46.10
	V ₇₀	21,87	21.82	25	23.82	30.23
Paroi vésicale	V ₄₀	77,67	64.21	59	53.02	55.82
	V ₆₀	40,3	39.56	38	35.8	34.86
	V ₆₅	37,04	36.09	34	31.70	31.55
	V ₇₀	33,07	31.3	29	27.85	27.34
Tête fémorale droite	D _{MAX}	40,61	50.38	55.44	71.18	70.37
	V ₅₀	0	0	2	14.44	12.08
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	49,28	58.19	59.04	73.59	73.65
	V ₅₀	0	0	4	19.03	18.05
Indice d'homogénéité	IH	7.44	7.25	5.86	7.63	6.34
PTV ₁	D _{MIN}	43.63	43.64	43.67	43.68	43.53
PTV ₁	D _{MAX} (%)	102.1	102.3	101.3	101.5	101.2
PTV ₂	D _{MAX} (%)	103.1	102.2	102.3	101.3	101.8

Tableau 6 : les paramètres calculés pour le patient N° 5.

- Patient N°6

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	26.76	20.50	26	25.65	31.19
	V ₇₀	10.92	9.40	10	10.60	17.10
Paroi vésicale	V ₄₀	60.83	44.87	40	38.27	40.84
	V ₆₀	26.81	25.53	25	22.81	23.94
	V ₆₅	23.44	22.19	22	20.01	21.41
	V ₇₀	18.8	17.44	17	15.33	16.66
Tête fémorale droite	D _{MAX}	34.82	43.76	50.84	50.77	53.91
	V ₅₀	0	0	1	0	1.24
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	34.70	43.29	50.60	49.39	54.41
	V ₅₀	0	0	0	0	0.72
Indice d'homogénéité	IH	7.40	7.83	7.54	7.65	6.4
PTV ₁	D _{MIN}	43.76	43.85	43.61	43.75	43.68
PTV ₁	D _{MAX} (%)	101.9	102	102.3	101.7	101.3
PTV ₂	D _{MAX} (%)	104	104.4	102.8	103.7	103.3

Tableau 7 : les paramètres calculés pour le patient N° 6.

- Patient N°7

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	40.44	42.15	40	42.13	48.23
	V ₇₀	23.33	26.02	24	23.81	36.79
Paroi vésicale	V ₄₀	61.10	51.87	45	44.54	51.55
	V ₆₀	30.09	31.03	27	26.75	28.38
	V ₆₅	26.46	26.97	24	23.44	24.96
	V ₇₀	21.24	20.65	19	17.92	20.13
Tête fémorale droite	D _{MAX}	36.56	43.28	47.93	49.86	47.42
	V ₅₀	0	0	0	0	0
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	34.71	42.47	50.52	50.61	42.38
	V ₅₀	0	0	0	0.2	0
Indice d'homogénéité	IH	4.44	4.74	5.06	6.87	6.08
PTV ₁	D _{MIN}	43.67	43.73	44.007	43.72	43.68
PTV ₁	D _{MAX} (%)	101.3	101.3	101.6	100.7	101.5
PTV ₂	D _{MAX} (%)	101.1	101.7	101.4	101.4	101.6

Tableau 8 : les paramètres calculés pour le patient N° 7.

- Patient N°8

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	35.60	33.67	41	42.16	48.55
	V ₇₀	18.41	18.50	21	22.80	26.95
Paroi vésicale	V ₄₀	81.12	67.10	54	53.26	55.82
	V ₆₀	43.35	41.16	40	38.87	39.73
	V ₆₅	39.49	37.39	36	34.95	36.04
	V ₇₀	33.88	31.52	30	28.03	30.20
Tête fémorale droite	D _{MAX}	36.11	46.13	56.83	66.68	63.79
	V ₅₀	0	0	2.5	7.19	5.34
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	35.53	45.16	58.245	64.70	63.57
	V ₅₀	0	0	4	5.21	10.21
Indice d'homogénéité	IH	7.16	7.43	6.26	6.11	7.30
PTV ₁	D _{MIN}	43.57	43.65	43.63	43.57	43.56
PTV ₁	D _{MAX} (%)	102.4	102.4	101.7	101.1	101.3
PTV ₂	D _{MAX} (%)	102.5	101.4	102.4	100.8	101.6

Tableau 9 : les paramètres calculés pour le patient N° 8.

- Patient N°9

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V ₆₀	35.60	33.67	34	42.16	48.55
	V ₇₀	18.41	18.50	18	22.80	26.95
Paroi vésicale	V ₄₀	81.12	67.10	66	53.26	55.82
	V ₆₀	43.35	41.16	44	38.87	39.73
	V ₆₅	39.49	37.39	40	34.95	36.04
	V ₇₀	33.88	31.52	34	28.03	30.20
Tête fémorale droite	D _{MAX}	36.11	46.13	55.66	66.68	63.79
	V ₅₀	0	0	4	7.19	5.34
Tête fémorale gauche	D _{MAX}	35.53	45.16	56.38	64.70	63.57
	V ₅₀	0	0	2	5.21	10.21
Indice d'homogénéité	IH	7.16	7.43	5.99	6.11	7.30
PTV ₁	D _{MIN}	43.57	43.65	43.84	43.57	43.56
PTV ₁	D _{MAX} (%)	102.4	102.4	101.7	101.1	101.3
PTV ₂	D _{MAX} (%)	102.5	101.4	102.6	100.8	101.6

Tableau 10 : les paramètres calculés pour le patient N° 9.

5.3 Discussion

Avant d'entamer cette section il est utile de définir les contraintes de dose pour les organes à risque.

- Paroi rectale : $V_{60} \leq 50\%$, $V_{70} \leq 25\%$
- Paroi vésicale : $V_{60} \leq 50\%$, $V_{70} \leq 25\%$
- Les têtes fémorales : $V_{50} \leq 10\%$

L'objectif de ce travail était de comparer la dosimétrie des cinq balistiques, pour cela on a calculé les moyennes statistiques de tous les paramètres, pour toutes les balistiques sur les neuf patients, elles sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Organes à risques	Paramètres calculés	Technique 4/4	Technique 4/5	Technique 6/4	Technique 6/6	Technique 8/8
Paroi rectale	V_{60}	33.27	30.94	38	33.11	38.36
	V_{70}	17.94	17.90	19.55	17.93	23.23
Paroi vésicale	V_{40}	66.25	57.64	51.11	51.21	53.86
	V_{60}	36.52	35.82	34.22	34.57	35.34
	V_{65}	32.95	32.08	30.55	30.89	31.75
	V_{70}	27.85	32.08	25.11	25.12	26.18
Tête fémorale droite	D_{MAX}	39.98	48.43	53.23	60.05	60.20
	V_{50}	0	0.12	1.94	4.59	4.75
Tête fémorale gauche	D_{MAX}	39.12	47.62	53.59	58.97	59.31
	V_{50}	0	0.05	1.6	4.65	5.88
Index d'homogénéité	IH	7.04	6.97	5.99	6.80	6.64
PTV ₁	D_{MIN}	43.62	43.66	43.68	43.66	43.60
PTV ₁	D_{MAX} (%)	102.27	102.4	101.74	101.22	101.47
PTV ₂	D_{MAX} (%)	103.41	102.52	102.28	102.13	102.33

Tableau 11 : les moyennes calculées des différents paramètres



5.3.1 Comparaison de la dose reçue par la paroi rectale

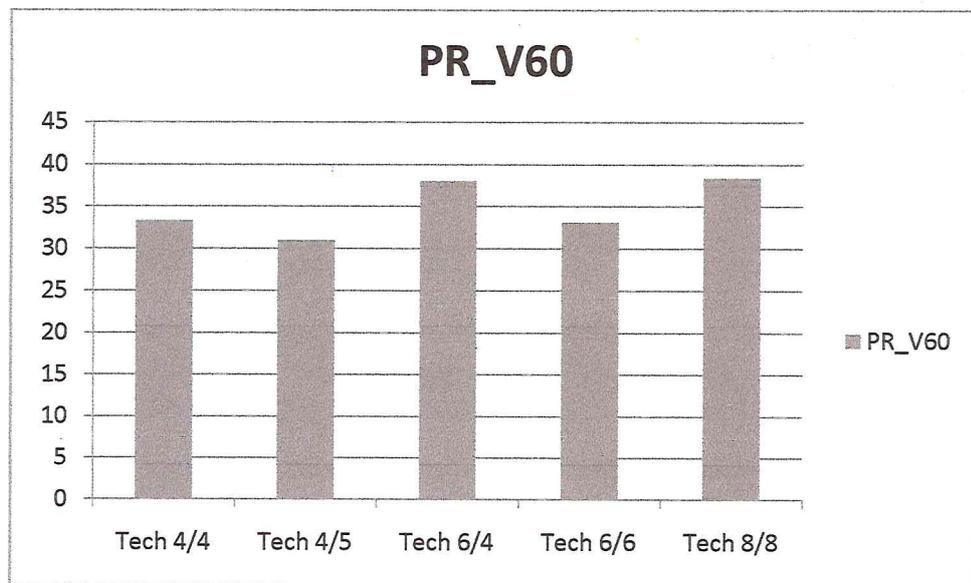


Figure 13 : histogramme montrant le V_{60} pour la paroi rectale.

Commentaire : cet histogramme montre que pour toutes les balistiques le V_{60} est au dessous de la tolérance, les balistiques 4/4, 4/5 et 6/6 ont le même niveau de protection pour la paroi rectale, par contre les 6/4 et 8/8 la dose est un peu élevée par rapport aux précédentes.

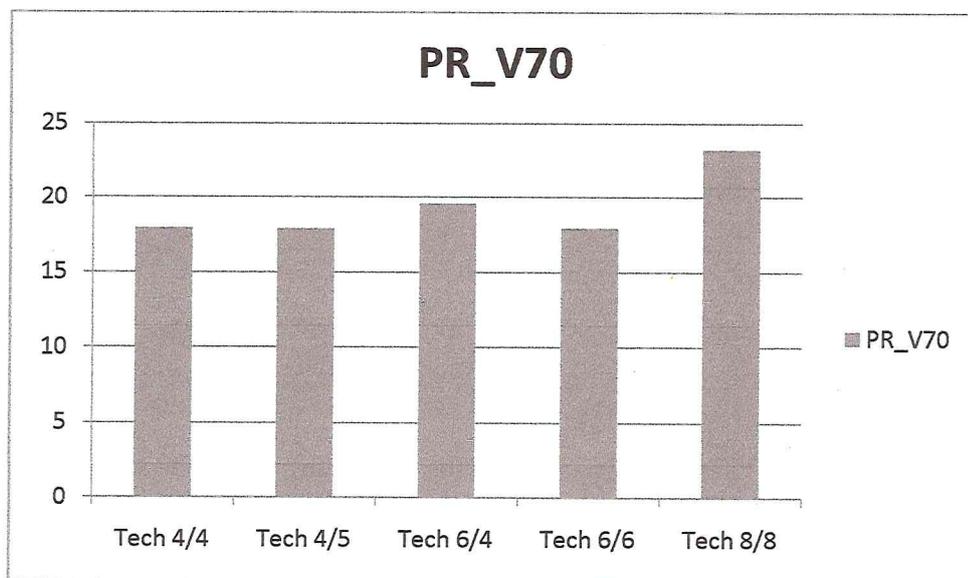


Figure 14 : histogramme montrant le V_{70} pour la paroi rectale.

Commentaire : les balistiques 4/4 (17,94 Gy), 4/5 (17,90 Gy), 6/6 (17,93 Gy) protègent mieux la paroi rectale, pour les 6/4 et 8/8 la dose augmente.

5.3.2 Comparaison de la dose reçue par la paroi vésicale

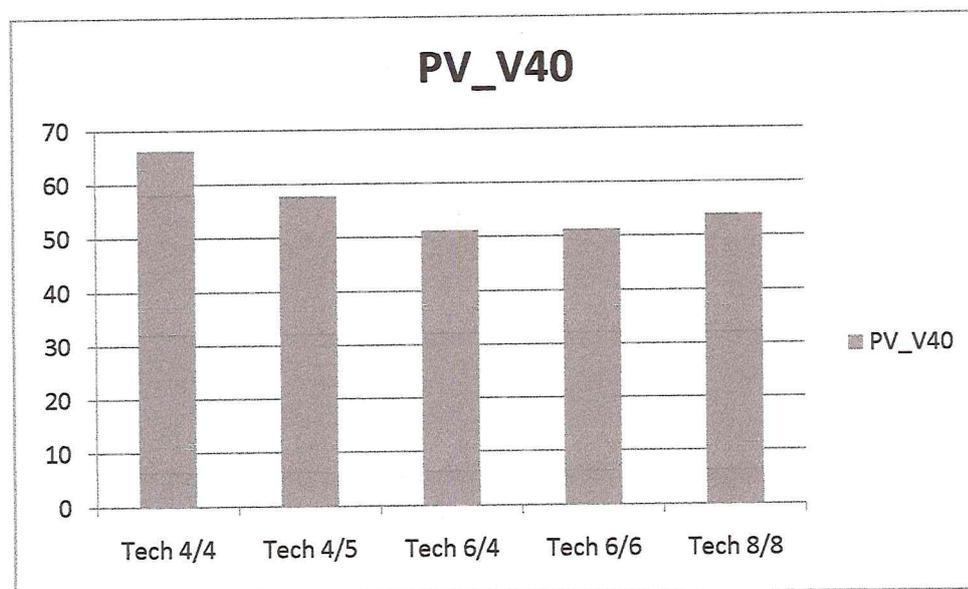


Figure 15 : histogramme de V_{40} pour la paroi vésicale

Commentaire : dans cet histogramme on voit que les balistiques 6/4 (51,11 Gy) et 6/6 (51,21 Gy) protègent mieux la paroi vésicale. Pour la balistique 4/4 la dose est 66,25 Gy.

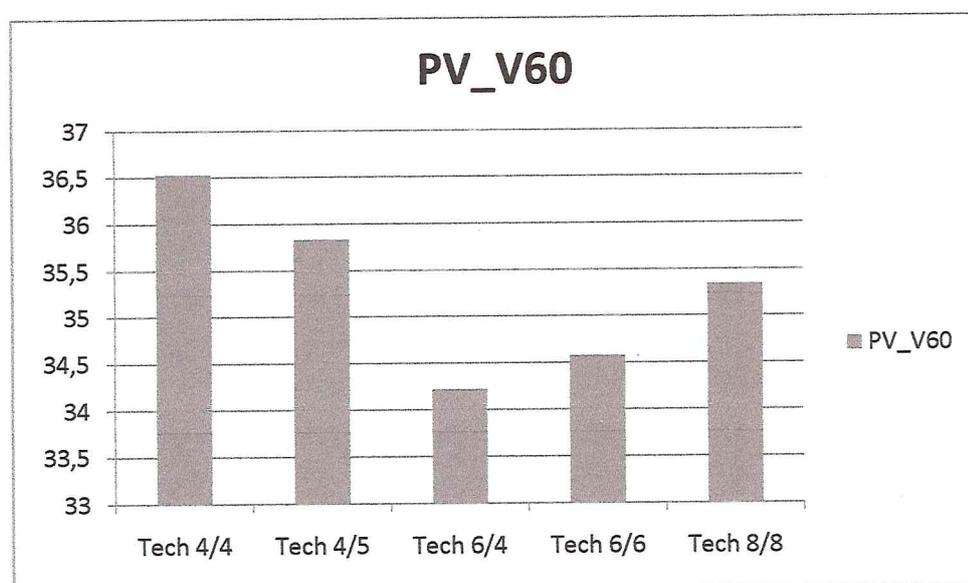


Figure 16 : l'histogramme de V_{60} de la paroi vésicale

Commentaire : on voit bien que le V_{60} est plus petit pour les balistiques 6/4 et 6/6, la balistique 4/4 et 4/5 ne protège pas bien la paroi vésicale.

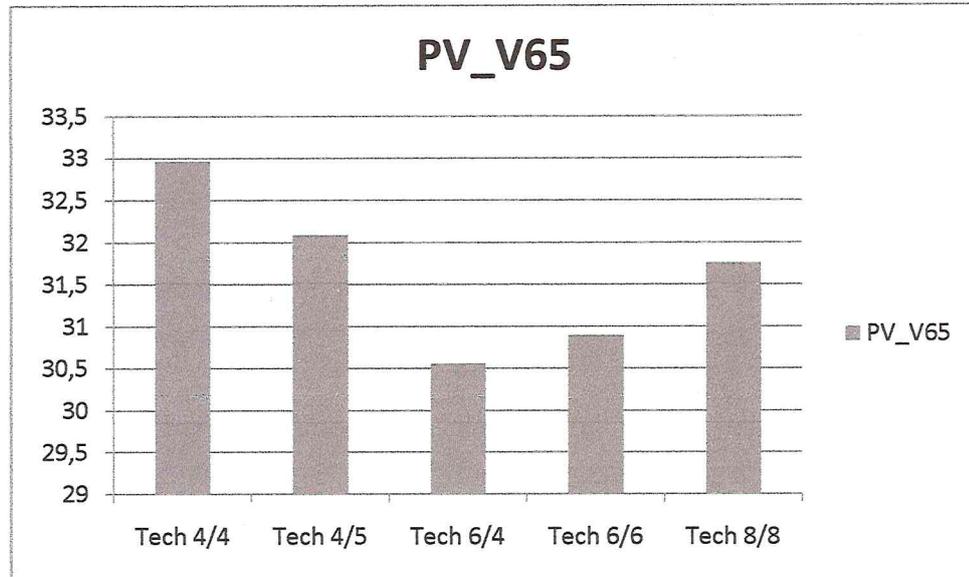


Figure 17 : histogramme de V_{65} de la paroi vésicale

Commentaire : la même chose, c'est les balistiques 6/4 et 6/6 qui protègent mieux la paroi vésicale.

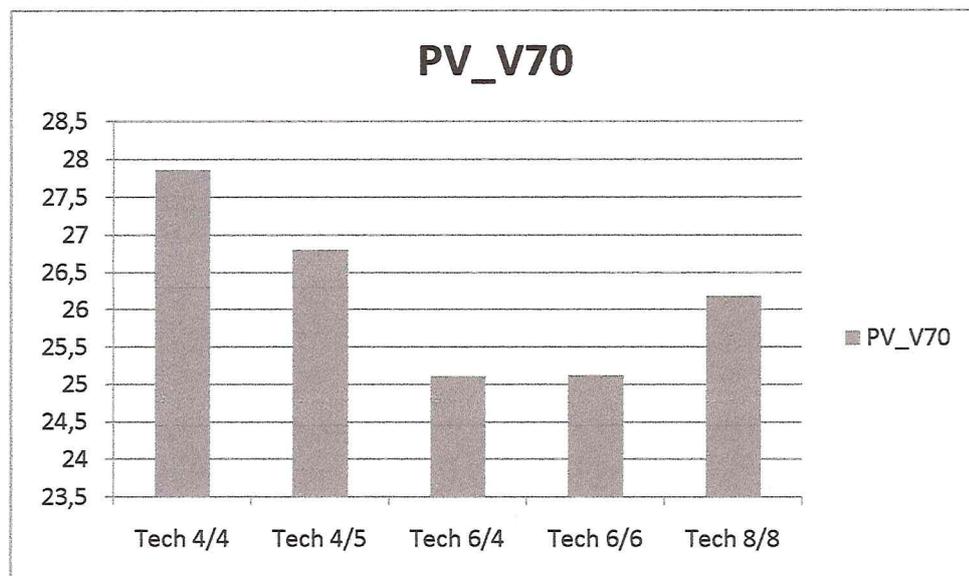


Figure 18 : histogramme de V_{70} de la paroi vésicale

Commentaire : même chose que précédemment, les 6/4 et 6/6 se montrent les meilleures pour la protection de la paroi vésicale.

5.3.3 Comparaison de la dose reçue par les têtes fémorales

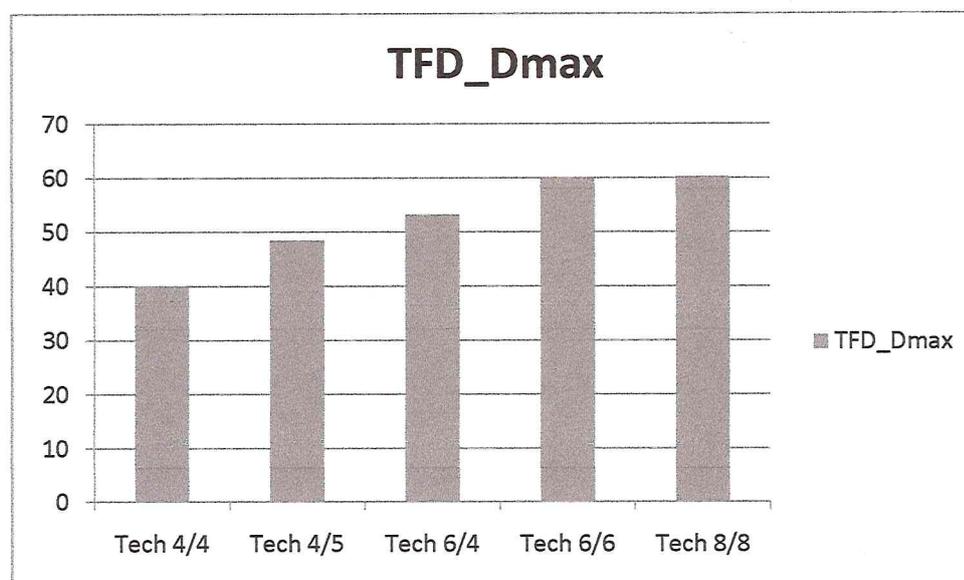


Figure 19 : histogramme montrant la dose maximale reçue par la tête fémorale droite

Commentaire : pour les têtes fémorales, les balistiques 6/6 et 8/8 la dose max est élevée 60,05 Gy et 60,20 Gy pour la tête fémorale droite et, 58,97 Gy, 59,31 Gy pour la gauche. La dose diminue pour les balistiques, pour la 4/4 prise comme témoin, la dose est 39,98 Gy.

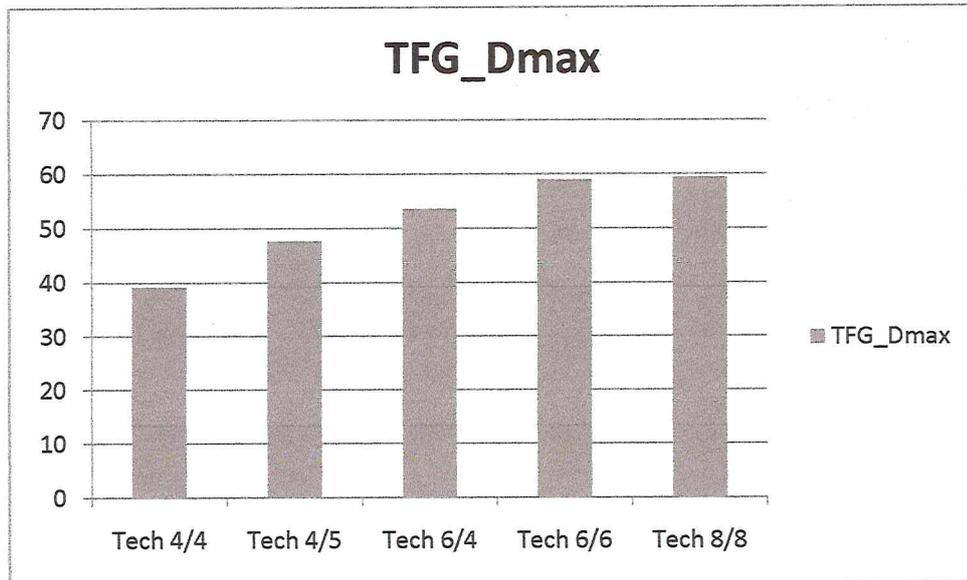


Figure 20 : histogramme montrant la dose reçue par la tête fémorale gauche

Commentaire : la tête fémorale est mieux protégée par les balistiques 4/4 et 4/5, la dose augmente pour les autres balistiques.

5.3.4 Analyse des résultats

D'après les résultats obtenus dans cette étude, on voit que les contraintes d'homogénéité de la dose dans les PTV ont été respectées quel que soit la balistique, Pour le PTV_{1min} moyen est 43.746 ± 0.073 Gy et la dose reçue par le PTV_2 était comprise entre 95% et $(102.555 \pm 08)\%$. L'indice d'homogénéité était meilleur pour les balistiques 6/4 (5.99%) et 8/8 (6.64%) que pour les trois autres balistiques où IH est $7 \pm 0.2\%$. la dose à la paroi vésicale (V_{40} et V_{65}) diminuerait avec les balistiques 6/6 (51.21%, 30.89%) et 6/4 (51.11%, 30.55%) par rapport à la balistique 4/4 (66.25%, 32.95%) prise comme témoin. La dose à la paroi rectale (V_{60} , V_{70}) était avec la balistique 4/5 (30.74%, 17.90%) et avec la balistique 6/6 (33.11%, 17.93%). Pour la dose aux têtes fémorale était plus faible avec la balistique 4/4 (39.55 Gy) que pour les autres balistiques en particulier la balistique 6/4 (53.41 Gy) et 6/6 (59.01 Gy).

Conclusion :

La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle est une technique précise, elle permet de délivrer une dose élevée à la tumeur tout en respectant les contraintes aux organes à risque. Elle est pratiquée en routine clinique au niveau du service de Radiothérapie oncologie (CAC Blida) sur plus d'une centaine de patients pour le traitement du cancer de la prostate, avec la balistique 6/4 pour délivrer une dose totale de 70 Gy. Les résultats de cette étude menée sur neuf patients, avec une dose totale de 74 Gy, montrent que les organes à risque (paroi rectal et paroi vésicale) sont moins protégés avec les balistiques 4/4, 4/5, 6/6 et 8/8. La balistique 6/4 se montre comme meilleure balistique, par sa meilleure protection de la paroi vésicale et son meilleur indice d'homogénéité (IH).

Références

- [1]: STERPIN E., Simulation Monte Carlo de l'accélérateur Elekta SL25 avec BEAMnrc pour la radiothérapie par faisceaux modulés en intensité dans la région tête et cou, UCL,
- [2]: R. D. EVANS, The Atomic Nucleus, McGraw-Hill Book Company, 1955.
- [3]: ICRU 60, 1998.
- [4]: KHAN, The Physics of Radiation Therapy, Third Edition, Hardcover, 2003.
- [5]: MIJNHEER ET AL, Quality assurance of treatment planning systems – Practicle examples for non-IMRT photon beams, ESTRO, 2004.
- [6]: VARIAN, Planning reference guide for Eclipse algorithms, Eclipse 6.5, 29 June 2005.
- [7]: ULMER, BRENNEISEN, Application of an Analytical Pencil Beam Model to Stereotactic Radiation Therapy Planning.
- [8]: IAEA-TECDOC-1588, Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy, May 2008
- [9]: BENTAL, GC. MARKS, LB. CHEROUSE, GW. SPENCER, DP. ANSCHER, MS. The effectiveness of immobilization during prostate irradiation, Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys. 31(1):143–148, (1995).
- [10]: FIORINO, C. RENI, M. BOLOGNESI, A. CATTANEO, GM. CALADRINO, R. Set up errors in supine-positioned patients immobilized with two different modalities during conformal radiotherapy of prostate cancer, Radiother. Oncol. 49(2): 133-141, (1998).