

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de Physique.

Mémoire Présenté par :

NEBIH Zahra

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière

Filière : physique générale

Spécialité : physique médicale

Option : Radiothérapie

**Sujet : Radiothérapie conformationnelle 3D: Application
au cancer du col de l'utérus**

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

M. M. Bentaiba, Professeur, USD Blida	Président
M. B. Hocini, Maitre Assistant, USD Blida	Rapporteur
M. R. Khelifi, Maitre de Conférences, USD Blida	Examineur
M. M. Chekirine, Chargé de Cours, USD Blida	Examineur

ملخص

شهد العلاج الإشعاعي تقدما ملحوظا خاصة في هذه السنوات الأخيرة وأصبح يتطلب استعمال معدات متطورة تمكنا من الحصول على توزيع دقيق للجرعة.

لإظهار فعالية العلاج الثلاثي الأبعاد سنقوم بدراسة مقارنة بين العلاج الثلاثي و الثنائي الأبعاد, كما سنقوم بتطبيق هذا الأخير على سرطان عنق الرحم لاستنتاج التخطيط العلاجي المناسب له.

Résumé:

La radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. L'ensemble de ces progrès a contribué à l'élaboration de techniques d'irradiations de plus en plus sophistiquées, aboutissant à une distribution plus précise de la dose et à une meilleure connaissance de sa répartition.

Pour montrer l'efficacité de la radiothérapie conformationnelle en trois dimensions, nous allons faire une étude comparative entre le traitement radiothérapeutique en deux dimensions (2D) et le traitement radiothérapeutique en trois dimensions (3D). L'optimisation et le choix du plan de traitement de cancer de col de l'utérus sera discuté.

Mots clés: radiothérapie conformationnelle 3D, accélérateur linéaire, Scanner CT, outil dosimétriques, chaine de traitement, contrôle de qualité, cancer de col utérin.

Abstract:

Important technological developments occurred last few years in radiotherapy. These progresses optimize treatment delivery in the target volume and achieve superior dose homogeneity. Moreover, new radiation treatments allow a uniform biological effect avoiding complication to surrounding tissue.

To show the efficiency of the three-dimensional conformal radiotherapy, we are going to make a comparative study between 2D-CRT and 3D-CRT, thus the optimization and the choice of the plan of treatment of cervical cancer.

Key words: 3D conformal radiotherapy, linear accelerator, CT Scanner, Tools dosimetric processing chain, quality control, cancer of the cervix.

Remerciement

Permettez-moi d'exprimer ma gratitude à Monsieur K. Boualga professeur au centre anti-cancer de Sliida pour m'avoir permis de réaliser les travaux pratique au sein de cet établissement.

Je suis également extrêmement reconnaissante envers le professeur M. Bentaïba pour nous avoir ouvert les portes du département de physique.

Je tiens à remercier Monsieur B. Hocini, qui a dirigé cette thèse, pour sa compétence, ses conseils.

Je tiens à remercier Monsieur S. Khoudri et Monsieur Boudoukha pour leurs disponibilités, et pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail.

Je tiens également à remercier Monsieur R. Zhelifi et Monsieur M. Chekirine d'avoir accepté de faire parti de ce jury.

Merci à ma famille, présente à mes côtés tout au long de mes études, par son soutien et ses encouragements. Et par son conseil au moment où il faut choisir.

Je dédie cette thèse à mes parents.

Table des matières:

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Partie théorique

Chapitre 1: Equipements de téléradiothérapie

1.1. Scanner.....	5
1.2. Accélérateur linéaire.....	8
1.3. Le collimateur multilames.....	11
1.4. Système de planification de traitement.....	13
1.5. Systèmes d'enregistrement et de vérification.....	15

Chapitre 2: Dosimétrie physique

2.1. Introduction.....	17
2.2. La chambre d'ionisation.....	17
2.3. Les Electromètres.....	18
2.4. Le film radiologique.....	18
2.5. La diode au silicium.....	19
2.6. Les détecteurs à scintillation.....	19
2.7. Les fantômes.....	20
2.8. Le thermomètre et le baromètre.....	21
2.9. Les données physiques du faisceau 18MV RX.....	21
2.10. Les caches.....	23

Chapitre 3: La chaine de traitement en 2D et 3D-CRT

3.1. Introduction.....	26
3.2. Imagerie multimodalités.....	26
3.3. Contention et immobilisation: erreurs de positionnement.....	29
3.4. Simulation virtuelle.....	30
3.5. Définition des volumes et contourage.....	31
3.6. Transfert des données.....	33
3.7. TPS 3D versus TPS 2D.....	33
3.8. Systèmes de vérification.....	36

Chapitre 4: Le cancer de col de l'utérus (aspects cliniques)

4.1. Introduction.....	39
4.2. Anatomie de col de l'utérus.....	39
4.3. Diagnostique clinique des carcinomes du col.....	40
4.4. Bilan d'extension.....	40
4.5. Traitement de col utérin.....	41
4.6. Les indications de traitement.....	43
4.7. Traitement 2D et 3D.....	45
4.8. Détermination des organes à risques et leurs contraintes de dose	47

La partie pratique

Chapitre 5: Contrôle de qualité des équipements de radiothérapie

5.1. Introduction.....	50
5.2. Contrôle de qualité de Scanner CT.....	50
5.2.1. Matériels et méthodes.....	50
5.2.2. Résultats et discussions.....	53
5.3. Contrôle de qualité d'un accélérateur linéaire.....	58
5.3.1. Matériels et méthodes.....	58
5.3.2. Résultats et discussions.....	64
5.4. Conclusion.....	76

Chapitre 6: Planification de traitement

6.1. Introduction.....	78
6.2. Matériels et méthodes.....	78
6.3. Résultats et discussions.....	85
6.3.1. Résultats.....	85
6.3.2. Discussion.....	95
Conclusion générale.....	96

La liste des tableaux:

P.24-Tableau 1: *Épaisseur (cm) conduisant à une transmission de 6% dans les conditions usuelles d'utilisation (composition de l'alliage de Lipowitz: bismuth 50%, plomb 26.7%, étain 13.3%, Cadmium 10%).*

P.28-Tableau 2: *résumé des paramètres d'acquisition pour les images TEP, CT et IRM.*

P.34-Tableau 3: *Acquisition de données en 2D et 3D d'après IAEA, Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy.*

P.34-Tableau 4: *Définition du faisceau en 2D et 3D d'après IAEA, Transition from Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy.*

P.35-Tableau 5: *calcul de dose en 2D et 3D d'après IAEA, Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy.*

P.41-Tableau 6: *la classification FIGO de cancer de col de l'utérus.*

P.53-Tableau 7: *les valeurs de la déviation standard et de l'uniformité.*

P.54-Tableau 8: *les distances mesurées entre les 4 marqueurs radio-opaques.*

P.56-Tableau 9: *les valeurs de nombre CT correspondant aux valeurs de la densité électronique.*

P.64-Tableau 10: *la vérification de l'échelle angulaire de collimateur.*

P.65-Tableau 11: *la vérification de l'échelle angulaire de Bras.*

P.65-Tableau 12: *la vérification de déplacement vertical de la table.*

P.66-Tableau 13: *Vérification des gradations de la table de traitement.*

P.67-Tableau 14: *Vérification de la rigidité de la table et de son horizontalité.*

P.67-Tableau 15: *Vérification de l'Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre.*

P.68-Tableau 16: *Vérification de la rotation de collimateur isocentre de la table.*

P.69-Tableau 17: la vérification de l'affichage de télémètre.

P.69-Tableau 18: la vérification de l'affichage des dimensions du champ d'irradiation sa symétrie, et parallélisme des mâchoires.

P.72-Tableau 19: la variation du rendement en profondeur en fonction de X, Pour DSP=100 mm et champ= 4x4 cm².

P.73-Tableau 20: la variation du rendement en profondeur en fonction de X, Pour DSP=100 mm et champ= 4x4 cm².

P.74-Tableau 21: la variation du rendement en profondeur en fonction de X, Pour DSP=90 mm et champ= 4x4 cm².

P.80-Tableau 22: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 2D.

P.82-Tableau 23: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (technique 4/4).

P.83-Tableau 24: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (technique 4/8).

P.85-Tableau 25: les contraintes de dose de PTV1 résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

P.85-Tableau 26: les contraintes de dose de PTV2 résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

P.86-Tableau 27: les contraintes de dose de paroi rectale résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

P.87-Tableau 28: les contraintes de dose de paroi vésicale résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

P.87-Tableau 29: les contraintes de dose de têtes fémorales résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

P.88-Tableau 30: les contraintes de dose de PTV1 résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes.

P.89-Tableau 31: les contraintes de dose de PTV2 résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes.

P.89-Tableau 32:les contraintes de dose de paroi rectale résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes.

P.90-Tableau 33:les contraintes de dose de paroi vésicale résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes.

P.91-Tableau 34:les contraintes de dose de têtes fémorales résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes.

P.91-Tableau 35:les contraintes de dose de PTV1 résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

P.92-Tableau 36:les contraintes de dose de PTV2 résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

P.93-Tableau 37:les contraintes de dose de paroi rectale résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

P.93-Tableau 38:les contraintes de dose de paroi vésicale résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

P.94-Tableau 39:les contraintes de dose de têtes fémorales résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

Liste des figures

P.7-Figure 1: Exemple de dispositif d'imagerie scanner (CT).

P.8-Figure 2: accélérateur linéaire Varian 2100C.

P.9-Figure 3: Circuit haute fréquence.

P.11-Figure 4: Vue globale d'un accélérateur linéaire médicale.

P.12-Figure 5: Collimateur multilames (CML) (« Medica Mundi » V39 n°3 -1994).

P.12-Figures 6: Description schématique des collimateurs multilames d'après C.MUBATA, SFPH Tours 1999.

P.14-Figure 7: les composants Hardware d'un Système de planification de traitement.

P.18-Figure 8: Différents types de chambre cylindriques.

P.18-Figure 9: Electromètre PTW UNIDOS.

P.19-Figure 10: film radiologique.

P.20-Figure 11: fantôme parallélépipédique pour les contrôles qualité pré-traitement, à l'aide de la chambre d'ionisation et des films radiographiques.

P.20-Figure 12: Fantôme AIEA.

P.21-Figure 13: Thermomètre.

P.21-Figure 14: Baromètre.

P.22-Figure 15: isodoses de base relatives à un faisceau de rayon X 18 MV.

P.23-Figure 16: le rendement en profondeur pour des différentes tailles de champ.

P.26-Figure 17: chaîne de traitement en CRT-3D.

P.27-Figure 18: schéma du principe de fonctionnement d'un scanner CT.

P.28-Figure 19: Protocole d'acquisition des images d'IRM.

P.28-Figure 20: Schéma du processus d'acquisition d'une TEP.

P.29-Figure 21: lasers de repositionnement.

P.30-Figure 22: le repositionnement à l'aide des moyens de contention.

P.31-Figure 23: la représentation des volumes d'intérêts comme défini par ICRU 50 et 62.

P.36-Figure 24: Electronic Portal Imaging Devices (EPID).

P.37-Figure 25: BEV représente la distribution du dose.

P.37-Figure 26: Histogrammes dose /volume cumulatif.

P.39-Figure 27: anatomie du cancer de col utérin.

P.43-Figure 28: la représentation de la partie du col à prélever.

P.44-Figure 29: cancer de col au stade IA.

P.44-Figure 30: cancer de col au stade IIB.

P.45-Figure 31: cancer de col au stade III.

P.45-Figure 32: cancer de col au stade IV.

P.50-Figure 33: Fantôme uniforme préférablement l'eau pn 13515.

P.50-Figure 34: une tranche de fantôme contient des inserts de différentes densités.

P.54-Figure 35: les différents positions de région d'intérêt (ROI).

P.55-Figure 36: une coupe représente les lignes pour les quelles les trous consécutifs.

P.56-Figure 37: image représente une coupe de la tranche de la résolution spatiale.

P.57-Figure 38: la représentation de nombre CT en fonction de la densité électronique.

P.58-Figure 39: accélérateur linéaire Varian 2100C.

P.58-Figure 40: Front pointer.

P.58-Figure 41: Point sache.

P.58-Figure 42: niveau à bulle.

P.59-Figure 43: Tel align.

P.59-Figure 44: mètre ruban.

P.59-Figure 45: Front pointer assy.

P.71-Figure 46: la coïncidence du champ lumineux et champ physique.

P.75-Figure 47: la courbe représentative la variation du rendement en profondeur en fonction de X.

P.75-Figure 48: la courbe représentative la variation du rendement en profondeur en fonction de la taille de champ.

P.80-Figure 49: le positionnement des caches.

P.81-Figure 50: BEV montre la sommation de deux plan

P.81-Figure 51 l'histogramme dose- volume.

P.81-Figure 52: BEV montre la forme de CML.

P.83-Figure 53: la sommation des plans en technique 4/4.

P.84-Figure 54: la sommation des plans en technique 4/8.

P.85-Figure 55: graphe représente les contraintes de dose des PTV1 des trois techniques appliquées à la première patiente.

P.86-Figure 56: graphe représente les contraintes de dose des PTV2 des trois techniques appliquées à la première patiente.

P.86-Figure 57: graphe représente les contraintes de dose des parois rectales des trois techniques appliquées à la première patiente.

P.87-Figure 58: graphe représente les contraintes de dose des parois vésicales des trois techniques appliquées à la première patiente.

P.88-Figure 59: graphe représente les contraintes de dose des têtes fémorales des trois techniques appliquées à la première patiente.

P.88-Figure 60: graphe représente les contraintes de dose des PTV1 des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

P.89-Figure 61: graphe représente les contraintes de dose des PTV2 des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

P.90-Figure 62: graphe représente les contraintes de dose des parois rectales des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

P.90-Figure 63: graphe représente les contraintes de dose des parois vésicales des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

P.91-Figure 64: graphe représente les contraintes de dose des têtes fémorales des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

P.92-Figure 65: graphe représente les contraintes de dose des PTV1 des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

P.92-Figure 66: graphe représente les contraintes de dose des PTV2 des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

P.93-Figure 67: graphe représente les contraintes de dose des parois rectales des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

P.94-Figure 68: graphe représente les contraintes de dose des parois vésicales des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

P.94-Figure 69: graphe représente les contraintes de dose des têtes fémorales des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

Lexique et abréviations:

TPS: Treatment planning system, Système de planification de traitement ou plateforme logicielle pour la simulation du traitement.

MLC: Collimateur multilames: accessoire intégré à la tête de l'accélérateur ou accessoire additionnel, constitué de paires de lames en tungstène permet de donner au faisceau sa section souhaitée.

IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy ou Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI).

GTV: Gross Tumor Volume=tumeur macroscopique.

CTV: Clinical Target Volume=GTV+extensions micropiques.

ITV: Internal Target Volume=tient compte des mouvements internes du patient notamment liés à la respiration.

PTV: Planning Target Volume=volume cible planifié qui intègre, en plus, les incertitudes de positionnement et les marges liées aux erreurs dosimétriques (modélisation TPS).

Radiothérapie Conformationnelle 3D-4/4: la radiothérapie conformationnelle en trois dimensions avec la technique basée sur l'application de 4 champs en premier temps et 4 champs en deuxième temps.

Radiothérapie conformationnelle 3D-4/8: la radiothérapie conformationnelle en trois dimensions avec la technique basée sur l'application de 4 champs en premier temps et 8 champs en deuxième temps.

HDV: Histogramme Dose Volume.

REP: le Rendement En Profondeur.

DSP: la Distance Source-Peau.

EPID: Electronic Portal Imaging device.

DRR: Digitally Reconstructed Radiographs.

BEV: Beam's Eye View.

V40: Pourcentage du volume recevant 40% d la dose prescrite.

V45: Pourcentage du volume recevant 45% d la dose prescrite.

V50G: Pourcentage du volume côté gauche recevant 50% de la dose prescrite.

V50D: Pourcentage du volume côté droit recevant 50% de la dose prescrite.

V60: Pourcentage du volume recevant 60% d la dose prescrite.

V70: Pourcentage du volume recevant 70% d la dose prescrite.

V74: Pourcentage du volume recevant 74% d la dose prescrite.

Introduction générale :

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 [<http://www.e-cancer.fr>].

La radiothérapie est née avec la découverte des rayons X par W.K.Röntgen en 1895 et celle du radium par Marie Curie en 1898. Les médecins qui avaient accès à ces découvertes ont très vite observé que les rayonnements X et gamma produisaient des effets sur les tissus vivants et, en particulier, avaient la propriété de faire régresser les tumeurs cancéreuses et, dans certains cas, de les stériliser.

Au début des années 50, le radiothérapeute disposait de méthodes d'irradiation sélectives et précises grâce à l'introduction des rayonnements de haute énergie.

Une meilleure connaissance de l'histoire naturelle des cancers et de leur mode d'évolution, ainsi que l'analyse critique des résultats obtenus grâce aux diverses modalités thérapeutiques ont également contribué de manière significative à l'amélioration de l'efficacité de la radiothérapie.

Les progrès en radiothérapie sont constants, il est impossible de décrire dans le détail la totalité des techniques en développement. La technique de radiothérapie externe la plus utilisée aujourd'hui est la radiothérapie conformationnelle 3D (trois dimensions). Cette technique permet de faire correspondre le plus précisément possible (de conformer) le volume sur lequel vont être dirigés les rayons, au volume de la tumeur [<http://www.e-cancer.fr>].

Il y'a une technique qui consiste à faire varier la forme du faisceau au cours d'une même séance pour s'adapter précisément au volume à traiter, et ce même s'il comporte des << creux >> ou des concavités, c'est la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. Quand on a un dispositif radiologique intégré à l'accélérateur de particules, ce qui permet de contrôler la position exacte de la zone à traiter d'une séance à l'autre, on parle alors de la radiothérapie guidée par l'image.

Introduction générale

La radiothérapie prend en compte les mouvements de la respiration pendant l'irradiation du thorax ou du haut de l'abdomen par exemple, en utilisant la technique asservie à la respiration.

L'imagerie est impliquée dans toutes les étapes de gestion des patients, son objectif global en radiothérapie est de délimiter avec précision et, biologiquement, caractériser une tumeur individuelle, sélectionne une ligne de conduite appropriée de la thérapie, et de prédire la réponse le plus tôt possible.

L'objectif de ce travail est de faire une comparaison entre le traitement en deux dimensions et le traitement en trois dimensions, ainsi que l'optimisation et le choix du plan de traitement de cancer de col utérin. Ce travail sera donc exposé de la manière suivante:

La description des équipements de traitement, d'imagerie, de calcul, et de dosimétrie ainsi que les caractéristiques de faisceau utilisé dans le traitement du cancer du col utérin seront abordés dans le premier et le deuxième chapitre.

Le troisième chapitre décrit les outils et les techniques associés à la mise en place du patient et à la localisation de la tumeur. Le chapitre suivant est une étude bibliographique se rapportant aux aspects cliniques du cancer de col de l'utérus où on décrit son anatomie, la stadification de la maladie, et les techniques de traitement.

Le cinquième chapitre décrit les différents tests effectués sur les appareils de radiothérapie pour assurer une bonne qualité d'acquisition et un bon déroulement du traitement.

Le dernier chapitre consiste à faire une application clinique de la radiothérapie conventionnelle et de la radiothérapie conformationnelle en trois dimensions dans le traitement de cancer de col de l'utérus.



*La partie
théorique*

Chapitre 1

Equipements de téléradiothérapie

Chapitre 1: Equipements de téléradiothérapie:

Les développements rapides des systèmes d'imagerie diagnostiques, des accélérateurs linéaires à collimateur multilames mais surtout, des moyens informatiques mis à profit dans les systèmes de planification de traitement et également dans les réseaux d'échanges et de vérification d'information (Record and Verify) ont ouvert de nouvelles voies pour des traitements plus efficaces.

De nos jours, la radiothérapie est devenue conformationnelle : les faisceaux sont systématiquement conformés aux contours des tumeurs grâce à l'utilisation conjointe du Scanner pour l'obtention des données anatomiques en position de traitement, des systèmes de planification de traitement pour recueillir ces données en assistant le médecin dans la préparation d'une balistique optimale et du collimateur multilames pour délimiter l'irradiation au strict minimum.

1.1. Scanner:

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

Les scanners mono- ou bi-barrettes : les plus utilisés, sont constitués d'un tube à rayons X et de détecteurs (une ou deux rangées) qui effectuent un mouvement de rotation autour du patient. La couronne de détecteurs, face au tube, tourne avec le tube à RX.

Les scanners multi-barrette (depuis 2003, 2004), possèdent 4 à 64 rangées de détecteurs. La couronne de détecteurs se trouve toujours en face du tube et tourne avec lui.

1.1.1. Les modes d'acquisition :

Il existe deux modes d'acquisition des images :

- Le mode séquentiel : les coupes d'images sont réalisées les unes après les autres ;
- Le mode spiralé (hélicoïdal) : l'acquisition des données se fait de façon continue au cours du déplacement de la table avec le patient, les images sont obtenues dans un second temps par reconstruction mathématique.

Le scanner est un examen non seulement très utile pour le repérage de la cible mais surtout indispensable pour la radiothérapie car c'est lui qui permet d'obtenir l'information nécessaire pour simuler le dépôt d'énergie des rayonnements dans le patient. En effet, l'atténuation des faisceaux de rayons X est mesurée par un coefficient d'atténuation linéaire (μ). L'image de la coupe d'un objet est reconstituée à partir d'un grand nombre de mesures d'atténuation suivant diverses incidences. Un calculateur détermine la valeur de μ pour chaque volume élémentaire de l'image (voxel). En fait, on n'attribue pas une valeur de μ à chaque voxel mais plutôt un nombre de Hounsfield (**H**), qui a une traduction en valeur de gris et dont l'expression mathématique est :

$$\mathbf{H} = 1000 * \frac{\mu - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \quad [1]$$

Où μ_{eau} est le coefficient d'atténuation linéique de l'eau. La valeur de μ est donc de celle de **H** dépendent de l'énergie des photons émis par le tube du scanner. Par conséquent, la relation qui lie la densité électronique avec les nombres d' Hounsfield dépend du scanner et doit être mesurée.

Cette relation, qui se traduit sous forme d'une courbe expérimentale est très importante car les systèmes de calcul de la distribution ont besoin de la densité électronique de chaque voxel pour calculer avec précision la dose délivrée [1].

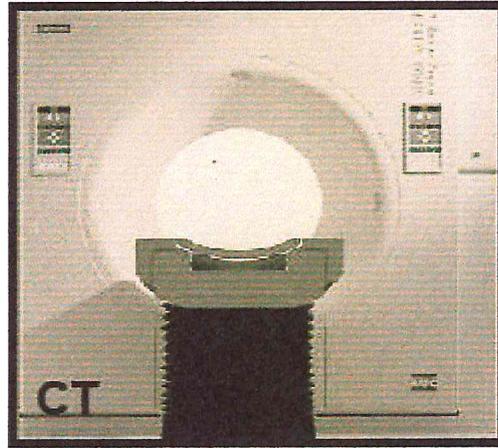


Figure (1): Exemple de dispositif d'imagerie scanner (CT).

1.1.2. Les avantages:

- *Fiabilité des données:* Le scanner permet d'obtenir des images fiables quant à la localisation des structures, et, selon le champ d'acquisition et la matrice de reconstruction utilisés, sa résolution est importante.

- *Densités:* Les densités hounsfield des organes explorés sont étalées sur une échelle de plus de 2000 valeurs (selon les types de scanner). Sur le plan informatique, les informations sont fréquemment codées sur 12 bits, ce qui permet 4096 valeurs théoriques.

- *Cas particulier:* Les rayons X sont particulièrement bien adaptés à la détection des structures de densité élevée comme les parois du globe oculaire ou les structures osseuses.

1.1.3. Les inconvénients:

Le scanner permet difficilement de différencier des structures dont le coefficient d'absorption des RX est proche, ce qui est le cas des structures cérébrales. D'autre part, les structures métalliques sont génératrices de nombreux artefacts (dits artefacts en étoile) du fait de leur radio-opacité, et qui génère des zones hyper-intenses dans les images reconstruites [2].

1.2. Accélérateur linéaire :

La nécessité d'obtenir des énergies de plus en plus importantes a contraint les constructeurs à développer de nouveaux modes d'accélération des électrons.



Figure(2): accélérateur linéaire Varian 2100C.

Aujourd'hui dans les accélérateurs linéaires, les électrons ne sont plus accélérés sous une tension continue, mais par une onde électromagnétique hyperfréquence de période T.

Un ensemble accélérateur est constitué des éléments suivants :

✓ **Le modulateur :**

Fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions haute-tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

✓ **Le générateur d'onde électromagnétique *klystron* ou *magnétron*:**

Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz). Le klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15 MV et nécessite un pilote. Le magnétron est un tube auto-oscillateur (pas besoin de pilote) haute fréquence.

✓ **Le canon à électrons:**

Sorte de tube à rayons X dont l'anode serait creuse. Ainsi les électrons accélérés sous une tension de quelques dizaines de kilovolts sont focalisés par une électrode (Wehnelt) et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice.

✓ **Le contrôle automatique de fréquence (CAF) :**

Permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure [3].

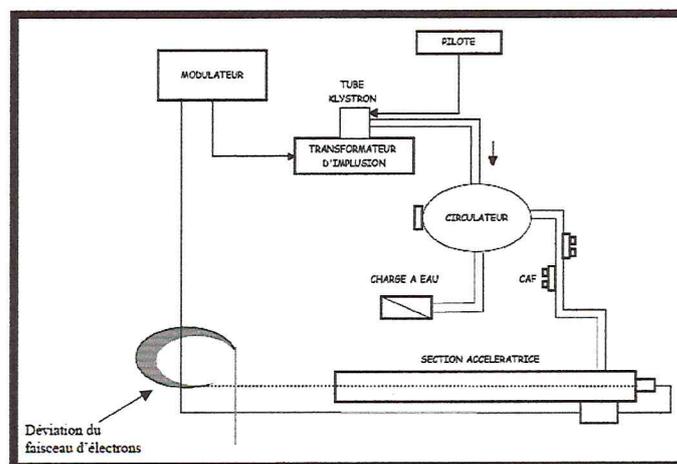
✓ **Le guide d'ondes:**

Ce sont des structures métalliques vides ou remplies de gaz de section circulaire ou rectangulaire utilisées dans la transmission des ondes. Ces cavités jouent deux rôles essentiels : coupler et distribuer la puissance entre les cavités adjacentes et fournir un champ électrique adéquat pour l'accélération des électrons.

Un système de refroidissement permet d'autre part de contrôler la température de la cible, de la section accélératrice et du générateur [4].

✓ **La section accélératrice:**

Dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Elle peut être comparée à un circuit RLC, ayant donc sa propre fréquence de résonance. Une cavité est généralement 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.



Figure(3):Circuit haute fréquence

Après leur accélération les électrons sont déviés de 90° ou de 270° pour pouvoir atteindre la tête d'irradiation [3].

✓ **La tête de l'accélérateur:**

A la sortie du canon à électrons, les électrons ont une distribution gaussienne en énergie d'énergie moyenne de l'ordre du mégavolt.

Par l'intermédiaire d'un champ magnétique de courbure, ils sont dirigés suivant une incidence normale sur une cible faite de matériau à numéro atomique élevé.

En effet, un électron passant à proximité d'un noyau atomique va être accéléré par interaction coulombienne entre ce dernier et le champ nucléaire. L'électron ainsi accéléré va alors rayonner et perdre de l'énergie : On parle de rayonnement de freinage ou *bremsstrahlung*. L'énergie de ce rayonnement varie de façon linéaire avec l'énergie des électrons et de manière quadratique avec le numéro atomique de la cible. A la gamme d'énergie de l'accélérateur linéaire, les photons de *bremsstrahlung* produits sont majoritairement dirigés vers l'avant dans le sens des électrons incidents.

La tête d'accélération comprend plusieurs composants qui influencent la production, la forme et la localisation du faisceau de photons. Ses composantes essentielles sont données comme suit [4]:

- la cible à rayons X
- le cône égalisateur et le diffuseur à électrons
- le collimateur primaire et secondaire ajustable
- le collimateur mutilâmes
- les chambres d'ionisation monitrices
- les filtres en coin rétractables

La figure (4) ci-dessous est une vue de globale du dispositif section accélératrice et tête d'un accélérateur linéaire utilisé en médecine.

- (1) le canon à électrons
- (2) la zone d'accélération
- (3) le champ magnétique de courbure (270°)
- (4) la cible
- (5) le système de commande de direction

- (6) le sélecteur de mode (pour le bon cône égalisateur en mode photon et le diffuseur en mode électrons)
- (7) la chambre monitrice
- (8) les mâchoires asymétriques
- (9) le collimateur multilames

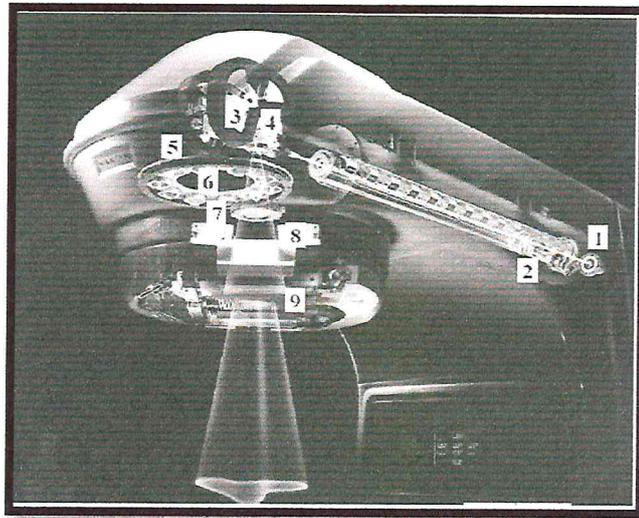


Figure (4): Vue globale d'un accélérateur linéaire médicale.

Les électrons arrivant sur la cible étant monoénergétiques, il devient possible de s'affranchir de la simulation de la section accélératrice. La section accélératrice se réduit donc à la modélisation du faisceau d'électrons arrivant sur la cible car ce dernier est le fruit de toutes les manœuvres se déroulant en amont de la cible. La simulation proprement dite de l'accélérateur linéaire d'électron ne se résume donc qu'à la modélisation de sa tête.

1.3. Le collimateur multilame (CML):

Il s'agit d'un élément mécanique fixé à la tête de l'accélérateur linéaire (Varian Medical Systems) ou intégré (Elikta, Simens) qui permet, à l'aide de lames mobiles en tungstène effectuant les mouvements continus et asynchrones, de définir précisément la forme du champ et d'atténuer les rayonnements en dehors du champ. Le collimateur multilames consiste en 40 à 80 paires de lames en tungstène disposées en deux rangés opposés soit un total de 80 à 160 lames (selon les constructeurs). Il existe toujours une collimation secondaire atténuant les fuites entre les lames.

Cette collimation définira un rectangle minimal incluant le volume cible (voir figure 5). De plus ces lames se chevauchent pour réduire davantage les fuites de rayonnement (transmission < 5 %) [5].

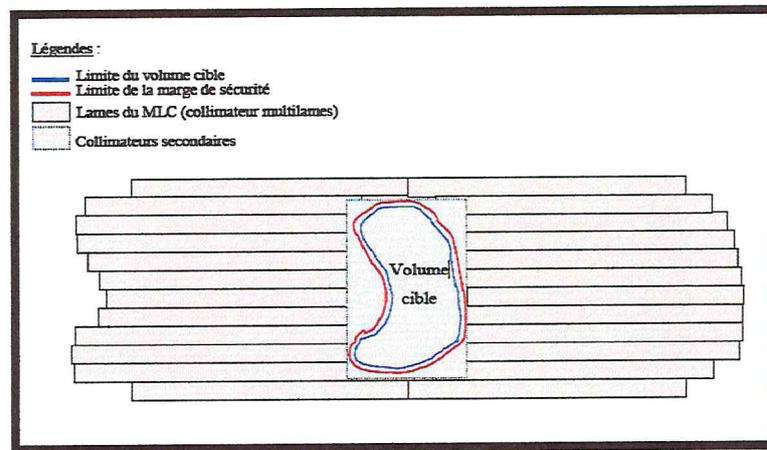


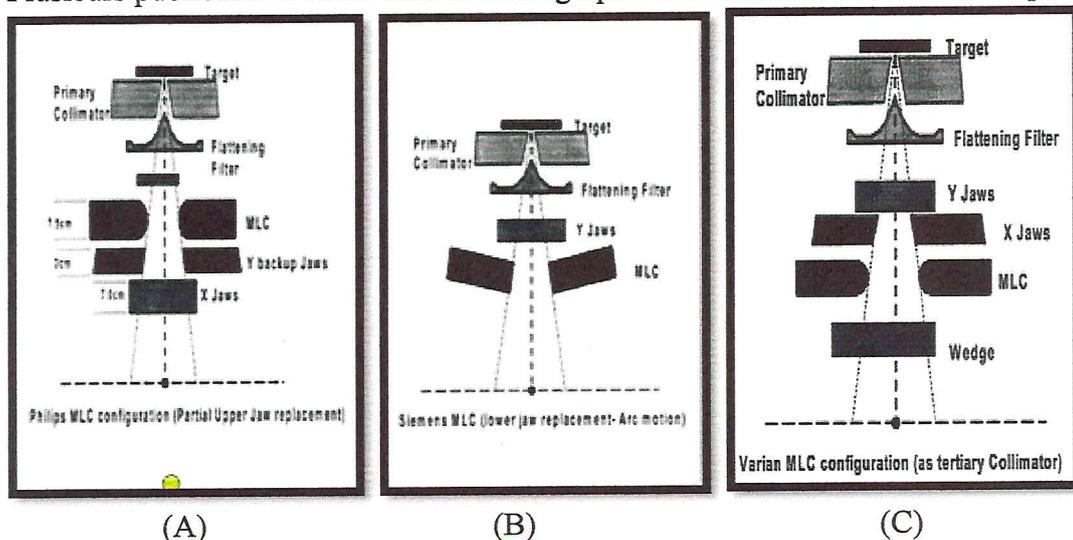
Figure (5) : Collimateur multilames (CML) (« Medica Mundi » V39 n°3 -1994) [3]

1.3.1. Description schématique des collimateurs multilames:

Les collimateurs multilames disponibles commercialement sur le marché peuvent être classés en trois catégories :

- remplacement des mâchoires supérieures (proximales), figure 6.A
- remplacement des mâchoires inférieures (distales), figure 6.B
- collimateur additionnel placé en-dessous des deux couples de Mâchoires, figure 6.C [6]

Plusieurs publications citées dans la bibliographie sont consacrées à leur description.



Figures(6): Description schématique des collimateurs multilames d'après C.MUBATA, SFPH Tours 1999

1.3.2. Les avantages du collimateur multilâmes :

- ✓ optimisation de la distribution de la dose ;
- ✓ la fabrication et la manipulation des caches personnalisés quasi systématiques pour les traitements en photons sont donc réduites au minimum éliminant les risques d'erreurs systématiques et de chute liés à leur mise en place ;
- ✓ Augmente les performances du traitement en permettant la modulation d'intensité (IMRT : Intensity Modulation in RadioTherapy) ; plus de temps consacré à la mise en place du patient car la manipulation liée à la préparation des traitements est considérablement allégée possibilité d'évolution des anciens accélérateurs par ajout du CML [3].

1.4. Système de planification de traitement(TPS):

L'une des voies majeures de sécurisation des traitements par radiothérapie a été la possibilité de les simuler avant de les réaliser. Cette simulation est organisée sur des consoles informatiques ou Systèmes de Planification des Traitements (TPS). Ces Systèmes de Planification des Traitements permettent tout d'abord d'optimiser les traitements du point de vue géométrique (précision balistique), l'optimisation des traitements du point de vue dosimétrique est effectuée sur des consoles de dosimétrie. Ces deux consoles sont le plus souvent regroupées sous une seule et même entité, le TPS [7].

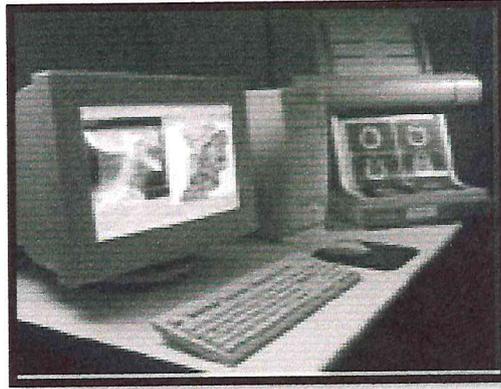
1.4.1. Le système Hardware:

1.4.1.1. Les composants Hardware d'un TPS:

Les principaux composants Hardware d'un TPS incluent une unité centrale (CPU), un écran graphique, la mémoire, le digitaliseur, les dispositifs de sortie et d'archivage, et dispositifs de communication réseau. Comme les capacités matérielles tendent de changer rapidement, l'approche générale consiste à acquérir un matériel de dernière génération, tout en permettant des mises à jour futures (Figure7) [8].

1.5 Système d'enregistrement et de vérification (Record and Verify system):

Un Système d'Enregistrement et de Vérification de radiothérapie (SEV) est un Système Médical Electronique Programmable (SEMP) ou un sous-système qui est utilisé pour permettre d'empêcher la configuration erronée des paramètres d'un accélérateur d'électron médical, d'un équipement de thérapie à faisceaux gamma, ou d'autres machines de traitement en radiothérapie, et pour enregistrer toutes les séances de traitement. Cela est réalisé par la vérification de la configuration des paramètres et en empêchant le fonctionnement de la machine si la configuration des paramètres ne correspond pas aux valeurs prédéterminées. Des imprécisions de données ou des erreurs dans le processus d'enregistrement et de vérification peuvent représenter des dangers pour la sécurité des patients [10].

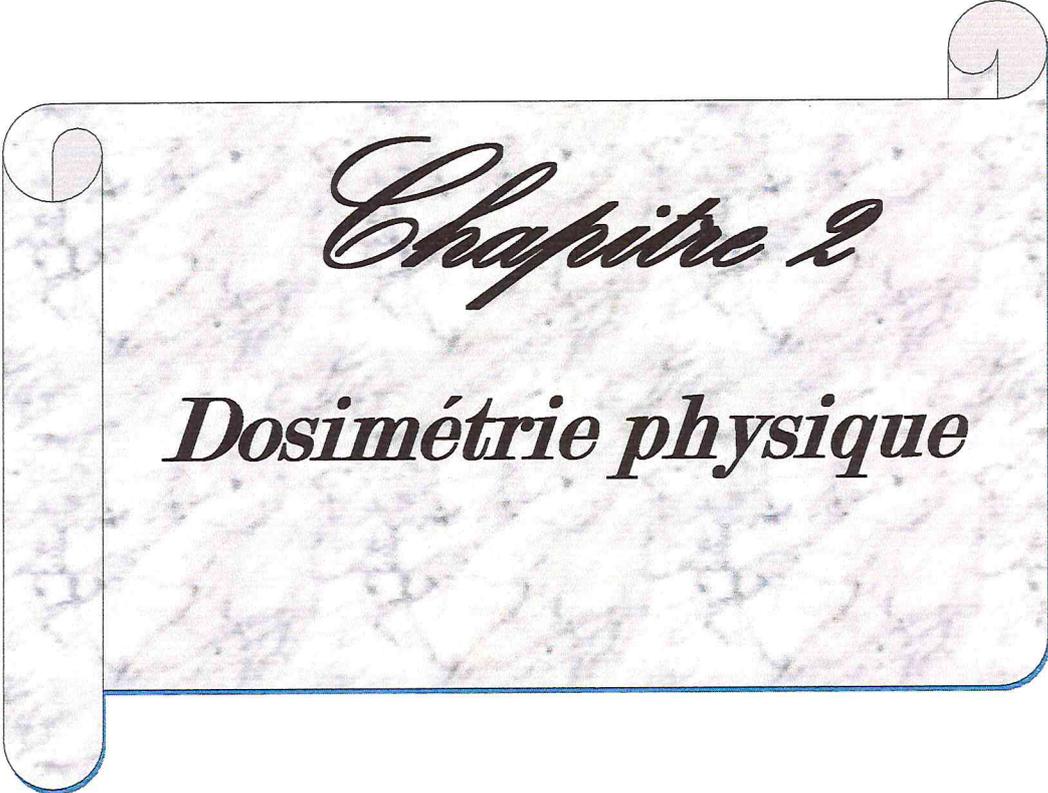


Figure(7): les composants Hardware d'un système de planification de traitement

I.4.2. Le système software et l'algorithme du calcul:

Les logiciels de dosimétrie sont un maillon important du process de prise en charge des patients en radiothérapie. Véritable outil de travail au quotidien des radiophysiciens et des dosimétristes, il permet le calcul de la planification de dose et la modélisation des faisceaux puis l'évaluation du plan calculé notamment par analyse de l'histogramme Dose-Volume. Les éléments essentiels de ce logiciel, outre les interfaces, les systèmes de validation et la convivialité, sont bien les algorithmes de calcul, plus ou moins rapides et performants, en association avec les consoles qui les supportent.

Le produit Varian est le logiciel ECLIPSE, disponible en français, qui propose 4 algorithmes principaux AAA (Analytical Anisotropic Algorithm), eMC : fast electron MonteCarlo), PBC (Pencil beam Convolution Algorithm) et DVO (Dose volume Optimisation). La licence IMRT s'appelle HELIOS. Elle permet d'optimiser de manière interactive la modulation d'intensité du faisceau et est couplée avec le système BAO (Beam Angle Optimization) qui permet de sélectionner les angles et le nombre de faisceau d'un plan qui remplissent au mieux les objectifs dose-volume [9].



Chapitre 2

Dosimétrie physique

Chapitre2: Dosimétrie physique:

2.1. Introduction :

L'évaluation et le contrôle des performances de l'ensemble des équipements de radiothérapie sont des opérations nécessaires et indispensables dès leur mise en service et pendant toute la durée de fonctionnement, pour cela on utilise des équipements de dosimétrie (chambre d'ionisation, fantôme d'eau,...).

2.2. La Chambre d'ionisation:

La chambre d'ionisation est le détecteur le plus utilisé pour calibrer les sources de rayonnement en radiothérapie ou curiethérapie. Le principe consiste à recueillir sur des électrodes, les charges créées suite à l'interaction du rayonnement avec les atomes constituant le gaz (en général de l'air) dans le volume de collection. Contrairement aux chambres pressurisées une correction liée à la température et la pression doit être appliquée aux chambres ouvertes. Les mesures sont relativement simples et fiables (avec une incertitude standard sur l'activité d'environ 5%). Elles permettent de faire des mesures ponctuelles (2D) de la dose mais leur sensibilité est faible et elles demandent un nombre important d'unité moniteur (irradiation) par image. Les détecteurs les plus utilisés pour la mesure de la dose absolue sont des chambres d'ionisation cylindriques [1].

2.2.1. Les chambres cylindriques:

Les chambres cylindriques sont recommandées par les protocoles dosimétriques du fait de leurs géométries simples et robustes. Le volume de la cavité doit être compris entre 0.1cm^3 et 1cm^3 nécessaire pour une sensibilité suffisante. La paroi de la chambre est faite de matériau équivalent à l'air [11].

2.3. Les Electromètres:

La charge(ou intensité) produit dans une chambre d'ionisation est extrêmement faible, sa mesure exige un dispositif très sensible appelé électromètre, dont l'impédance d'entrée est très élevée ($>10^4\Omega$). Un électromètre idéal devrait posséder un affichage numérique et avoir un pouvoir de résolution de quatre chiffres ou 0.01 %. L'électromètre et la chambre d'ionisation peuvent être étalonnés séparément. Cependant, il arrive que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie, et il faut alors étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme étant un seul système de mesure [11].

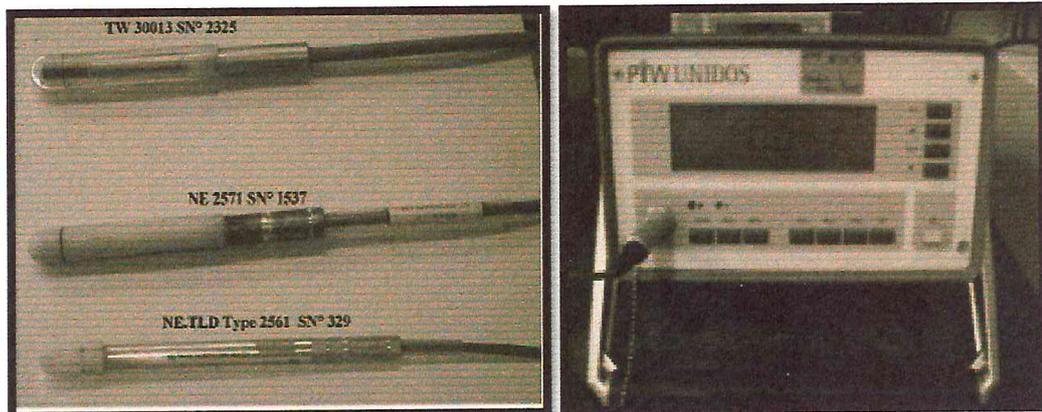


Figure (8) Différents types de chambres cylindriques Figure(9) Electromètre PTW UNIDOS

2.4. Le Film radiologique:

D'un point de vue historique, l'émulsion photographique a été le premier détecteur utilisé dès la découverte des rayons X. Le film radiographique est constitué de grains de bromure d'argent (AgBr), enrobés d'une émulsion de gélatine, qui seront réduits en atomes d'argent lors de l'irradiation. Ce processus forme une image latente qu'il sera nécessaire de révéler ultérieurement au moyen d'un développement physico-chimique (i.e., le développement). A l'issue de cette étape, le film présente un noircissement, exprimé en densité optique et mesuré au moyen d'un photodensitomètre, d'autant plus important que la dose absorbée est grande [12].

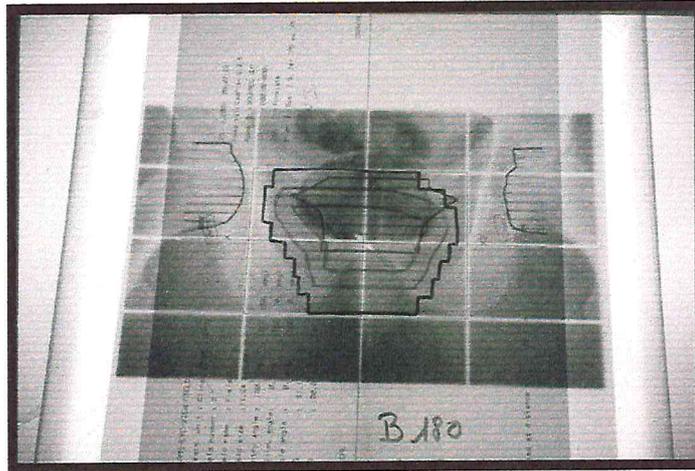


Figure (10) film radiologique

2.5. La diode au silicium:

Une diode silicium est constituée d'une jonction $p-n$. Les diodes peuvent être basées sur des substrats de type p (trous majoritaires) ou de type n (électrons majoritaires). Dans le domaine de la radiothérapie, les diodes sont utilisées en mode passif (sans polarisation durant l'irradiation) en raison des débits de dose importants (qq Gy/min). Dans ce cas, la zone de déplétion est réduite à son épaisseur minimale et la sensibilité minimum. Lors de l'irradiation, des paires électrons / trous sont générées dans la zone de charge d'espace, sont séparées par le champ électrique intrinsèque, et collectées. Cette collection induit un courant, proportionnel au débit de dose, mesuré via un électromètre.

Les diodes sont très largement utilisées en dosimétrie médicale en raison de leur robustesse et de leur simplicité d'utilisation (lecture presque immédiate) [12].

2.6. Les détecteurs à scintillation:

Il s'agit ici d'un détecteur destiné à la mesure directe à la peau du patient, c'est un dosimètre *in vivo*. Cette technique utilise le phénomène physique de la scintillation par le couplage entre une fibre optique et un capteur (scintillateur). Un capteur en phosphore (de la taille d'une tête d'allumette) est lié à une fibre optique. La lumière générée par le capteur, suite à l'exposition aux RX, est guidée par la fibre optique jusqu'à un semi-conducteur photosensible. L'intensité du signal lumineux capté par le semi-conducteur est proportionnelle à la dose [13].

2.7. Les Fantômes:

2.7.1. Le Fantôme parallélépipédique:

Un fantôme parallélépipédique de densité équivalent tissus, constitué de plaques de polystyrène dur de surface 30x30 cm² et d'épaisseurs variables (de 1, 2, 5 et 10 mm) a été utilisé pour effectuer les contrôles qualité prétraitement en IMRT, à l'aide de la chambre d'ionisation et des films radiographiques [5].

2.7.2. Le Fantôme d'eau:

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie, est un fantôme de matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu biologique.

A cet effet, le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Cependant, ce sont les fantômes d'eau qui ont ces particularités (les tissus biologiques sont constitués de plus de 80% d'eau) et sont les plus fréquemment utilisés. Ces fantômes sont recommandés par les protocoles dosimétriques les plus récents, tel que les protocoles de l'AIEA (TRS" Technical Report Series" 398 [14] ou celui de l'AAPM" American Association of Physique in Medicine" (TG" Task Group" 51) comme milieu de référence pour les mesures de la dose absorbée.

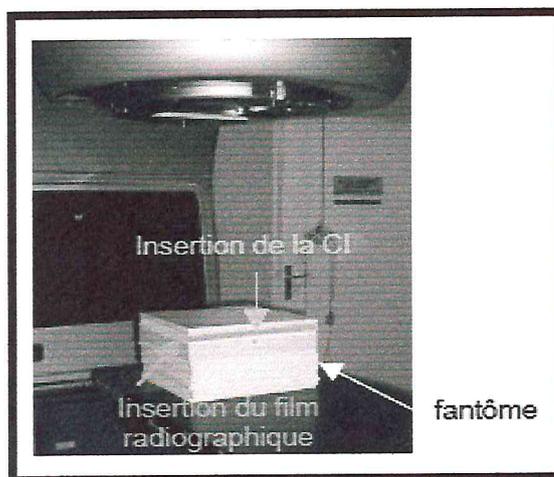


Figure (11) fantôme parallélépipédique pour les contrôles qualité pré-traitement, à l'aide de la chambre d'ionisation et des films radiographiques.

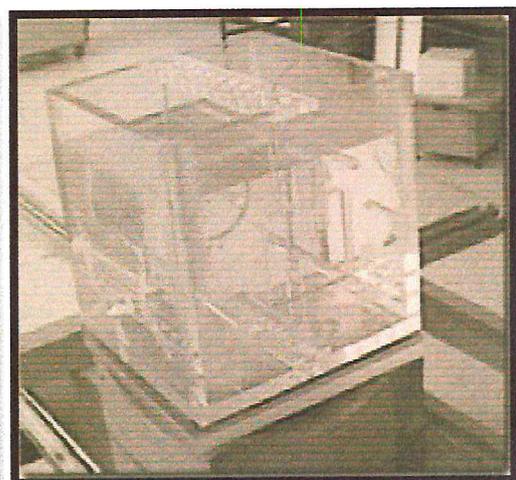


Figure (12): Fantôme AIEA

2.8. Le thermomètre et Le baromètre:

Les mesures effectuées avec une chambre d'ionisation doivent être corrigées pour la température et la pression. Cette correction, dont le formalisme est donné par tous les protocoles dosimétriques existants, est indispensable pour ramener la valeur de la lecture donnée par la chambre aux conditions standards pour lesquelles cette chambre a été étalonnée. On utilise pour la mesure de la température et la pression le Thermomètre et le Baromètre:

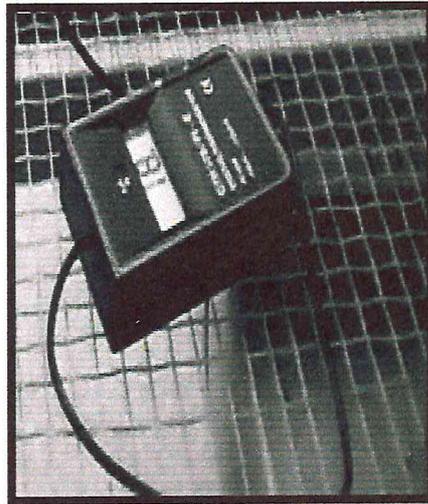


Figure (13): Thermomètre

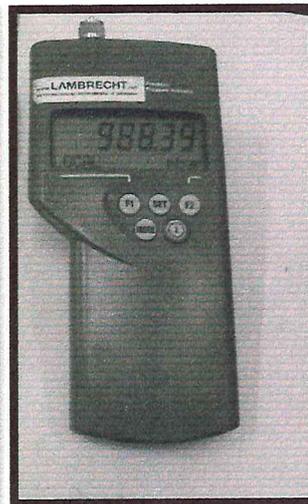


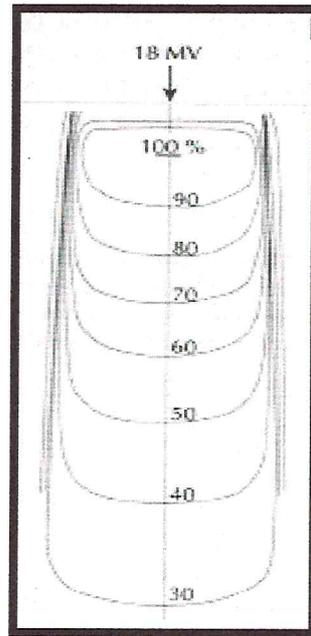
Figure (14): Baromètre

2.9. Données physiques du faisceau 18 MV RX:

En clinique, on utilise des photons de 4 à 25 MV, dont la pénétration est plus grande que celle des photons du Co^{60} et des électrons de 8 à 30 MeV, et le spectre d'énergie produit par faisceaux d'X est très large dès l'entrée dans le milieu et conserve une valeur moyenne élevée dans tout le milieu.

2.9.1. Courbes d'isodose standard:

Les isodoses principales relatives à des faisceaux de photons sont généralement plates et parallèles à la surface d'entrée du milieu au fur à mesure que l'on éloigne. Pour plus de concision, la distribution de dose est souvent représentée par le rendement en profondeur et le profil du faisceau, qui n'est autre que la variation relative de la dose suivant une direction perpendiculaire à l'axe du faisceau et généralement mesuré à plusieurs profondeurs.



Figure(15) isodoses de base relatives à un faisceau de rayon X 18 MV

2.9.2. Rendement en profondeur:

Les rendements en profondeurs relatifs à un faisceau de photon présentent trois parties distinctes:

- ✓ Un accroissement important de dose, due à la mise en mouvement d'électrons secondaires dans le milieu par les photons primaires.
- ✓ La région de maximum (build up), correspondant à un équilibre électronique, et elle est d'autant plus plate que l'énergie est plus élevée. Elle est caractérisée par la profondeur de maximum de dose.
- ✓ La région de décroissance de dose en profondeur, pratiquement exponentielle correspondant à l'atténuation du faisceau de RX.

Le rendement en profondeur dépend de l'énergie de faisceau, la taille de champ, et la distance source-surface (DSP) [15, 16].

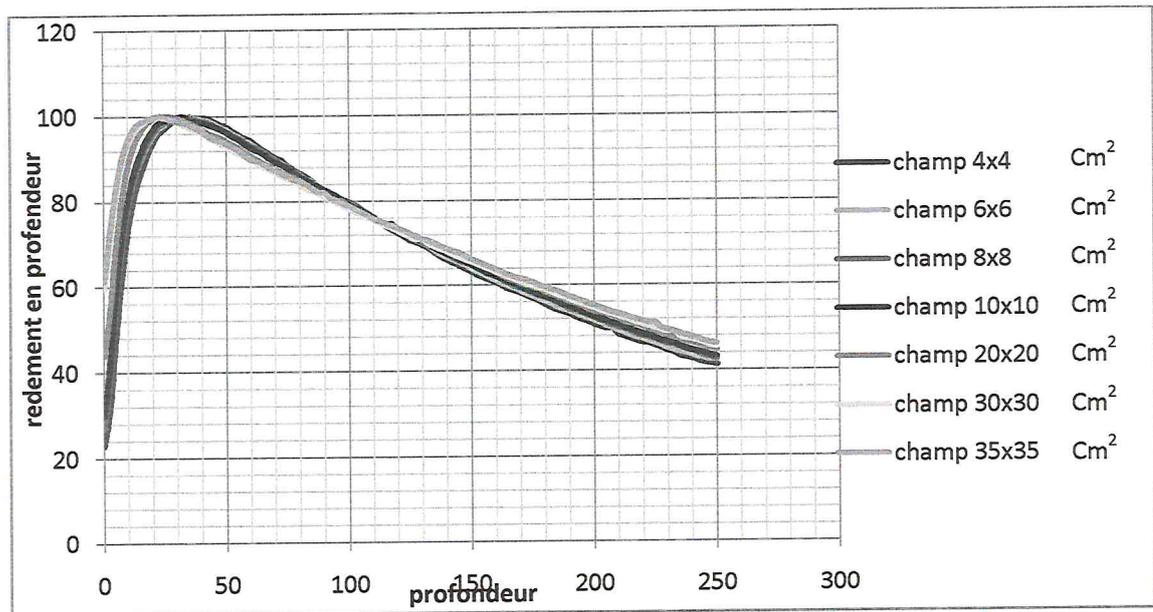


Figure (16): le rendement en profondeur pour des différentes tailles de champ pour DSP 100.

2.10. Les Caches :

Malgré la grande diversité de localisateurs et/ou de diaphragmes réglables dont sont pourvus les appareils de RX, il est parfois difficile d'adapter la section du faisceau à la forme et à la dimension de la tumeur que l'on souhaite traiter. Il est donc nécessaire de placer sur le trajet du faisceau des blocs de matériaux de numéro atomique élevé destinés à atténuer fortement le rayonnement dans les directions à protéger: ce sont des caches. Ils sont généralement fabriqués en plomb coulé ou scié à la demande (masse volumique 11.2 g.cm^{-3} , point de fusion 327°C) ou en alliage à bas point de fusion, alliage de Lipowitz ou cerrobend(masse volumique 9.64 g.cm^{-3} point de fusion 70°C).

L'épaisseur des caches dépend de la transmission souhaitée et de l'énergie du rayonnement. Le tableau 2 présente les épaisseurs de caches en plomb et en cerrobend correspondant à une transmission de 6% dans les conditions usuelles [17].

Rayonnement	Plomb (cm)	Alliage de Lipowitz
Co	5	5.8
RX 5.5 MV	6.5	7.6
RX 18 MV	5.7	6.6
RX 25 MV	5.3	6.2

Tableau (1) : Epaisseur (cm) conduisant à une transmission de 6% dans les conditions usuelles d'utilisation (composition de l'alliage de Lipowitz: bismuth 50%, plomb 26,7%, étain 13.3%, Cadmium 10%) [17].

Chapitre 3

*La chaîne de traitement en 2D
et 3D CRT*

Chapitre 3: la chaîne de traitement en 2D et 3D-CRT:

3.1. Introduction:

Les plans de traitement sont constitués à partir d'imagerie multimodalité issues de la phase de simulation virtuelle et d'acquisition des données anatomiques (définition des volumes). Cette phase de préparation du traitement comprend un système graphique informatisé, conçu à partir d'algorithmes complexes qui permet de vérifier d'affirmer de manière interactive la proposition du plan qui sera envoyée au radiothérapeute. Le plan de traitement est ensuite transféré vers le poste d'administration de la dose, les derniers contrôles et vérifications avant la mise en place des séances sont réalisées par un physicien médical.

Dans la majorité des cas, à la première séance avec le patient aucune irradiation n'est réalisée, cette étape consiste à vérifier que le positionnement prévu au poste de simulation est productible en poste de traitement.

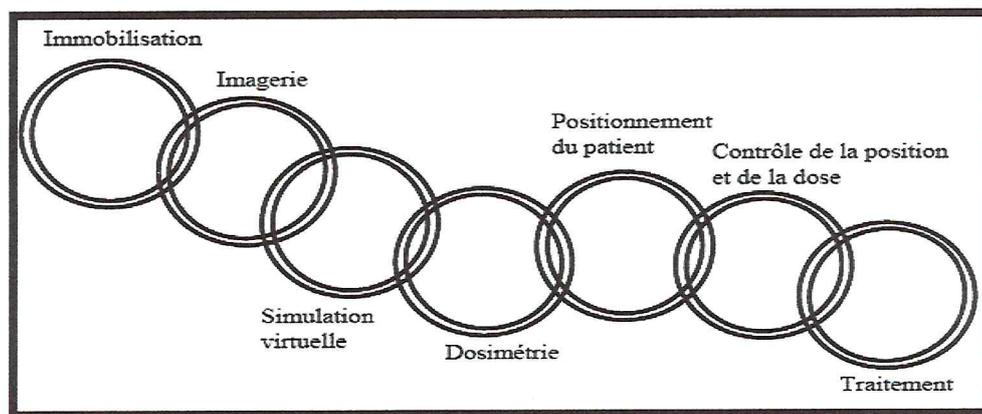


Figure (17) chaîne de traitement en CRT-3D.

3.2. Imagerie multimodalités:

Les différentes sources d'imagerie médicale se différencient en majeure partie par le type d'informations qu'elles recueillent. Chaque modalité donne une représentation différente des organes ou de leurs fonctions et présente ainsi un intérêt médical propre [18].

3.2.1. L'imagerie CT:

La tomographie axiale calculée ou imagerie CT (*Computed Tomography*), est une technique complémentaire des imageries TEP et SPECT, fondée sur l'acquisition d'images bidimensionnelles par radiographie X et reconstruction tridimensionnelle par ordinateur, selon le principe de la tomographie. Cette technique joue donc sur la différence de pouvoir d'absorption des rayons X par les différents tissus et organes, éventuellement avec l'injection d'un agent de contraste pour mettre en valeur les vaisseaux sanguins ou la vessie. L'imagerie CT est principalement une méthode d'étude anatomique, même si l'utilisation de ces agents de contraste peut également en faire une méthode d'étude fonctionnelle de l'organisme [19].

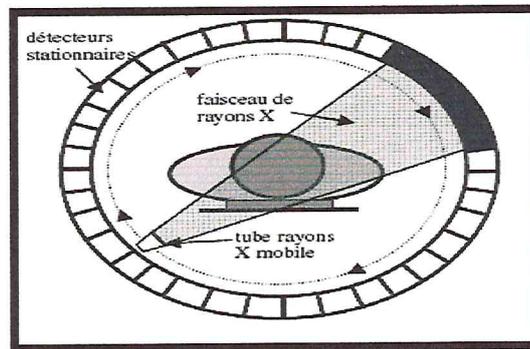


Figure (18): schéma du principe de fonctionnement d'un scanner CT.

3.2.2. Imagerie par résonance magnétique IRM :

Une image est une représentation virtuelle d'un plan de coupe de l'objet analysé. Elle est formée par une matrice de pixels, dont l'intensité est proportionnelle au signal de résonance issu du plan de coupe analysé. Le signal de résonance mesuré par l'antenne est la somme de signaux de fréquences variables. Son analyse fréquentielle permet de connaître pour chaque fréquence et donc pour chaque position l'intensité du signal de résonance émise par le pixel (Figure19). L'image obtenue est une visualisation morphologique dont le contraste est fonction des paramètres d'acquisition de l'image qui sont choisis pour privilégier la visualisation d'un des paramètres intrinsèques tissulaires [20].

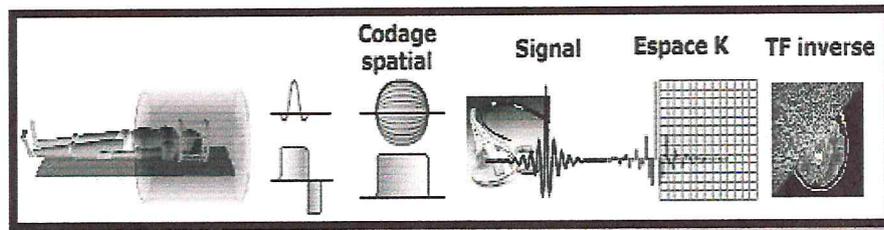


Figure (19): Protocole d'acquisition des images d'IRM [21].

3.2.2. La Tomographie par Emission de Positrons TEP:

L'imagerie TEP est une technique d'imagerie diagnostique de médecine nucléaire. Son principe repose sur la détection externe des rayonnements ou photons gamma (γ) issus de la décroissance radioactive de radio-isotopes administrés au patient. [20]

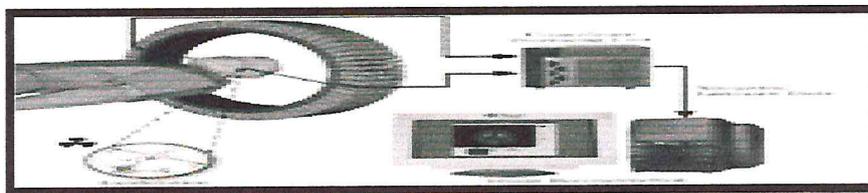


Figure (20): Schéma du processus d'acquisition d'une TEP [12].

3.2.4. Résumé:

Le tableau suivant résume les paramètres d'acquisition des l'imagerie multimodalité [22].

	TEP	CT	IRM
Taille	128×128	512×512	256×256
Nombre de coupes	47	335	13
Épaisseur de coupe	3,27 mm	1,2 mm	8 mm
Résolution	3,25 × 3,25 (mm ²)	0,97 × 0,97 (mm ²)	1,8 × 1,8 (mm ²)
Field of View	circulaire Ø 50 cm	circulaire Ø 50 cm	rectangulaire 460×345 mm ²
Acquisition	axiale	axiale	petit axe
Synchronisation	16 phases	16 phases	16 phases
Acquisition	¹⁸ F ¹⁸ FDG	sans produit de contraste	2D Fiesta

Tableau (2): résumé des paramètres d'acquisition pour les images TEP, CT et IRM [22].

3.3. Contention et immobilisation : erreurs de positionnement

La réussite d'un traitement par radiothérapie conformationnelle en trois dimensions dépend largement de la précision dans le repositionnement du patient ou plus exactement du volume à irradier par rapport à l'isocentre de la machine. Les praticiens ont recours à différents moyens de contention et de repérage pour reproduire le plus fidèlement possible la position initiale du patient [Rosenthal 1993]. La méthode la plus fréquente utilise des lasers montés dans la salle de traitement. À chaque séance, le patient est positionné en alignant ces lasers sur des tatouages dessinés sur sa peau. Les tatouages sont faits lors de l'acquisition des images de planification. Ils établissent le système de référence pour le repérage. Si elle garantit une reproductibilité de la position des structures externes comme le pelvis, cette méthode ne permet pas de contrôler les positions d'un organe interne comme la prostate où les déplacements peuvent être importants. Ces déplacements sont dus, notamment, à la respiration et aux changements morphologiques du patient pendant la durée du traitement [Song 1996] [23].

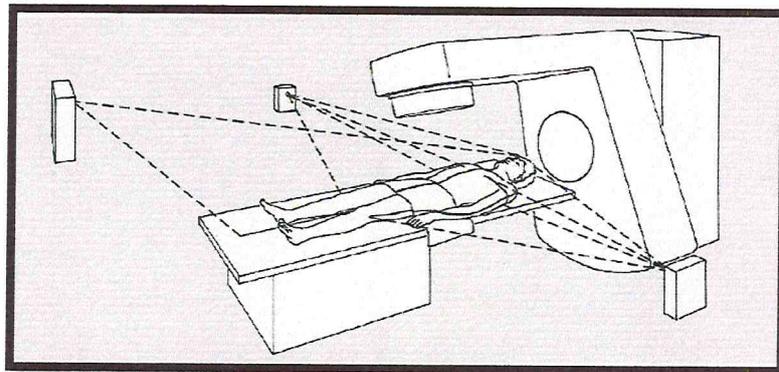
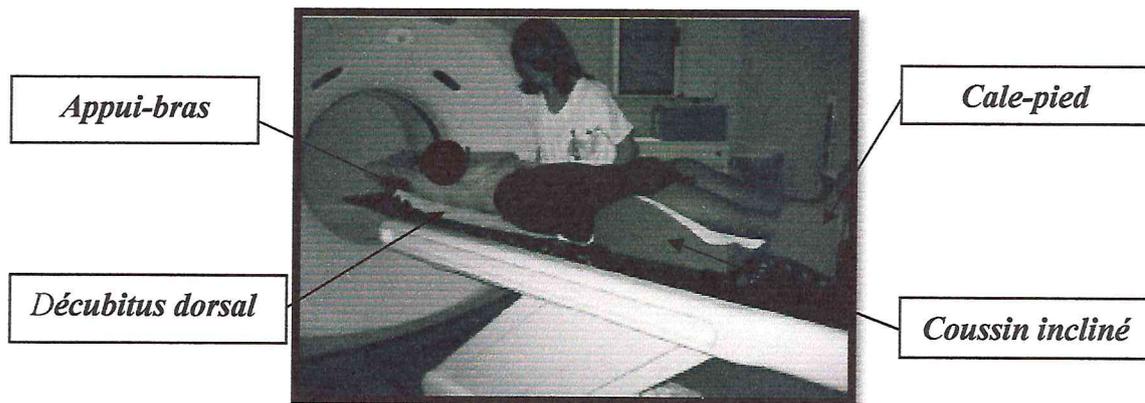


Figure (21): lasers de repositionnement.

Par ailleurs, les nouveaux systèmes de contention permettent un repositionnement beaucoup plus fidèle entre le scanner de repérage et la position en salle de traitement, avec meilleur confort [14].



Figure(22) le repositionnement à l'aide des moyens de contention.

3.4. Simulation virtuelle:

La simulation virtuelle est une méthode de simulation "moderne" permettant, en une seule et unique opération, de définir toute la balistique du traitement et de repérer de façon définitive sur la peau des points facilitant la mise en place du patient sous l'appareil de traitement.

Le Simulateur virtuel est constitué de 3 éléments : un scanner, un système de repérage externe constitué de 3 lasers mobiles dont le déplacement est géré de manière informatique, et enfin une console dite de simulation virtuelle capable de traiter les données acquises au scanner.

L'utilisation de la simulation virtuelle permet de définir toute la balistique du traitement, à valider cette balistique et à repérer de façon définitive les points d'entrées des faisceaux sur la peau du patient, ce en une seule et unique opération lors de l'examen scanner. Le scanner, ici n'est pas utilisé dans un but diagnostique, mais uniquement dans le but d'acquérir les données anatomiques du patient, nécessaires à la mise en œuvre de son traitement.

Les coupes scanner produites sont transférées sur la console de simulation virtuelle où le médecin radiothérapeute peut alors dessiner les contours de la tumeur et ceux des organes à protéger. Grâce à la reconstruction informatique des images à partir des coupes scanner, il est possible de déterminer l'orientation et la dimension optimales des faisceaux permettant d'assurer une couverture adéquate de la tumeur tout en épargnant les tissus sains avoisinants. Le point de concours de l'ensemble des faisceaux, qui correspond au point de prescription de la dose, appelé point

"Isocentre" est alors facilement déduit et transféré vers la console de gestion du positionnement des lasers. Les lasers se positionnent alors automatiquement et leur projection sur la peau du patient permet le repérage définitif des points d'entrée des faisceaux. [Annexe A]

3.5. Définition des volumes et contourage :

Les rapports ICRU 50 et 62 définissent et décrivent plusieurs volumes cibles et critiques de la structure, qui aident le processus de la planification du traitement et qui donne une base de l'inter-comparaison. Les volumes suivants ont été définis comme les volumes principaux liés à la planification. La figure (23)

- *GTV (Gross Tumeur Volume):*

Est la partie palpable ou visible qui démontre l'extention et la localisation de la tumeur. (ICRU 50)

Le GTV est basé sur les informations obtenues de la combinaison d'imagerie multimodalités, les modalités diagnostiques, et l'examen clinique.

- *CTV (Clinical Target Volume):*

Est le volume de tissu qui contient le GTV démontré et /ou les extensions malignes microscopiques sub-clinique qui doivent être éliminé. Ce volume doit être traité de manière adéquate pour obtenir le but de la thérapie que se soit curatif ou palliatif. (ICRU 50)

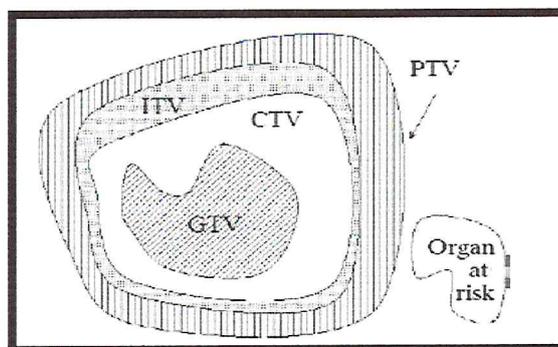


Figure (23): la représentation des volumes d'intérêts comme défini par ICRU 50 et 62.

Le CTV incluse en général, la surface directement du GTV. Elle peut contenir les tissus malins microscopiques ainsi que les surfaces considérées comme potentiellement malignes et qui nécessitent un traitement. Le CTV est un volume anatomo-clinique qui est déterminé par le radiothérapeute mais souvent après consultation des spécialistes en anatomo-pathologie et en imagerie médicale. Le GTV est habituellement déclaré comme une marge fixe ou variable autour du GTV (par exemple $CTV = GTV + 1\text{cm}$ de marge), mais dans certains cas ils sont confondus.

Il est possible d'avoir plusieurs CTV non configus qui nécessitent des différentes doses totales pour atteindre l'objectif de traitement.

- *ITV (Internal Target Volume):*

Contient le CTV plus une marge interne, la marge interne est choisie pour tenir compte de la taille et la position du CTV par rapport aux repères osseux. Ces variations sont dues aux mouvements des organes comme la respiration, la vessie et le contenu de rectum (ICRU 62).

- *PTV (Planning Target Volume):*

Est un concept purement géométrique, il est défini pour sélectionner les arrangements des faisceaux, prendre en considération l'effet des possibles variations géométriques et assurer ainsi que la dose prescrite et la dose délivrée au CTV. (ICRU 50)

Le PTV inclue une marge interne (ICRU 62), et une marge additionnelle pour les incertitudes de l'installation, les tolérances de la machine, et les variations durant le traitement. Le PTV est utilisé pour entourer un ou plusieurs CTV pour être sûr par un groupe du champ. Le PTV dépend de la précision de certains équipements tels que les dispositifs d'immobilisation et les lasers, mais n'inclue pas une marge pour les caractéristiques dosimétriques de faisceau d'irradiation (i.e. la surface de pénombre et la région de build-up)

- **OAR:** (*Les organes à risques*)

OAR est un organe radiosensible qui pourrait nécessiter un changement dans l'arrangement des faisceaux ou dans la dose. On doit faire attention aux organes même s'ils ne sont pas adjacents au CTV surtout s'ils ont une faible tolérance en dose [8].

L'ICRU (*International Commission on Radiation Units*) recommande de maintenir la dose délivrée dans un intervalle de $\pm 5\%$ et si possible d'au plus $\pm 7\%$ de la dose prescrite dans le volume cible prévisionnel.

3.6. Transfert des données:

Le codage des images est réalisé dès l'enregistrement de celles-ci sur un support physique à la norme DICOM. Cette norme unifie la structure des fichiers contenant les images, indépendamment des constructeurs et des modalités d'imagerie. Un fichier DICOM (généralement un fichier est généré par coupe d'image) mixe donc les données brutes de l'image avec des informations sur le patient, sur la géométrie d'acquisition, et sur la modalité. Cette étape est réalisée automatiquement par le logiciel de gestion de la base de données de la modalité. L'enregistrement est réalisé sur un CDROM spécifique à la base d'image, cette étape étant nécessaire afin de posséder un enregistrement de sécurité en cas de problème. Le transfert d'images d'un site informatique à un autre est un sujet d'actualité. En effet, de nombreux problèmes se posent concernant aussi bien la traduction des données, la confidentialité, que les vitesses de transmission et l'encombrement du réseau [2].

3.7. TPS 3D versus TPS 2D:

L'évaluation de la 3D versus 2D a été réalisée en comparant l'acquisition de données, la définition des faisceaux, et le calcul de dose [24] :

3.7.1. Acquisition de données

Acquisition de données	Niveau 1 Basique	Niveau 2 3D
Immobilisation	souhaitable	Adaptée au patient
Système d'imagerie	Films ou quelques coupes scanner	Coupes scanner fines, IRM optionnelle
Référence pour la mise en place	Hauteur table et marques à la peau	Marqueurs externes
Organes critiques	Contours sur chaque coupe	Segmentation 3D
Inhomogénéités	optionnel	Contour ou correction voxelisé
GTV	Non formellement défini	contour
CTV	Non formellement défini	GTV + marges automatiques
ITV	Non formellement défini	Basé sur les règles standards

Tableau (3): Acquisition de données en 2D et 3D d'après IAEA, *Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy*.

3.7.2. Définition du faisceau:

Définition du faisceau	Niveau 1 Basique	Niveau 2 3D
Incertitude	Marges non spécifiques	Marges basées sur études
rayonnement	Photons ou électrons	photons

Modificateurs	filtres	Filtres, compensateurs
Incidence	Faisceaux coplanaires	Non coplanaires
Isocentre	DSP ou DSA	DSA
Limitations des faisceaux	Caches standards	Caches spécifiques ou CML
Marges CTV et PTV	Dessinés sur films	Marges définies par protocole

Tableau (4): Définition du faisceau en 2D et 3D d'après IAEA, Transition from Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy.

3.7.3. Calcul de dose :

Calcul de la dose	Niveau 1 Basique	Niveau 2 3D
Modèles de calcul	1D ou 2D	2D ou 3D avec corrections d'hétérogénéités
Evaluation des plans	Isodoses sur la coupe centrale (et plusieurs coupes)	Isodoses en 3D et DVH
Optimisation des plans	Essais successifs et appréciation visuelle	Essais successifs et optimisation simple

Tableau (5): calcul de dose en 2D et 3D d'après IAEA, Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy.

3.8. Systèmes de vérification:

3.8.1. EPID: *Electronic Portal Imaging Devices*

Produit par Kodak en 1965, les premiers films de vérification ont montré l'importance de l'étape de vérification pour la détection d'un nombre non négligeable d'erreurs de positionnement. En effet, la majorité des centres de traitement continué à les utiliser comme images de contrôle jusqu'aux années 80 marquées par l'apparition de nouveaux dispositifs d'imagerie de contrôle nommés EPID. L'avantage majeur des EPID se manifeste par le fait qu'ils assurent une visualisation quasi-instantanée sur écran de l'image du champ irradié, ce qui a pour conséquence une correction immédiate dans le cas d'un positionnement incorrect. En plus la nature digitale de l'image de contrôle permet le traitement avec de nombreux outils informatiques [25].

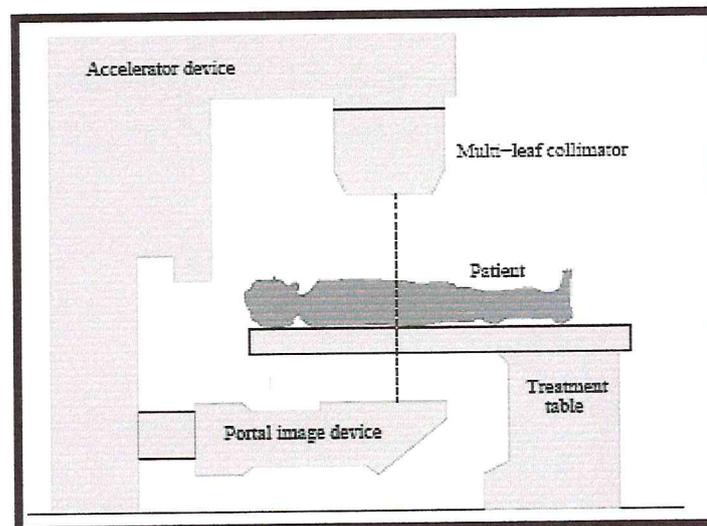


Figure (24): *Electronic Portal Imaging Devices (EPID)*.

3.8.2. *DRR: Digitally reconstructed radiographs*

Les DRR_s sont produites par le traçage des lignes de rayons à partir d'une position de la source virtuelle par les données CT du patient à un plan du film virtuel. La somme des coefficients d'atténuation tout au long d'une ligne de rayon donne une quantité analogue à la densité optique (OD) sur un film radiographique. Si

les sommes au long de toutes les lignes de rayon d'une seule position de source virtuelle alors sont ensuite affichées sur leurs position appropriée sur le plan du film virtuel, le résultat est une image radiographique synthétique entièrement basée sur l'ensemble des données CT 3-D qui peut être utilisé pour la planification de traitement [8].

3.8.3. BEV: le Beam's Eye view

Qui permet de simuler une vue à partir de la source du faisceau. Cette projection facilite la délimitation du champ autour de la tumeur (figure 25).

3.8.4. HDV: l'histogramme dose/volume

Qui donne une représentation graphique (cumulative ou différentielle) du volume de tissus d'un organe ou d'une région d'intérêt (en ordonnée) ayant reçu une dose D, en Gy ou en pourcentage d'une dose totale (en abscisse), (figure 26) [26].

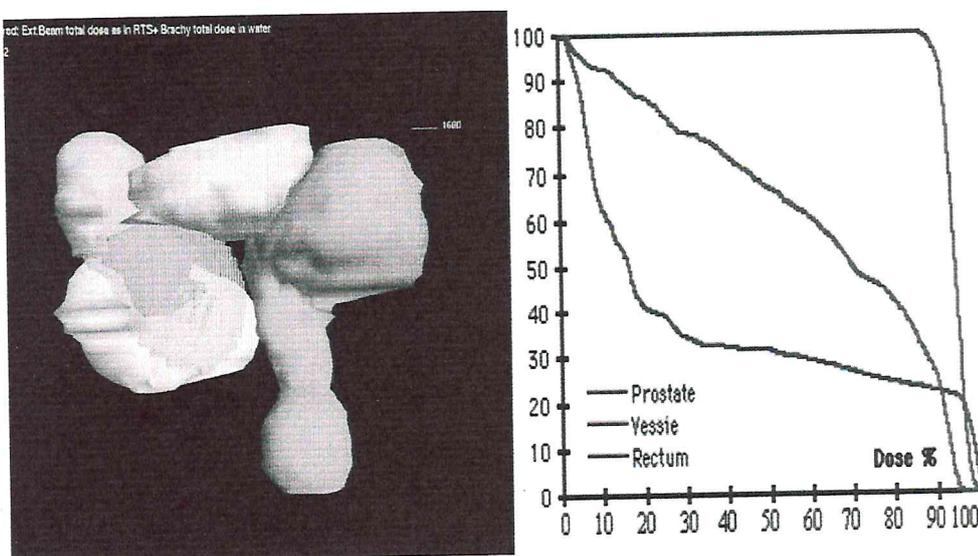


Figure (25) BEV représente la distribution du dose Figure (26) Histogrammes dose / volume cumulatif

Chapitre 4

Le cancer de col de l'utérus

(Aspects cliniques)

Chapitre 4: le cancer du col de l'utérus (aspects cliniques)

4.1. Introduction:

Dans le monde, le cancer du col utérin vient au deuxième rang des cancers féminins avec environ 466 000 nouveaux cas et 231 000 décès chaque année. Il résulte de la croissance incontrôlée de cellules anormales dans le col, l'ouverture de l'utérus ou du vagin. Les indications de traitement (chirurgie, chimiothérapie, radiothérapie externe,...) de cancer du col dépendent du stade de la tumeur et l'âge de la patiente.

4.2. Anatomie de col de l'utérus:

L'utérus a la forme d'une poire dont l'extrémité renflée, aplatie de haut en bas, est dirigée vers le haut, alors que l'extrémité rétrécie regarde vers le bas et présente une concavité antérieure. La partie supérieure ou corps de l'utérus possède une face antérieure et une face postérieure. Le Fundus, bombé dépasse l'abouchement des trompes. Le col utérin représente la partie effilée de la poire. Dans l'utérus non gravide celui-ci occupe à peu près le 1/3 inférieur de l'utérus. De forme cyclique, il est dirigé vers le bas et vers l'arrière et pénètre le 1/3 supérieur du vagin, c'est la partie vaginale du col. La partie supra-vaginale du col est entourée de tissus sous péritonéal auquel il est attaché. Le col présente une lèvre antérieure et une lèvre postérieure. Autour du col se présentent les culs de sac vaginaux. L'isthme est la zone de transition entre le col et le corps utérin [27].

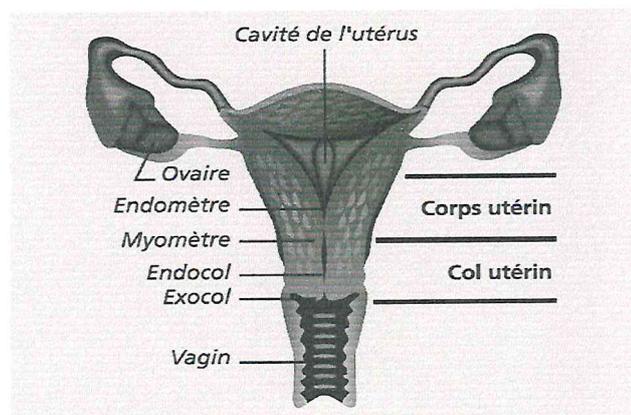


Figure (27) anatomie du cancer de col utérin.

4.3. Diagnostique clinique des carcinomes du col :

4.3.1. Signes cliniques:

Il s'agit le plus souvent de métrorragies, parfois de leucorrhées ou en cas de signes tardifs de douleurs pelviennes, de troubles urinaires ou rectaux voire de signes généraux (amaigrissement, fièvre, anémie).

- ✓ Les métrorragies
- ✓ Les leucorrhées
- ✓ Les douleurs pelviennes
- ✓ Les signes urinaires et rectaux

4.3.2. L'examen clinique:

○ L'examen au spéculum

Il permet d'observer des formes bourgeonnantes, des formes ulcérées, des formes infiltrantes s'étendant vers l'endocol et donnant l'aspect dit «de col en barillet»

Parfois le col peut paraître normal dans les formes cliniques très limitées. Il permet de rechercher une extension vaginale.

○ Les touchers pelviens

Ils permettent d'apprécier l'extension de la tumeur et de faire un bilan loco régional afin de mieux définir l'attitude thérapeutique. Ce bilan se fait sous anesthésie générale ou sous rachianesthésie.

○ L'examen général

Consiste en la palpation des aires ganglionnaires et abdominales.

4.4. Bilan d'extension:

Il est indispensable afin de définir au mieux le stade clinique de la maladie.¹⁹⁸⁵ *Modification des stades du carcinome du col utérin par la FIGO (Fédération Internationale des Gynéco. Obstétriciens) [27].*

Stade	Description
0	Carcinome in situ
I	Carcinome limité au col
IA	Carcinome invasif préclinique Toute lésion macroscopique est un stade IB
IA1	Invasion du stroma inférieur à 3 mm en profondeur et inférieur à 7 mm horizontalement
IA2	Invasion du stroma entre 3 et 5 mm en profondeur et inférieur à 7 mm horizontalement
IB	Tumeur limitée au col mais supérieur à un IA2
IB1	Tumeur limitée au col de moins de 4 cm
IB2	Tumeur limitée au col de plus de 4 cm
II	Tumeur dépassant le col mais n'atteignant pas la paroi pelvienne ni le tiers inférieur du vagin
IIA	Sans envahissement du paramètre
IIB	Avec envahissement du paramètre
	Lésion atteignant la paroi pelvienne
III	et/ou le tiers inférieur du vagin et/ou présence d'une hydronéphrose
IIIA	Lésion atteignant le tiers inférieur du vagin sans atteindre la paroi pelvienne
	Lésion atteignant la paroi pelvienne
IIIB	et/ou présence d'une hydronéphrose
IV	Tumeur dépassant le pelvis ou atteignant la vessie ou le rectum
IVA	Lésion atteignant la vessie ou le rectum
IVB	Métastase à distance

Tableau(6): la classification FIGO de cancer de col de l'utérus [annexe B].

4.5. Traitement de col utérin:

La prise en charge thérapeutique peut faire appel, selon le stade de la maladie, à la chirurgie, la radiothérapie externe, la curiethérapie, et la chimiothérapie, seuls ou en association.

4.5.1. La chirurgie:

La chirurgie a été la première méthode thérapeutique appliquée aux cancers du col utérin. Cette chirurgie doit être une chirurgie radicale qui traite tout le volume concerné par la maladie et ses prolongements infra-cliniques éventuels. En fonction du stade l'exérèse sera donc plus ou moins élargie aux tissus peri-utérin.

L'avantage du traitement chirurgical est de permettre une conservation ovarienne et d'éviter les séquelles fonctionnelles et les complications liées à la radiothérapie. Chez les femmes jeunes, âgées de moins de 40 ans, une hystérectomie radicale avec lymphadénectomie pelvienne et conservation des ovaires est le traitement préféré.

4.5.2. La radiothérapie externe:

La radiothérapie externe utilise les photons de haute énergie des accélérateurs linéaires de particules. La technique à 4 champs « en boîte » avec protection plombées personnalisées (ou par collimateur multilames) des organes critiques est la technique de référence.

4.5.3. La curiethérapie:

Elle est pré ou post-opératoire. En pré-opératoire : elle permet une fonte tumorale. En post-opératoire : elle permet l'irradiation de la cicatrice vaginale (diminution du risque de récurrence locale).

On utilise 2 ou 3 sources d'Iridium 192 ou de Césium 137 avec moule personnalisé ou standard. En pré-opératoire, la curiethérapie délivre 60 à 65 Gy. En post opératoire, 50 Gy sont délivrés. En association à la radiothérapie externe, une dose de 25 à 30 Gy est délivrée après les 45 Gy délivrés par la radiothérapie externe.

4.5.4. La chimiothérapie:

Les stratégies de chimiothérapie néoadjuvantes et adjuvantes ayant fait la preuve de leur inefficacité et s'étant montrées plus toxiques que le traitement standard, les recherches se sont orientées vers les associations concomitantes où la chimiothérapie est surtout administrée à visée radiosensibilisante. De nombreux essais de phase II ont testé la plupart des drogues de chimiothérapie, mais ce sont la mitomycine C, le 5 FU, l'hydroxyurée ainsi que le cisplatine et ses dérivés qui ont été les plus étudiés. La toxicité inacceptable de la mitomycine C a été très vite démontrée.

4.5.5. Les associations radio-chirurgicales:

Les associations radio-chirurgicales regroupent essentiellement les séquences curiethérapie-chirurgie, irradiation externe-curiethérapie -chirurgie et chirurgie-irradiation externe. Les deux premières sont généralement des stratégies planifiées alors que l'irradiation postopératoire n'est délivrée qu'en cas de chirurgie marginale ou d'envahissement ganglionnaire. La séquence curiethérapie-chirurgie est de plus en plus souvent précédée d'une lymphadénectomie per coelioscopie. La coelioscopie permet également de réaliser une transposition ovarienne afin de préserver la fonction hormonale chez la femme jeune.

4.5.6. L'association radiothérapie-chimiothérapie:

(cisplatine +/- 5 FU) permet d'augmenter le contrôle local et la survie. La chimiothérapie est également utilisée en métastatique [28, 29].

4.6. Les indications de traitement:

- **Le cancer au stade d'épithélioma intraépithélial ("cancer in situ")**

A ce stade, la guérison est pratiquement obtenue dans tous les cas. Le traitement est chirurgical (conisation réalisée chirurgicalement : voir schéma ci-dessous); il consiste à enlever la partie de l'utérus porteuse de la maladie, l'intervention se faisant par voie vaginale, sans incision abdominale [30].

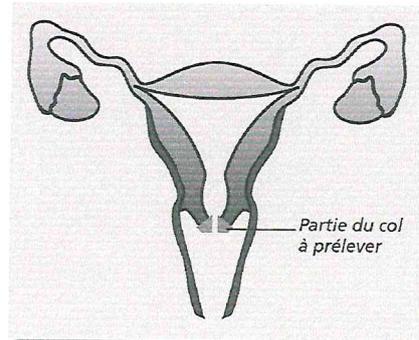


Figure (28): la représentation de la partie du col à prélever.

- **Stades IA 1** : (micro-invasif du stroma < 3 mm en profondeur et < 7 mm en surface) : conisation ; si passe en zone saine pas de traitement complémentaire, si non soit nouvelle conisation, soit colpohystérectomie élargie en fonction de l'âge de la patiente.
- **Stades IA 2** (micro-invasif du stroma entre 3 et 5 mm en profondeur et < 7 mm en surface) et **IB 1** (< 2 cm) : chirurgie première. En l'absence de ganglion

envahi : curiethérapie du fond vaginal ; si des ganglions sont envahis : radiothérapie pelvienne, puis complément de dose par curiethérapie du fond vaginal.

- **Stades IB 1 (entre 2 et 4 cm)** : intérêt de la lymphadénectomie première afin de connaître le statut ganglionnaire. En l'absence d'envahissement lymphatique : curiethérapie utéro-vaginale première, puis chirurgie 6 semaines après. En cas d'envahissement ganglionnaire ou de contre indication chirurgicale : radio-chimiothérapie exclusive ou avec une curiethérapie utéro-vaginale première.

Si la lymphadénectomie première n'est pas réalisée : curiethérapie utéro-vaginale première, puis chirurgie 6 semaines après. Si les ganglions sont négatifs : pas de traitement complémentaire, si les ganglions sont positifs : radiothérapie externe.

- **Stades IB 2 (> 4 cm) et IIA** (atteinte au maximum des deux tiers supérieur du vagin): le traitement doit commencer par une radio-chimiothérapie concomitante pour réduire le volume tumoral.

Ensuite plusieurs possibilités : soit une chirurgie soit une curiethérapie utéro-vaginale puis une chirurgie, soit une curiethérapie utéro-vaginale seule.

- **Stades IIB** (atteinte des paramètres) : radio-chimiothérapie première, puis curiethérapie utéro-vaginale, puis complément de dose d'irradiation sur les paramètres.

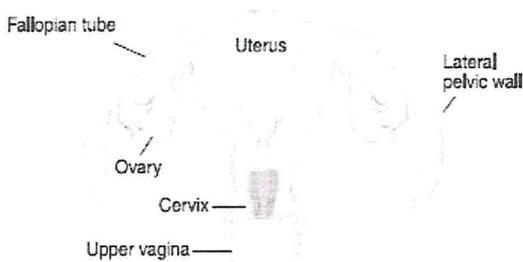


Figure (29) cancer de col au stade IA.

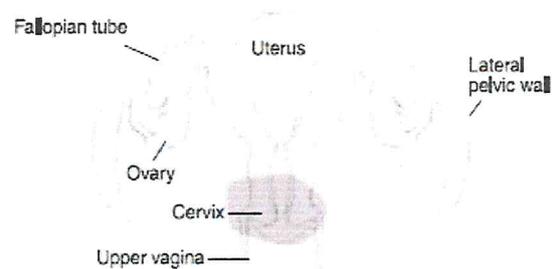


Figure (30) cancer de col au stade IIB.

- **Stades III** : radiochimiothérapie avec complément de dose d'irradiation sur les paramètres ou un ganglion envahi. En cas de dilatation rénale ou de rein muet : pose d'une sonde JJ ou de néphrostomie.

▪ **Stades IV** : radiochimiothérapie avec traitements symptomatiques non spécifiques

10. Survie à 5 ans : Stades I et IIA : 70 à 90 % / Stades IIB et N- = 60 à 65 % / Stades IIB et N+ = 20 à 35 % / Stades III B = 25 à 48 %

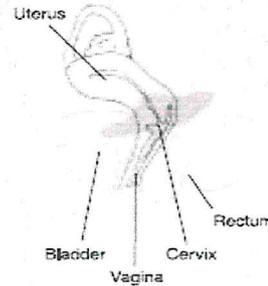
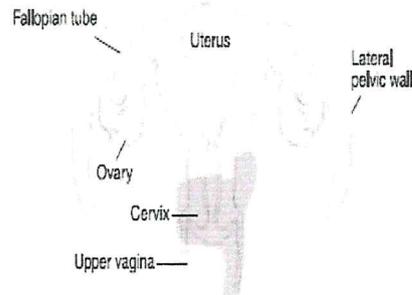


Figure (31): cancer de col au stade III.

Figure (32): cancer de col au stade IV.

▪ **Cancer du col et grossesse:**

La décision thérapeutique est en grande partie fonction de l'âge de la grossesse. Avant la 20ème semaine un avortement thérapeutique sera proposé.

Au cours de la deuxième moitié de la grossesse la décision est parfois difficile à prendre. Le traitement peut être différé jusqu'à la viabilité du fœtus et consister en une césarienne suivie d'une hystérectomie radicale ou d'un traitement spécifique suivant les cas. D'une manière générale le pronostic du cancer du col diagnostiqué au cours de la grossesse est comparable, à stade égal, à celui de la femme non enceinte. [28, 31, Annexe C]

4.7. Traitement 2D et 3D:

L'indication de radiothérapie a été posée conformément aux bonnes pratiques cliniques. Cette procédure traite de l'irradiation exclusive ou postopératoire d'un cancer du col utérin.

Des recommandations ont été établies par les professionnels pour les ressources nécessaires à la réalisation de la radiothérapie, pour la formation et les effectifs en personnel nécessaire. Ces ressources dépendent des techniques de traitement mises en œuvre et leur évolution régulière avec le temps. On distingue plusieurs niveaux de technicité [32]:

4.7.1. Traitement 2D: Techniques basées sur la simulation et la dosimétrie 2D

Il s'agit d'une technique simple dans le cadre d'une radiothérapie à visée essentiellement symptomatique souvent sur métastase ou tumeur locorégionale évoluée. Le temps d'irradiation est calculé à partir de paramètres simples sans étude dosimétrique spécifique.

- On ne contoure pas d'organe interne.
- Mise en place au simulateur, voire directement sous l'appareil avec le plus souvent une imagerie de contrôle.

- Ces techniques reposent habituellement sur une mise en place des faisceaux d'emblée en présence du patient. L'étude dosimétrique est réalisée sur quelques coupes dans deux dimensions spatiales.

Ces techniques sont légitimement appliquées à une partie des indications actuelles de radiothérapie exclusive ou adjuvante à visée curative.

Selon le simulateur ou scanographe utilisés, le nombre de coupes réalisées, le logiciel de dosimétrie (TPS) utilisé, cette simulation et dosimétrie en 2D évoluent progressivement et sans transition franche vers des techniques dites en trois dimensions (3D), donnant une description plus globale de la distribution de dose dans l'ensemble des tissus.

4.7.2. Traitement 3D : Techniques basées sur la simulation et la dosimétrie 3D

Elle nécessite un repérage premier des volumes tumoraux objectivables (GTV), des volumes cibles anatomo-cliniques (CTV), des organes à risque (OAR) avec une étude dosimétrique informatisée permettant la mise en place des faisceaux d'irradiation. Ces techniques de simulation virtuelle à partir de coupes scanographiques nécessitent des logiciels spécifiques de planimétrie (ou de dosimétrie) : TPS, (de l'anglais Treatment Planning System) utilisant notamment la fonction Beam Eye View (BEV) qui permet le positionnement virtuel des faisceaux. La radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions (RC3D) en est la forme la plus habituelle [32].

4.8. Détermination des organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose:

- **Rectum:** du canal anal à la jonction rectosigmoïdienne (à la verticale du promontoire) soit environ 15 cm.
 - La dose de 74 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 5 % du volume rectal: $V_{74} \leq 5\%$.
 - La dose de 70 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25% du volume rectal: $V_{70} \leq 25\%$.
 - La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50% du volume rectal: $V_{60} \leq 50\%$.
 - La dose maximale d 20 à 25 Gy au niveau de la paroi postérieure du rectum pour tenir compte de la contribution ultérieure de la curiethérapie gynécologique si celle-ci doit être réalisée.
- **Vessie:**
 - La dose de 70 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du volume vésical : $V_{70} \leq 25\%$.
 - La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du volume vésical, $V_{60} \leq 50\%$. Protection de l'urètre et du méat urinaire si possible.
 - La dose de 40 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du volume vésical : $V_{40} \leq 40\%$.
 - La dose de 45 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 35 % du volume vésical : $V_{45} \leq 35\%$.
 - Le traitement « vessie pleine » est un des moyens efficaces pour exclure une grande partie du volume vésical des champs latéraux.
- **Grêle:**
 - La dose maximale à 50Gy sur quelque cm^3 .
 - La dose maximale est de 25Gy pour un litre.
- **Têtes fémorales:**
 - La dose de 50 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 10 % d'un volume osseux contouré par convention du sommet des têtes fémorales au petit trochanter exclu : $V_{50} \leq 10\%$ [32].



*La partie
pratique*

Chapitre 5

*Contrôle de qualité des équipements de
radiothérapie*

Chapitre 5: contrôle de qualité des équipements de radiothérapie

5.1. Introduction:

Chaque appareil de traitement nécessitent une série des tests selon un protocole adéquat, pour assurer une bonne qualité d'acquisition et un bon déroulement de traitement. L'objectif de ce chapitre est de vérifier tous les paramètres mécaniques et géométriques de scanner, l'accélérateur, et le collimateur multilames.

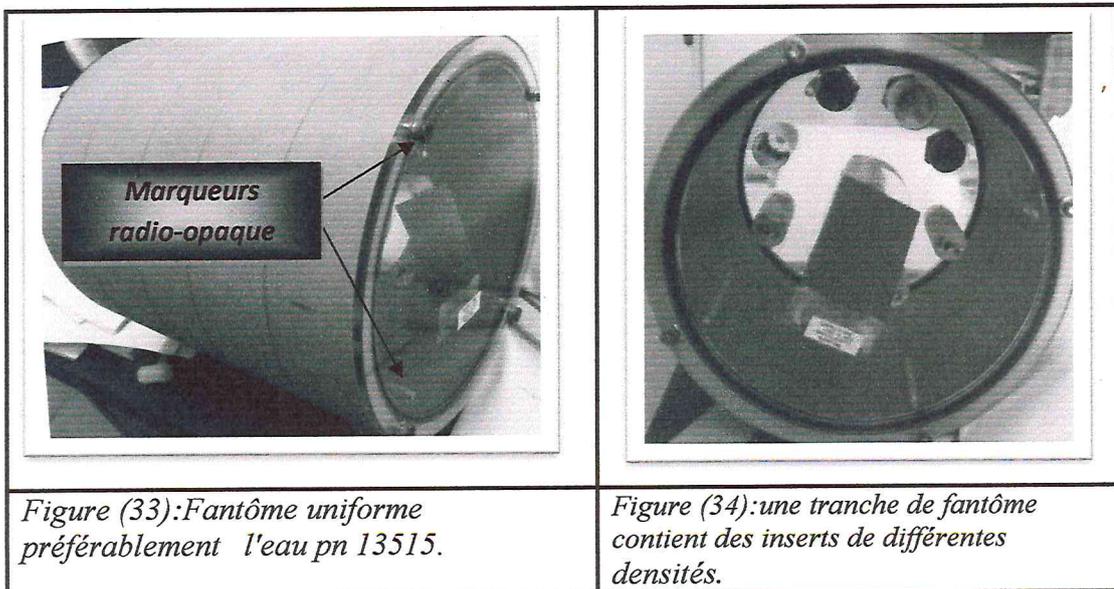
5.2. Contrôle de qualité de Scanner CT :(Test relatifs aux images CT)

Ces tests font référence aux images obtenues dans l'équipement de CT avant le transfert au système de planification de traitement.

5.2.1. Matériels et méthode:

5.2.1.1. Matériels:

Fantôme uniforme préférablement l'eau pn 13515 qui et contient des marqueurs radio-opaques espacé de 12 cm selon les 4 directions.



5.2.1.2. Méthodes:

5.2.1.2.1. Détermination de la constante des numéros CT dans un milieu uniforme:

○ 1^{ière} Méthode:

▪ On place le fantôme sur la surface du plateau de la table de façon à scanner la tranche uniformité, on demande une coupe dans l'écran principal d'acquisition, et on lance l'acquisition sur le fantôme.

▪ Une fois la coupe reconstruite, on va dans le logiciel traitement d'image, sélectionne l'outil de mesure densité, et on la mesure sur une portion fine verticale puis horizontale de l'image (rectangle de dimension: longueur environ 90% du diamètre et largeur environ 3 mm). Ce sont deux régions d'intérêt pour évaluer la constante et l'uniformité.

On enregistre la déviation standard (DS) affichée et on divise par 1000 (unité Hounsfield).

✓ *La tolérance:* $\Delta DS \leq 5\%$

○ 2^{ème} Méthode:

La vérification des n° CT est essentielle puisqu'elle sera la base pour le calcul des densités électroniques.

Détermination des n° CT : valeur moyenne du n° CT pour une ROI (région d'intérêt) avec au moins de 1000 pixels dans la zone centrale, cercle d'environ 2 cm de diamètre.

Uniformité: Sélectionne 4 ROI dans la périphérie (à 1 cm du bord du fantôme) plus une ROI à la zone centrale.

• *Remarque :*

L'uniformité: est la différence maximale entre les valeurs moyennes du n° CT et la valeur centrale.

Constante temporelle: est la différence maximale entre les valeurs d'une même ROI tout le long du temps.

✓ *La tolérance*: $\Delta CT < \pm 4$ ou 5 UH

5.2.1.2.2. Précision géométrique dans une coupe et la distance entre deux points de l'image:

On essaye de vérifier l'absence de distorsion géométrique dans l'image reconstruite.

D'après l'obtention d'une image du fantôme qui contient des marqueurs radio-opaques, on vérifie que ces positions coïncident avec les positions physiques.

✓ *La tolérance*: ± 2 mm.

5.2.1.2.3. Résolution spatiale:

On place le fantôme sur la surface du plateau de table de façon à pouvoir scanner la tranche de résolution spatiale. Cette tranche contient des séries de trous vides de diamètre différents par ligne (de 2 mm à 1.4 mm), les trois dernières lignes doivent être visibles. On demande une coupe dans l'écran principal d'acquisition, et on lance une acquisition sur le fantôme.

Une fois la coupe reconstruite, enregistre le nombre de lignes pour lesquelles les trous consécutifs sont encore distincts. Au moins trois lignes doivent être visibles (trous $\Phi 2$, $\Phi 1.8$, $\Phi 1.6$ mm)

✓ *La tolérance*: + 3 lignes.

5.2.1.2.4. Epaisseur de la coupe:

Du logiciel d'acquisition, on a rappelé l'image préalablement réalisée sur la partie "épaisseur de coupe" du fantôme et on utilise la fonction zoom

On mesure à l'aide de l'outil "mesure" la largeur de l'image de l'insert aluminium.

✓ *La tolérance*: ± 0.6 mm.

5.2.1.2.5. Contraste et résolution en densité:

On place le fantôme sur le plateau de table de façon à pouvoir scanner la tranche de résolution spatiale. Cette tranche contient des inserts de densités différentes. On demande une coupe dans l'écran principal d'acquisition et on lance l'acquisition sur le fantôme.

Une fois l'image reconstruite, on vérifie que chaque insert est visible sur l'image en jouant sur l'outil niveau/largeur si nécessaire, on accède à la normalisation, on clique sur le bouton "mesure", et on sélectionne l'insert qui devant être contrôlé, on place le cercle de rouge approximativement au milieu de l'insert sélectionné.

✓ **La tolérance:** ± 25 HU

5.2.2. Résultats et discussions:

5.2.2.1. Détermination de la constante des numéros CT dans un milieu uniforme:

○ 1^{ière} Méthode:

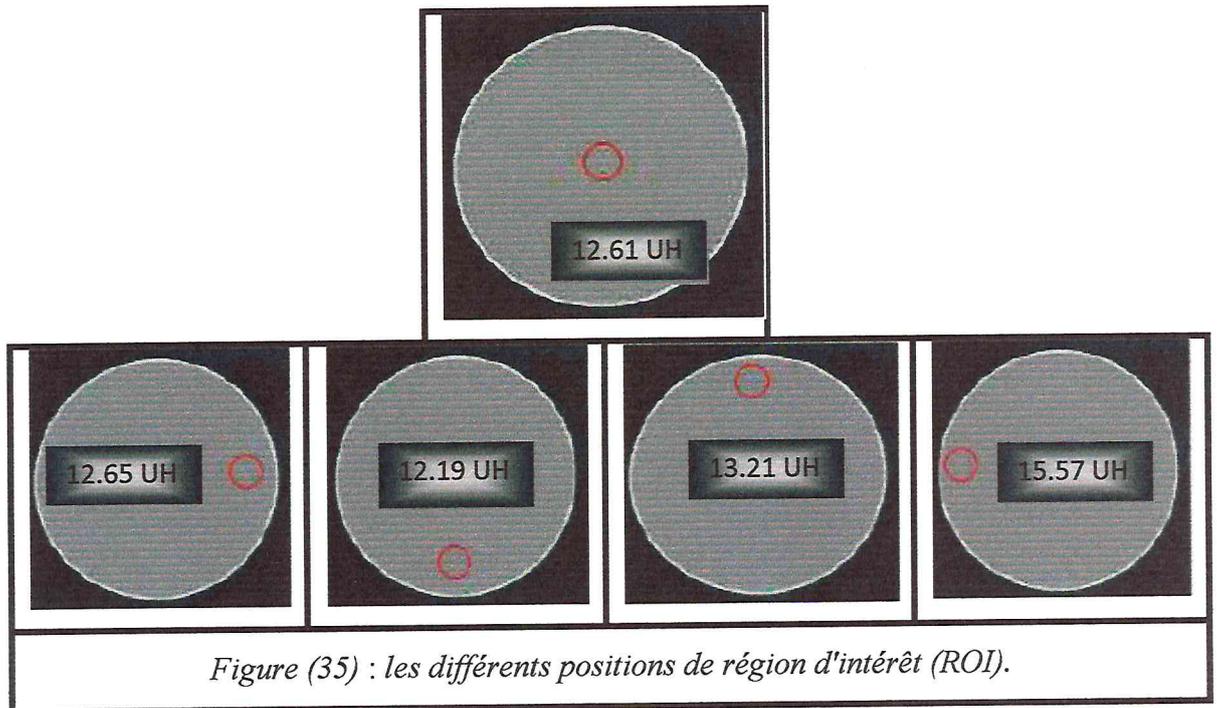
Spécifications	Résultats
Diamètre vertical déviation maximum (<5%)	DS=1.79% Uniformité=5UH
Diamètre horizontal déviation maximum (<5%)	DS=2.14% Uniformité=4UH

Tableau (7): les valeurs de la déviation standard et de l'uniformité.

❖ Interprétation des résultats:

Tous les résultats sont acceptés avec des déviations dans la tolérance.

○ 2^{ème} Méthode:



$$\Delta CT = 0.8 \text{ UH}$$

❖ *Interprétation des résultats:*

La valeur de l'erreur de l'uniformité est négligeable, nous avons des très bons résultats.

5.2.2.2. Précision géométrique dans une coupe et la distance entre deux points de l'image:

Distance physique	Distances mesuré
120.0 mm	120.2 mm
120.0 mm	122.0 mm
120.0 mm	121.1 mm
120.0 mm	122 mm

Tableau (8): les distances mesurées entre les 4 marqueurs radio-opaques.

❖ Interprétation des résultats:

Les distances mesurées correspondent aux distances physiques avec des erreurs $\leq 2\text{mm}$, d'où les résultats sont acceptables.

5.2.2.3. Résolution spatiale:

Nous avons trouvé 4 lignes visibles.



Figure (36): une coupe représente les lignes pour lesquelles les trous consécutifs.

❖ Interprétation des résultats:

Le résultat est dans la tolérance=> acceptable.

5.2.2.4. Epaisseur de la coupe:

On a trouvé une épaisseur de 0.30 mm, avec une erreur de 0.02mm pour coïncider avec la valeur physique. Le résultat est satisfaisant.

5.2.2.5. Contraste et résolution en densité:

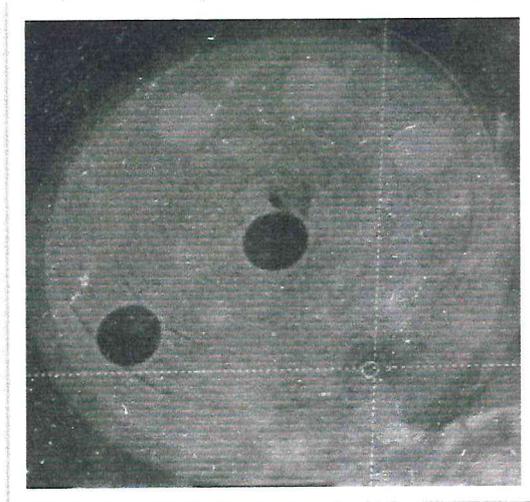


Figure (37): image représente une coupe de la tranche de la résolution spatiale.

<i>Densité électronique</i>	<i>Nombre CT (HU)</i>
0	-1050.000
1.1	-1000.000
1.532	-100.000
3.920	-60000.000

Tableau (9): les valeurs de nombre CT correspondant aux valeurs de la densité électronique.

❖ *Interprétation des résultats:*

D'après la courbe (fig suivante) , on remarque qu'à partir de la valeur 1.5 de la densité électronique, la variation de cette dernière est proportionnelle au nombre CT.

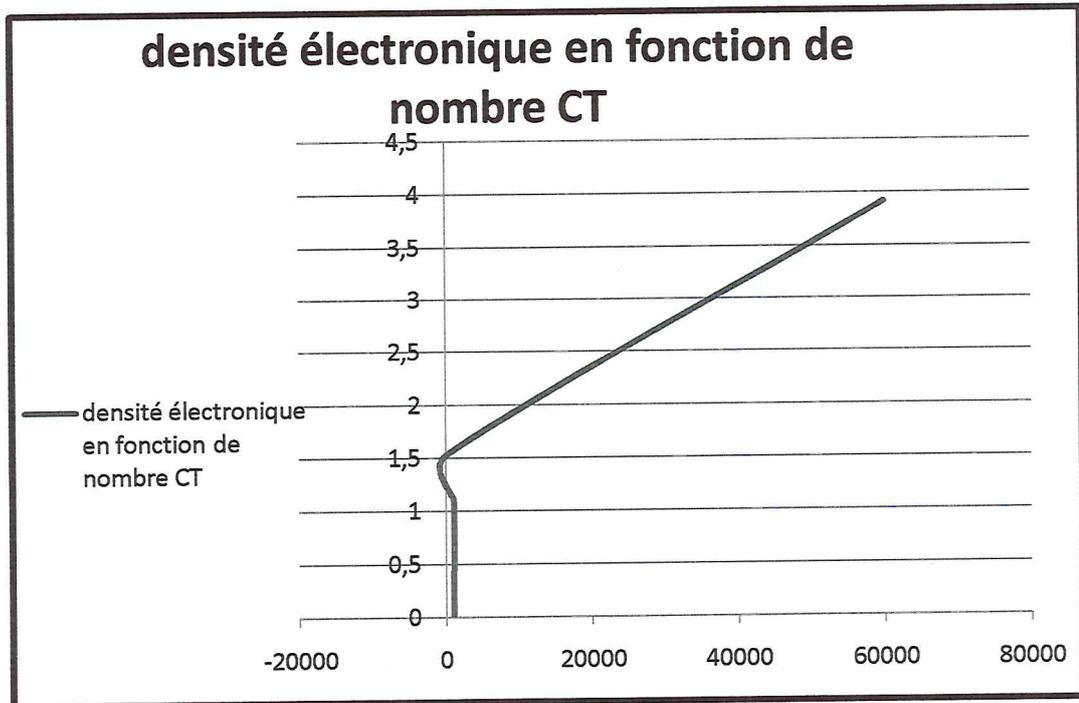
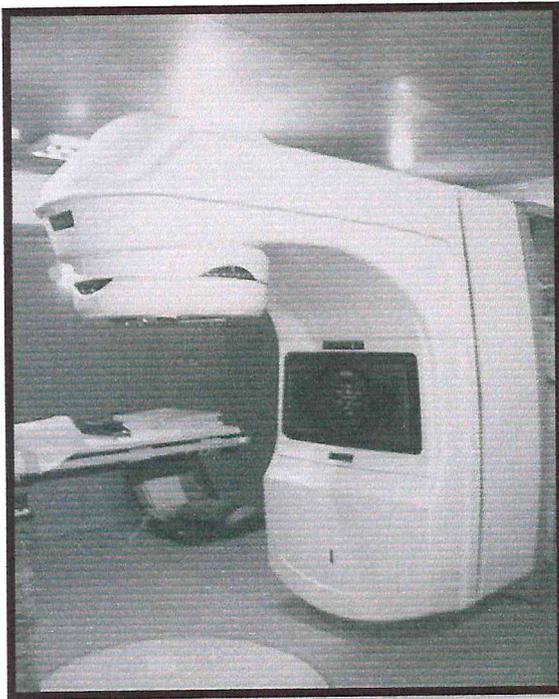


Figure (38) : la représentation de nombre CT en fonction de la densité électronique.

5.3. Contrôle de qualité d'un accélérateur linéaire et d'un collimateur multilâmes:

5.3.1. Matériels et Méthodes:

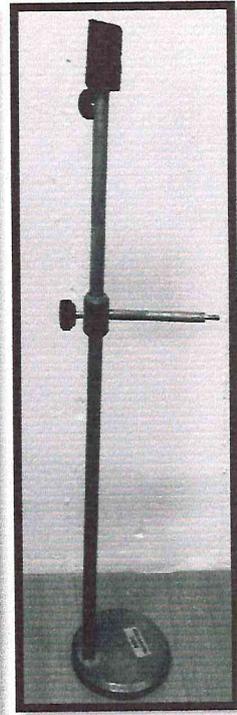
5.3.1.1. Matériels:



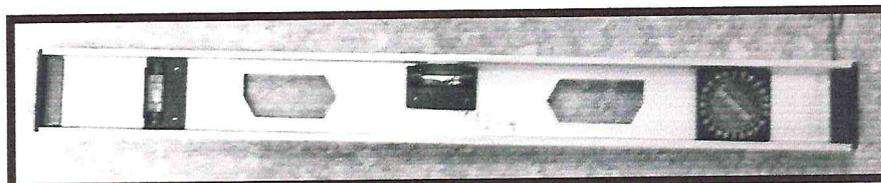
Figure(39): accélérateur linéaire
Varian 2100C.



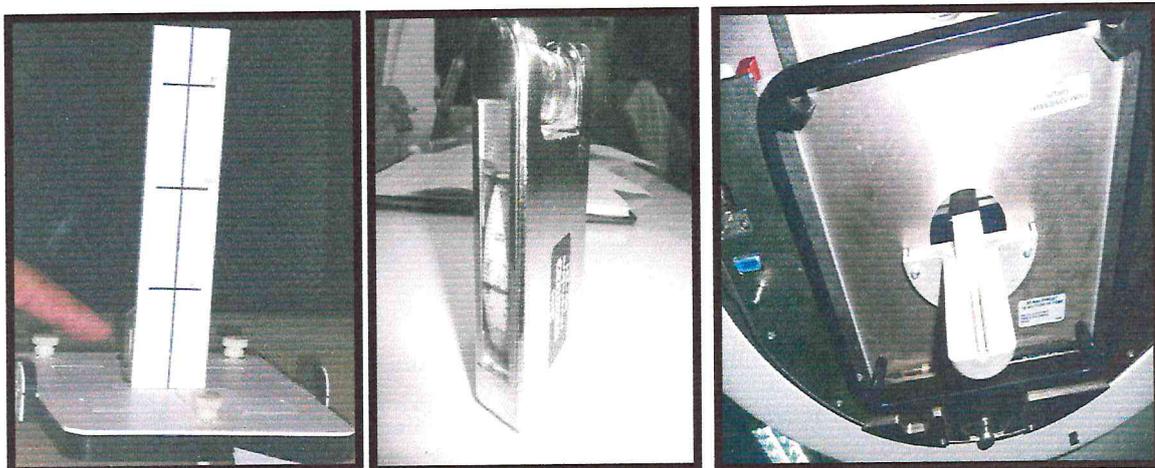
Figure(40):
Front pointer.



Figure(41): Point
sache.



Figure(42): niveau à bulle



Figure(43):Tel align.

Figure(44):mètre ruban.

Figure(45):Front pointer assy

5.3.1.2. Méthodes:

5.3.1.2.1. Vérification des échelles angulaire:

A. Collimateur:

On fixe une feuille de papier blanche sur le plateau de la table à DSP =120cm. On tourne le bras a un angle 35° et marque la projection du réticule sur le papier et on prendre une notre point de la projection de réticule à un angle de 325° , relie les 2 points obtenue ceux-ci diffusant la droit de référence pour l'alignement du collimateur et vérifier les indications mécanique, nous alignons le réticule sur cette droit.

✓ La tolérance $\leq 0.2^\circ$

B. Bras :

C. Vérification de la rigidité de la table et de son horizontalité :

On vérifie que dans son déplacement longitudinal et transversal, le plateau reste horizontal.

Le plateau étant en charge, on place sa surface à l'isocentre et on repère sa position au niveau de l'axe du faisceau par la distance plateau sortie de collimateur.

On déplace le plateau longitudinalement sur toute sa course et on vérifie que l'écart entre les distances de repérage de la position du plateau.

On procède de la même façon pour le déplacement latéral.

✓ La tolérance:

-Mouvement longitudinal: $\leq 5\text{mm}$.

-Mouvement latéral: $\leq 2\text{mm}$.

5.3.1.2.3. Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre:

Pour réaliser cette vérification, on utilise une pointe sèche que l'on fixe en bout de la table. Le bras de l'appareil étant vertical, on aligne la pointe sur la projection lumineuse du réticule, le bras étant amené à l'horizontale, on déplace la table verticalement afin que la pointe coïncide à nouveau avec la projection lumineuse du réticule.

On repère alors dans les quatre positions cardinales, la position de la projection du réticule par rapport à la pointe.

✓ La tolérance: $\pm 2\text{mm}$.

5.3.1.2.4. Vérification de la rotation isocentrique de la table:

On fixe la table dans les conditions suivantes :

- Axe de faisceaux de rayonnement vertical.
- La rotation du plateau et rotation isocentrique à 0° .

- Surface du plateau à isocentrique

On place 30 Kg à l'extrémité du plateau en direction du bras, on positionne le plateau à l'isocentre, on repère la projection lumineuse de croisillon ensuite on fait la rotation de la table sur sa course circulaire.

On fait la même expérience avec le plateau suit 20 cm sous isocentre.

✓ *La tolérance: ±2mm.*

5.3.1.2.5. La précision de Télémètre:

On place un télémètre au niveau sur la table d'accélérateur et le centre de telalign sur la projection lumineuse du réticule, et on déplace la table verticalement afin que le front pointer indique exactement une valeur de 100 cm. On compare cette distance avec la distance indiquée par le télémètre.

On place le petite cube de plexi par dessus tel align pour DSP attendue est de 95 cm ou 90 cm en fonction du cote du plexi utilisé. On compare cette distance avec la distance indiqué par le télémètre.

Avec le grand côté de plexi glass on déplace la table verticalement afin que le front pointer indique exactement 100 cm. On place le petit coté du cube de plexi glass puis on le retire, cette fois la DSP étendu est de 105 et 110 cm.

✓ *La tolérance: ±1.5 mm.*

5.3.1.2.6. Affichage des dimensions du champ d'irradiation symétrie de celui-ci et parallélisme des mâchoires:

Dans ce test on essaye de vérifier la coïncidence entre les dimensions des champs repris et l'affichage numérique, prenant si le champ $\leq [10\text{cm} \times 10\text{cm}]$ la tolérance $\leq 1 \text{ mm}$ et $\leq 2 \text{ mm}$ pour les autres champs.

Avec une règle on vérifie que les dimensions de 2 demi-champs dans les directions IP et CP au niveau des bords de champ et de l'axe central du faisceau.

5.3.1.2.7. Centrage du CML par rapport à l'axe de rotation du collimateur:

On place le bras à 0°, on ouvre les mâchoires de collimateur au max, et on ferme toutes les lames du MLC à l'exception de la paire de lames centrales ou de chaque paire de lames située de part et d'autre du centre du MLC, ceci afin de définir un segment de 10cm de longueur. On tourne le collimateur sur 360°.

✓ *La tolérance:* ±1 mm.

5.3.1.2.8. Exactitude et répétabilité du positionnement des lames:

On place le bras et le collimateur de l'accélérateur à 0°, on positionne le banc de lames à des différentes positions de l'axe: La position entre les lames et l'axe doit être; 5cm.

✓ *La tolérance:* ±1 mm.

5.3.1.2.9. Affaissement du banc de lames:

On place le bras et le collimateur de l'accélérateur à 0°. On met en place un champ symétrique X=24 et Y=24. On bascule le bras à 90° et on vérifie la distance entre le centre du champ et le bord X1 et X2 avant et après le basculement du bras.

✓ *La tolérance:* ±1 mm.

5.3.1.2.10. Correspondance du champ physique et de champ

lumineux :

- On ajuste le bras à 0°.
- DSP : 100cm.
- En régime de photon à 18MV.
- On va mettre des plexi glass sur le plateau et les positionne à 100 cm au collimateur avec front pointer. Sur ces plexi g nous fixons bien le film qui va être irradié et on ouvre notre champ à [20cm*20cm] et on trace les limites de ce champ sur l'enveloppe de film ; et on ajoute des plaques de plexi glass au-dessus de film.

▪ On irradie le film pendant 1 UM nous utilisons le pointeur pour faire des trous à la limite de notre champ lumineux qui été irradiée, à la fin de développement de ce film ; après le développement de ce film on peut voir la coïncidence de champ lumineux avec le champ physique (d'irradiation).

- *La tolérance: ± 2 mm.*

5.3.1.2.11. Influence des paramètres géométriques sur la distribution de la dose en profondeur sur l'axe:

On va montrer l'influence de la taille de champ et la DSP, sur la dose à l'entrée et la distribution de dose en profondeur sur l'axe.

A. Rendement en profondeur:

On déplace la chambre d'ionisation de la surface jusqu'à la profondeur maximale avec une DSP constante 100 cm et on change chaque fois la dimension de champ, ensuite on garde le champ (4x4), et on change la DSP à 90 cm. Chaque fois, on mesure la température et la pression pour corriger la lecture.

5.3.2. Résultats et discussions:

5.3.2.1. Vérification des échelles angulaire:

A. Collimateur:

Angle du collimateur	270°	0°	90°
Digital	269.9° (-0.1°)	359° (-0.1°)	89.8° (-0.2°)
Mécanique	NA	NA	NA

Tableau (10): la vérification de l'échelle angulaire de collimateur.

B. Bras :

Niveau	180°	90°	0°	270°	180°
Digital	179.9°	90°	0.1°	269.9°	179.9°
Mécanique	NA	91°	0.1°	270°	181°

Tableau (11): la vérification de l'échelle angulaire de Bras.

❖ **Interprétation des résultats:**

On remarque que les dimensions des champs mesurés correspondent à l'affichage avec une tolérance $\leq 0.5\text{mm}$ pour tous les champs, les résultats sont acceptables.

5.3.2.2. Table de traitement :**A. Déplacement vertical :**

Déplacement de la table	+20cm à isocentre	-20cm à isocentre
Tolérance	1 mm	1mm

Tableau (12): la vérification de déplacement vertical de la table.

❖ **Interprétation des résultats:**

Les tolérances = 1 mm, qui montre que La table est bien positionner verticalement.

B. Vérification des gradations de la table de traitement :

Mouvement	Mesure effective à la table pour un déplacement attendu de 40cm
latéral	Valeur l'index initial = 102.5
	Valeur l'index final = 142.5
	Déplacement =17.8
	Différence = 40.05 cm
Longitudinal	Valeur l'index initial =982.1
	Valeur l'index final =942.1
	Déplacement =22.2
	Différence =40.1 cm

Tableau (13):Vérification des gradations de la table de traitement.

❖ **Interprétation des résultats:**

A la fin de la mesure effective de la table nous trouvons des bons résultats à la tolérance ≤ 1 mm.

C. Vérification de la rigidité de la table et de son horizontalité :

Distance plateau sortie collimateur	Déplacement longitudinal	Déplacement latéral
Une élévation minimale	41.9cm vers les pieds	41.6 vers G
Une élévation maximale	41.5cm	41.7cm vers D
différence	0.4 cm	0.1cm

Tableau (14):Vérification de la rigidité de la table et de son horizontalité.

❖ **Interprétation des résultats:**

Le plateau de la table reste horizontal dans le déplacement longitudinal et latéral à une tolérance très acceptable pour les deux mouvements longitudinal et latéral.

5.3.2.3. Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre:

Angle de bras	Décalage droit au sol	Décalage gauche plafond
0°	/	/
90°	/	0.5mm
180°	/	0.5mm
270°	/	/

Tableau (15):Vérification de l'Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre.

○ **Lasers :**

- Lat. D : 0 mm.
- Lat. G : 0.5 mm.
- sagittal : 0 mm.

❖ **Interprétation des résultats:**

On remarque que l'isocentre et les lasers sont bien positionnés, avec des erreurs de 0.5 mm.

5.3.2.4. Vérification de la rotation isocentrique de la table:

Rotation iso-centrique	Plateau à l'isocentre		Plateau situé 20 sous isocentre	
Diamètre du cercle par la table	90°	1 mm	90°	1 mm
	270°	1 mm	270°	1 mm

Tableau (16): Vérification de la rotation de collimateur isocentre de la table.

❖ **Interprétation des résultats:**

Avec une erreur = 1mm, le collimateur est bien isocentre.

5.3.2.5. La précision de Télémètre:

DSP (cm)	DSP affiche (cm)	Dif < 1.5 cm
90°	89.9°	1 mm
95°	95.1°	1 mm
100°	100°	0
105°	104.25°	0.75 mm
110°	109.85°	1.5 mm

Tableau (17): la vérification de l'affichage de télémètre.

❖ Interprétation des résultats:

On remarque que les distances indiquées par le Télémètre sont précises.

5.3.2.6. Affichage des dimensions du champ d'irradiation symétrie de celui-ci et parallélisme des mâchoires:

Bras à 0°	tête			Pieds			FS IP		
	Coté D	A l'axe	Coté G	Coté D	A l'axe	Coté G	Coté D	A l'axe	Coté G
5*5	2.5	0	2.5	2.5	0	2.5	2.45	0.05	2.5
10*10	5	0.05	5.05	5	0	5	4.95	0.05	5

20*20	10	0	10	10	0.05	10.05	10	0	10
30*30	15.05	0	150.05	15	0	15	15	0.05	15.05
Bras à 0°	Coté D			Coté G			FS CP		
	Coté tête	A l'axe	Cote pieds	Coté tête	A l'axe	Cote pieds	Coté tête	A l'axe	Cote pieds
5*5	2.5	0	2.5	2.55	0.05	2.5	2.55	0	2.45
10*10	5.05	0	4.95	5	0	5	5.05	0.05	5
20*20	10	0	10	10.05	0.05	10	10.05	0.05	10
30*30	15.05	0.05	15	15.05	0.05	15	15.05	0.05	15

Tableau (18): la vérification de l'affichage des dimensions du champ d'irradiation sa symétrie, et parallélisme des mâchoires.

❖ **Interprétation des résultats:**

On remarque que les dimensions des champs mesurés correspondent à l'affichage avec une tolérance $\leq 0.5\text{mm}$ pour tous les champs.

5.3.2.7. Centrage du CML par rapport à l'axe de rotation du collimateur:

La projection lumineuse du réticule décrit bien un cercle de rayon égal à 1mm (dans la tolérance).

5.3.2.8. Exactitude et répétabilité du positionnement des lames:

La position entre les lames et l'axe: 5cm avec un décalage de 1mm=> dans la tolérance.

5.3.2.9. Affaissement du banc de lames:

A l'isocentre on observe le champ lumineux, on remarque qu'il bien aligné (CML // Mâchoire) donc la rentabilité est appliquée.

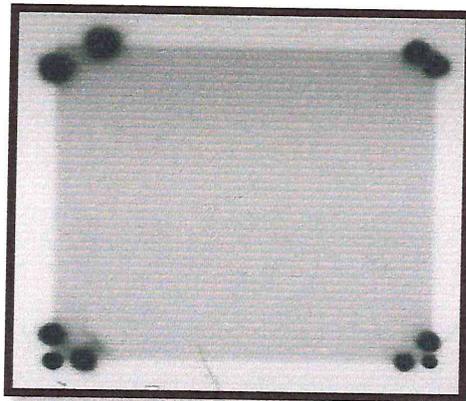
5.3.2.10. Correspondance du champ physique et de champ lumineux :

Figure (46): la coïncidence du champ lumineux
et champ physique.

❖ Interprétation des résultats:

On remarque que le champ lumineux coïncide avec le champ physique (champ d'irradié).

5.3.2.11. Influence des paramètres géométriques sur la distribution de la dose en profondeur sur l'axe:

A. Rendement en profondeur:

○ Pour DSP=100 cm et champ= 4x4 cm² :

X (mm)	Lecture Q (PC)	K _{TP}	Lecture corrigée Q _{corr} (PC)	Lecture normalisé
0	143.5	1.00953879	144.868817	0.36008237
2	174	1.00953879	175.65975	0.43661556
4	303.5	1.00957918	306.407282	0.7615984
6	351	1.00960947	354.372925	0.88082063
8	375.5	1.00960947	379.108357	0.94230241
10	389	1.00960947	392.738085	0.97618013
11	393	1.00960947	396.776523	0.98621797
12	395.5	1.00960947	399.300547	0.99249162
13	397.5	1.00959938	401.315752	0.99750057
14	398.5	1.00957918	402.317304	0.99999
15	398.5	1.00958928	402.321328	1
16	398	1.00959938	401.820552	0.99875528
17	397.5	1.00960947	401.319766	0.99751054
20	392	1.00962967	395.77483	0.98372819
30	373	1.00962967	376.591867	0.93604748
40	353.5	1.00962967	356.904088	0.88711203
50	333	1.00964987	336.213405	0.83568377
70	286.5	1.00964987	289.264687	0.71898919
90	261.5	1.00965996	264.026081	0.65625673
100	245.5	1.00963977	247.866563	0.61609103
120	217	1.00964987	219.094021	0.54457471
140	192	1.00998548	193.917211	0.48199585
160	170	1.01001578	171.702683	0.4267799
180	150.5	1.00993497	151.995213	0.37779556

Tableau (19): la variation du rendement en profondeur en fonction de X, Pour DSP=100 cm et champ= 4x4 cm².

• **Remarque :**

▪ La lecture corrigé(Q_{corr})=la lecture(Q) x le facteur K_{TP} .

▪ $K_{TP} = \frac{273.15+T}{293.15} * \frac{P}{1013.25}$

▪ La lecture normalisé= $\frac{\text{la lecture corrigé}}{\text{la lecture corrigé de la valeur maximale}}$

○ **Pour DSP=100 cm et champ= 20x20 cm² :**

X (mm)	Lecture Q (PC)	K_{TP}	Lecture corrigée Q_{corr} (PC)	Lecture norme
0	230.5	1.01084	232.99862	0.51343414
2	312	1.0108	315.3696	0.69494626
4	381.5	1.01079	385.616385	0.84974158
6	417	1.01078	421.49526	0.92880402
8	435.5	1.01077	440.190335	0.97000036
10	445	1.01076	449.7882	0.99115015
11	446.5	1.01076	451.30434	0.99449111
12	448	1.01074	452.81152	0.99781232
13	449	1.0107	453.8043	1
14	448.5	1.01063	453.267555	0.99881723
15	448	1.01061	452.75328	0.99768398
16	446.5	1.0106	451.2329	0.99433368
17	445.5	1.01065	450.244575	0.99215581
20	440.5	1.01032	445.04596	0.98070018
30	429.5	1.01031	433.928145	0.95620104
40	407.5	1.01025	411.676875	0.9071683
50	390	1.01025	393.9975	0.86821015
70	357	1.01028	360.66996	0.79476982
90	324.5	1.01026	327.82937	0.72240252
100	310	1.01026	313.1806	0.69012259
120	281	1.01026	283.88306	0.62556274
140	254	1.01022	256.59588	0.565432
160	229	1.01021	231.33809	0.50977501
180	206.5	1.0102	208.6063	0.45968339

Tableau (20):la variation du rendement en profondeur en fonction de X, Pour DSP=100 cm et champ= 20x20 cm².

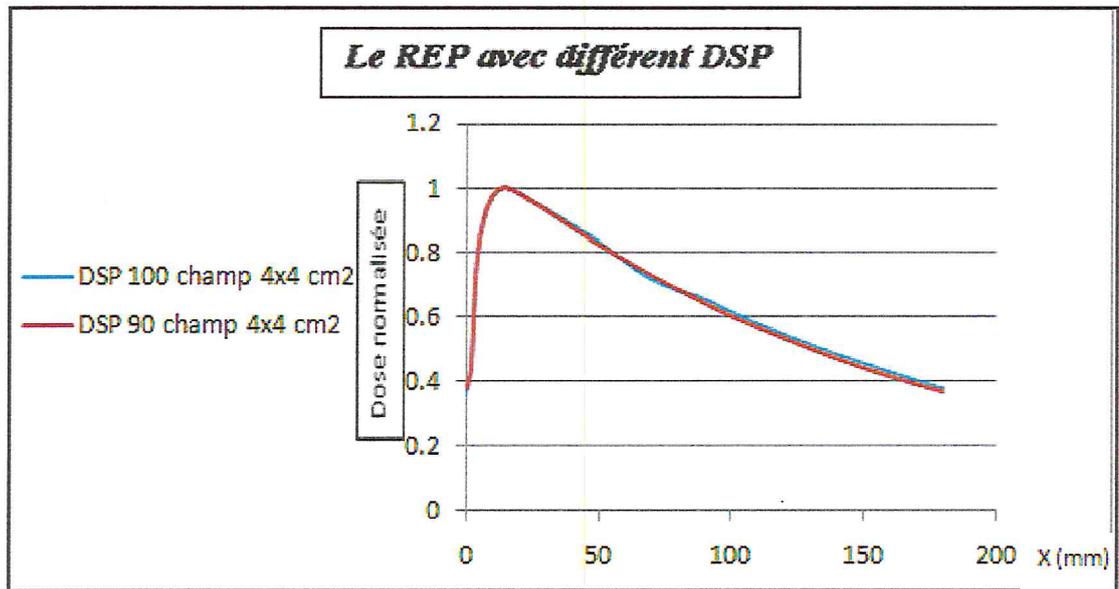
○ Pour DSP=90 cm et champ= 4x4 cm²

X (mm)	Lecture Q (PC)	K _{TP}	Lecture corrigée Q _{corr} (PC)	Lecture normalisé
0	180	1.0112	182.016	0.36805084
2	211.5	1.01119	213.866685	0.43245546
4	366.5	1.01121	370.608465	0.74939982
6	428	1.01124	432.81072	0.87517773
8	459.5	1.01123	464.660185	0.93957989
10	477	1.01125	482.36625	0.97538296
11	482	1.01125	487.4225	0.9856071
12	485.5	1.01126	490.96673	0.99277382
13	487.5	1.01128	492.999	0.99688323
14	488.5	1.01129	494.014165	0.99893799
15	489	1.01133	494.54037	1
16	487	1.01132	492.51284	0.99590017
17	486	1.01133	491.50638	0.99386503
20	480.5	1.01132	485.93926	0.98260787
30	455.5	1.01133	460.660815	0.93149284
40	429.5	1.01134	434.37053	0.87833179
50	404	1.01135	408.5854	0.82619221
70	356.5	1.01136	360.54984	0.72906048
90	314	1.01137	317.57018	0.64215219
100	294	1.01141	297.35454	0.60127455
120	259.5	1.01143	262.466085	0.53072732
140	228	1.01145	230.6106	0.46631299
160	201	1.01151	203.31351	0.4111161
180	177.5	1.01152	179.5448	0.36305388

Tableau (21): la variation du rendement en profondeur en fonction de X, Pour DSP=90 cm et champ= 4x4 cm².

❖ *Interprétation des résultats:*

On dessine les courbes de rendement en profondeur (REP) en fonction de la variation de la profondeur X pour les deux champs 4x4 et 20x20 et les deux valeurs de la distance source-peau (DSP).



Figure(47): la courbe représentative la variation du rendement en profondeur en fonction de X.

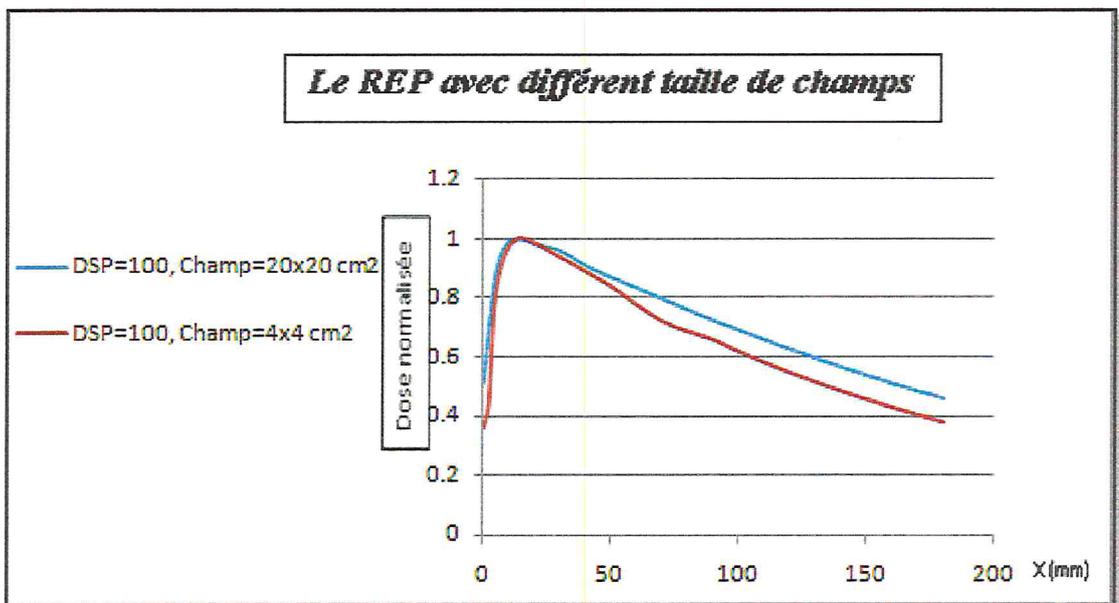


Figure (48): la courbe représentative la variation du rendement en profondeur en fonction de la taille de champ.

❖ Interprétation des résultats:

- *Le REP avec différentes DSP :*

On a une superposition des courbes pour les 4 cm premiers, pour les autres profondeurs la courbe de rendement en profondeur pour DSP = 100cm est plus grande que le rendement en profondeur de DSP = 90cm.

- *Le REP avec Différents champs:*

La courbe de champ (20x20) est plus grande en rendement en profondeur que de (4x4) dans tous les profondeurs sauf le point $z = 15\text{mm}$ sont égaux.

5.4. Conclusion:

D'après l'interprétation des résultats obtenus dans les tests précédents, on peut souligner que tout le matériel du centre anti-cancer de Blida est bien calibré, d'où l'assurance d'une bonne qualité de traitement.



Chapitre 6

Planification de traitement

(Cas clinique)

Chapitre 6: planification de traitement:

6.1. Introduction:

Les patientes atteintes de cancer de col peuvent être traités au centre anti-cancer de Blida selon plusieurs techniques (Radiothérapie, curiethérapie, chirurgie, chimiothérapie, et ses associations), en fonction du stade de la tumeur.

Nous présentons dans la suite trois techniques de radiothérapie exclusive pour traiter le cancer de col utérin, en optimisant la technique qui permet d'atteindre l'objectif de délivrer le plus de dose au volume cible, et le moins de dose aux tissus sains environnants.

6.2. Matériels et méthodes:

6.2.1. Matériels:

Nous avons utilisé le système de planification de traitement Varian basé sur le logiciel ECLIPSE, disponible en français, qui propose 4 algorithmes (AAA, eMC, PBC, et DVO). Dans notre étude, on utilise l'algorithme AAA (Analytical Anisotropic Algorithm).

Comme nous avons disposé des coupes scanners de trois patientes, avec l'utilisation du faisceau 18 MV de rayon X (RX).

6.2.2. Méthodes :

Les images scanners de 3 patientes atteintes de cancer du col de l'utérus ont été acquises sur CD et transférées sur le système de planification de traitement, la tumeur ainsi les organes à risque doivent être contourés sur les coupes fournies par le scanner.

L'oncologue radiothérapeute définit les volumes à irradiés :

- GTV, CTV: ils sont déterminés d'après l'extension tumorale (en fonction des données cliniques, de l'imagerie, du compte rendu opératoire, du compte rendu anatomopathologique), en tenant compte de l'histoire naturelle de la maladie.

- PTV : les marges de sécurité sont déterminées en fonction des mouvements internes des volumes et de la technique de repositionnement utilisée; (contentions, repères...).

Dans cette étude, on utilise trois techniques:

- La radiothérapie conventionnelle (classique).
- La radiothérapie conformationnelle 4/4.
- La radiothérapie conformationnelle 4/8.

Dans les trois techniques, la dose totale est 76 Gy appliquée en fractionnement deux temps:

- Le 1^{ier} temps de 0 à 44 Gy appliqué au PTV1 (=GTV+Utérus+paramètres +2cm de vagin+la chaîne ganglionnaire).
- Le 2^{ème} temps de 44 à 76 Gy appliqué au PTV2 (=PTV1-la chaîne ganglionnaire).

6.2.2.1. La planification 2D: la radiothérapie conventionnelle:

Cette technique est réalisée selon le protocole suivant:

Le 1^{ier} temps: 0-44 Gy:

Ce temps est basé sur l'utilisation des caches pour protéger les organes à risque.

o Le positionnement des caches:

On utilise des caches triangulaires pour protéger une partie des têtes fémorales et l'Intestin grêle, ils sont positionnés de la façon présentée dans la figure suivante:

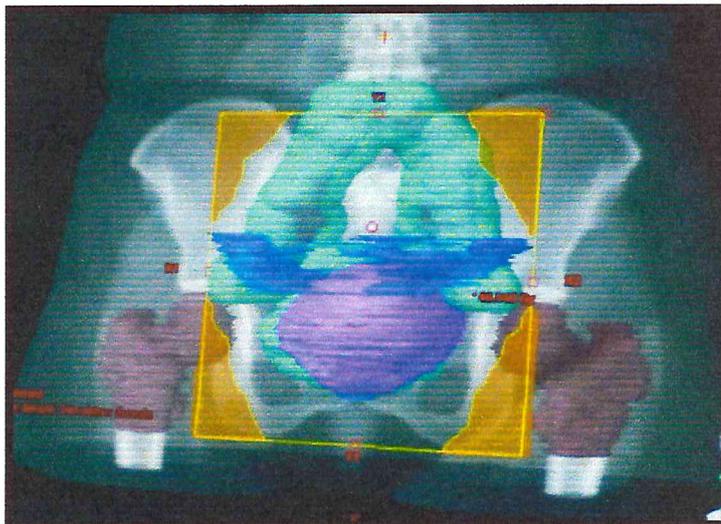


Figure (49): le positionnement des caches.

○ *Configuration de champ :*

Les champs	Machine/Energie	La pondération	Gantry Rtn (deg)
Antérieur (Ant)	CLINAC 2100C-18X	0.67	0
Latéral gauche (Lat G)	CLINAC 2100C-18X	0.33	90
Postérieur (Post)	CLINAC 2100C-18X	0.67	180
Latéral droit (Lat D)	CLINAC 2100C-18X	0.33	270

Tableau (22): les caractéristiques des champs utilisés en traitement 2D.

○ *Le calcul:*

On lance le calcul et on enregistre le résultat.

• *Le 2^{ème} temps: 44-76 Gy*

Dans ce temps on utilise la même configuration des champs que le premier temps, mais sans utiliser les caches. Cette fois les 4 faisceaux sont irradiés dans le boost (volume cible).

- *Le calcul:*

On lance le calcul, enregistre le résultat ensuite on fait une sommation des deux plans.

A l'aide de l'histogramme dose-volume, on prélève les pourcentages de doses reçues par chaque organe à risque.

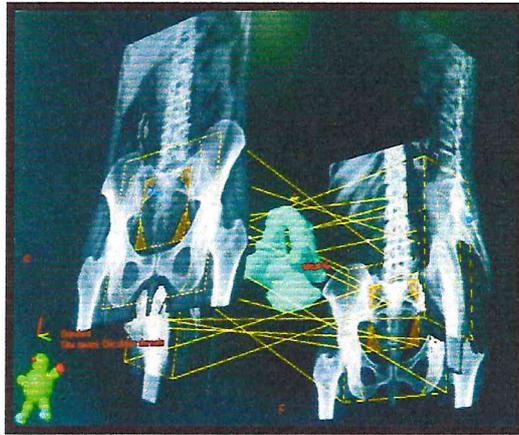


Figure (50) BEV montre la sommation de deux plan

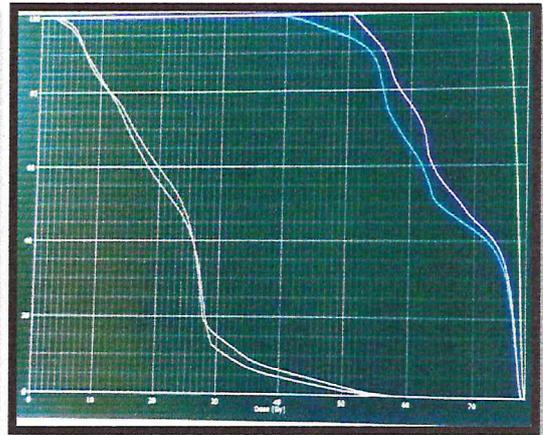


Figure (51) l'histogramme dose-volume

6.2.2.3. La planification 3D:

6.2.2.3.1. Radiothérapie conformationnelle 3D- 4/4 :

Cette technique est réalisée selon le protocole suivant:

Les tissus sains et les organes avoisinants sont protégés avec le collimateur multilames qui prend la forme de la tumeur.

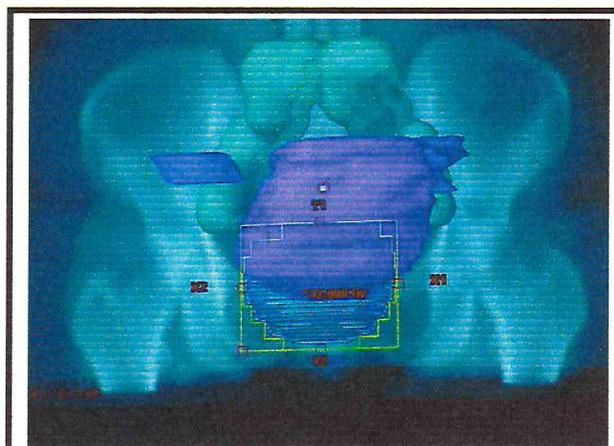


Figure (52): BEV montre la forme de CML.

On utilise 4 faisceaux en premier et deuxième temps, configuré comme suit:

○ *Configuration de champ :*

Les champs	Machine/Energie	La pondération	Gantry Rtn (deg)
Antérieur (Ant)	CLINAC 2100C-18X	0.70	0
Latéral gauche (Lat G)	CLINAC 2100C-18X	0.30	90
Postérieur (Post)	CLINAC 2100C-18X	0.70	180
Latéral droit (Lat D)	CLINAC 2100C-18X	0.30	270

Tableau(23):les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (technique 4/4)

A. Le 1^{ier} temps: 0-44 Gy

Dans un premier temps on prend seulement CTV1, et on lance le calcul et on modifiant chaque fois la position des lames(figure suivante) jusqu'à avoir une dose compris entre 95% et 107 % (ICRU 50&62 :la dose accepter est entre -5 et +7 de la dose prescrite).

B. Le 2^{eme} temps: 44-76 Gy

On prend dans le deuxième temps CTV2, et on suit la même procédure que le premier temps.

On termine cette technique en faisant une sommation des plans de 1^{ier} et 2^{eme} temps, et on affiche l'histogramme dose-volume pour optimiser les doses reçues par les organes avoisinants.

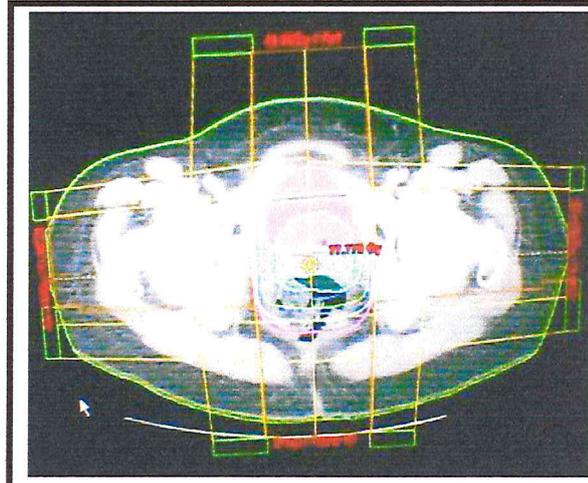


Figure (53): la sommation des plans en technique 4/4.

6.2.2.3.2. Radiothérapie conformationnelle 3D- 4/8:

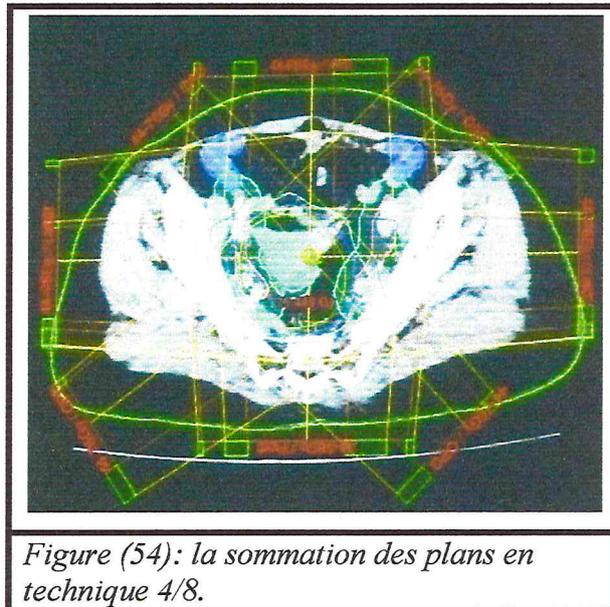
En cette technique on suit la même procédure que la technique précédente en premier temps, seulement en deuxième temps on utilise 8 faisceaux au lieu de 4.

- *L'évaluation du plan pour le 2^{ème} temps:*

Les champs	Machine/Energie	La pondération	Gantry Rtn (deg)
Ant	CLINAC 2100C-18X	1	0
OAG	CLINAC 2100C-18X	1	45
LatG	CLINAC 2100C-18X	1	90
OPG	CLINAC 2100C-18X	1	135
Post	CLINAC 2100C-18X	1	180
OPD	CLINAC 2100C-18X	1	225

LatDt	CLINAC 2100C-18X	1	270
OAD	CLINAC 2100C-18X	1	315

Tableau (24): les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (technique 4/8)



6.3. Résultats et discussions:

6.3.1. Résultats:

6.3.1.1 La 1^{ière} patiente:

PTV1:

Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
D _{min}	41.8	41.4	42	43.1
D _{max}	44.88	45	44	13.8

Tableau (25): les contraintes de dose de PTV1 résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

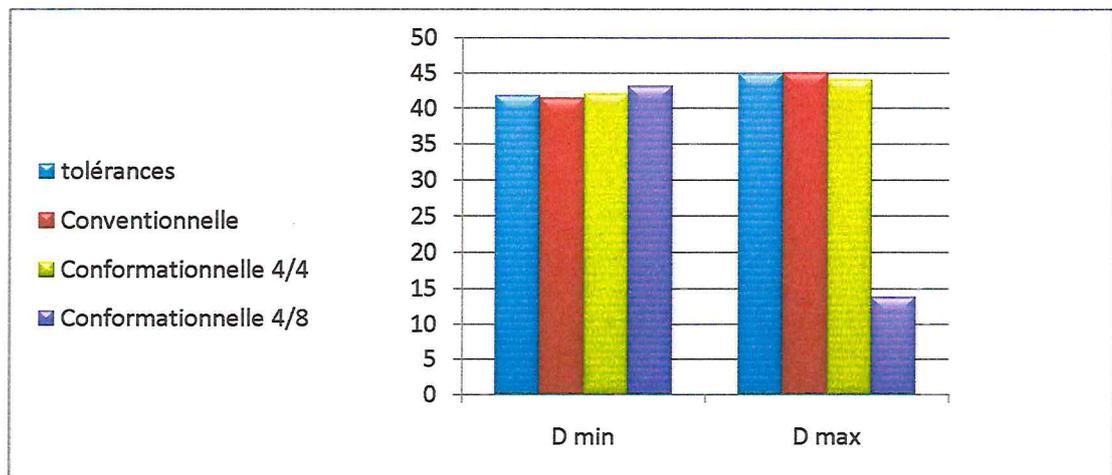


Figure (55): graphe représente les contraintes de dose des PTV1 des trois techniques appliquées à la première patiente.

PTV2:

Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
D _{min}	30.4	30.9	30.6	30.7
D _{max}	32.64	34	31.4	32.5

Tableau (26): les contraintes de dose de PTV2 résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes

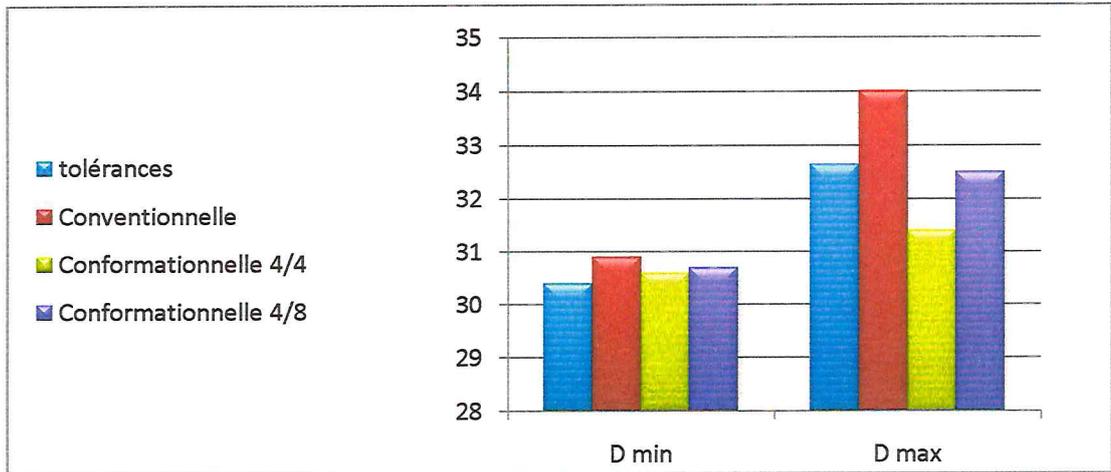


Figure (56): graphe représente les contraintes de dose des PTV2 des trois techniques appliquées à la première patiente.

Paroi rectale:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V ₆₀	≤50%	42	30	25
V ₇₀	≤25%	30.5	15	2
V ₇₄	≤5%	25	4	2

Tableau (27): les contraintes de dose de paroi rectale résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes

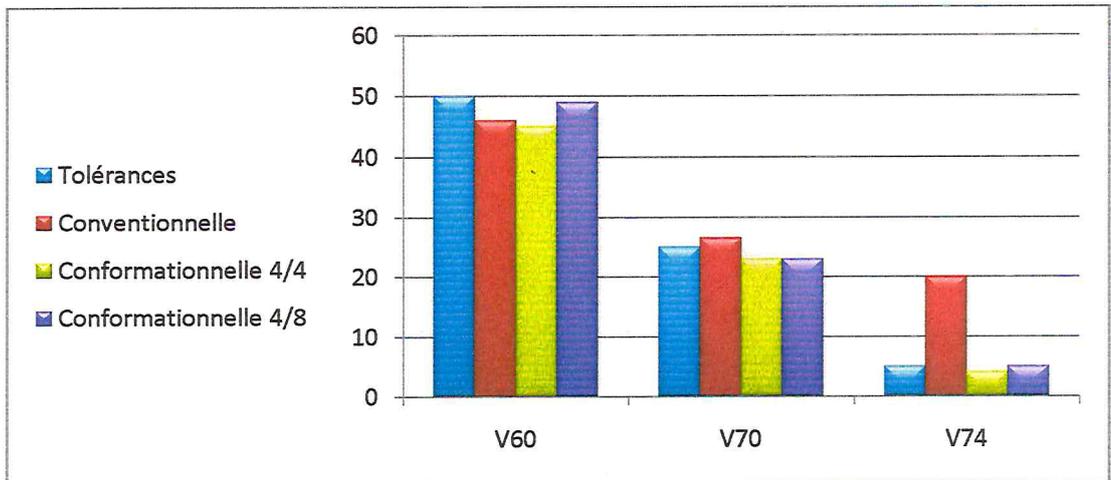


Figure (57): graphe représente les contraintes de dose des parois rectales des trois techniques appliquées à la première patiente.

Paroi vésicale:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V ₄₀	≤40%	81	39	33
V ₄₅	≤35%	77	30	31
V ₆₀	≤50%	45	21	22
V ₇₀	≤25%	41	16	20

Tableau (28): les contraintes de dose de paroi vésicale résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes.

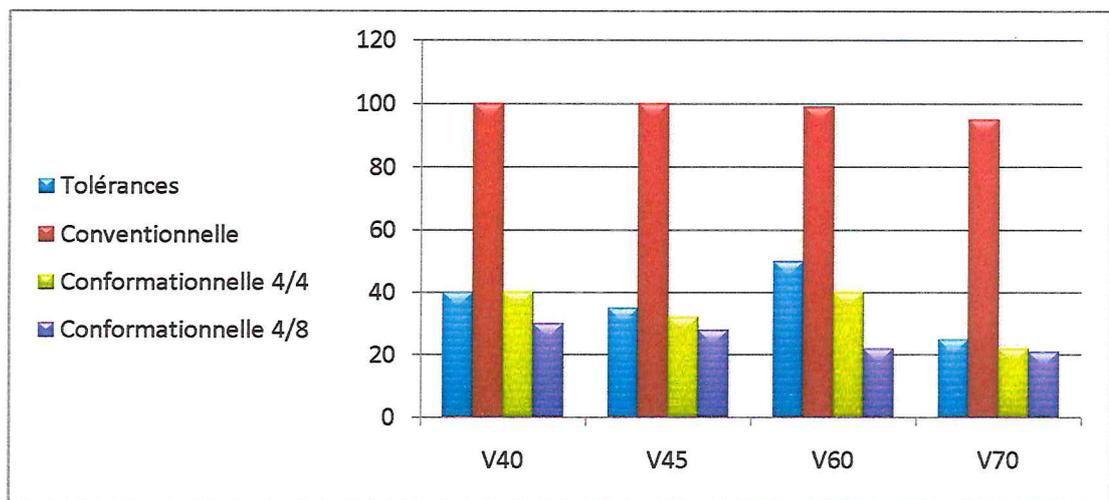


Figure (58): graphe représente les contraintes de dose des parois vésicales des trois techniques appliquées à la première patiente.

Têtes fémorales:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V _{50D}	≤10%	5.5	1	0
V _{50G}	≤10%	5	1.5	0

Tableau (29): les contraintes de dose de têtes fémorales résultantes de l'application des trois techniques sur la première patientes

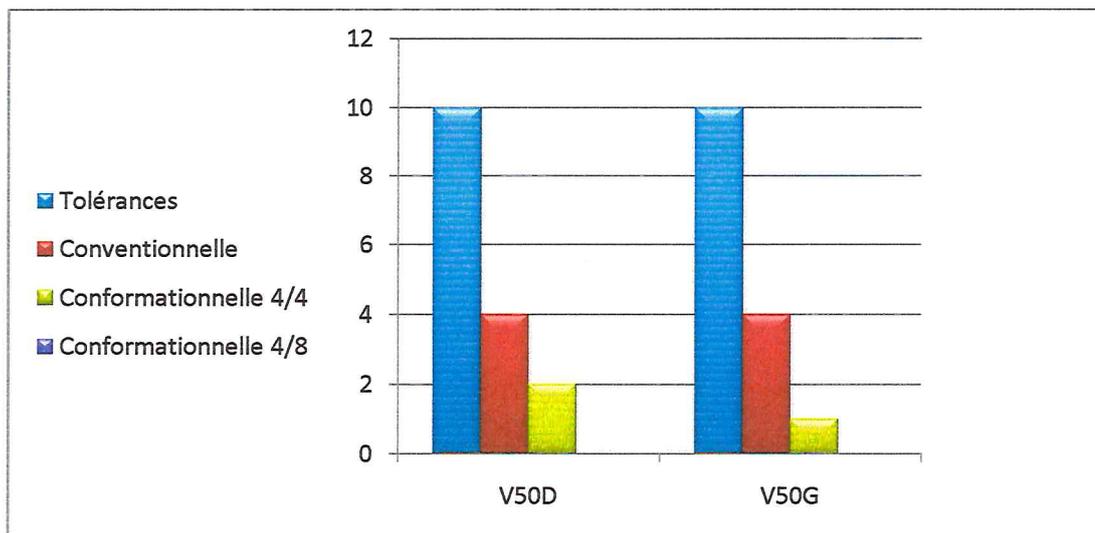


Figure (59): graphe représente les contraintes de dose des têtes fémorales des trois techniques appliquées à la première patiente.

6.3.1.2 La 2^{ème} patiente:

PTV1:

Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
D _{min}	41.8	40	42.3	41.9
D _{max}	44.88	43	44.4	43.15

Tableau (30): les contraintes de dose de PTV1 résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes

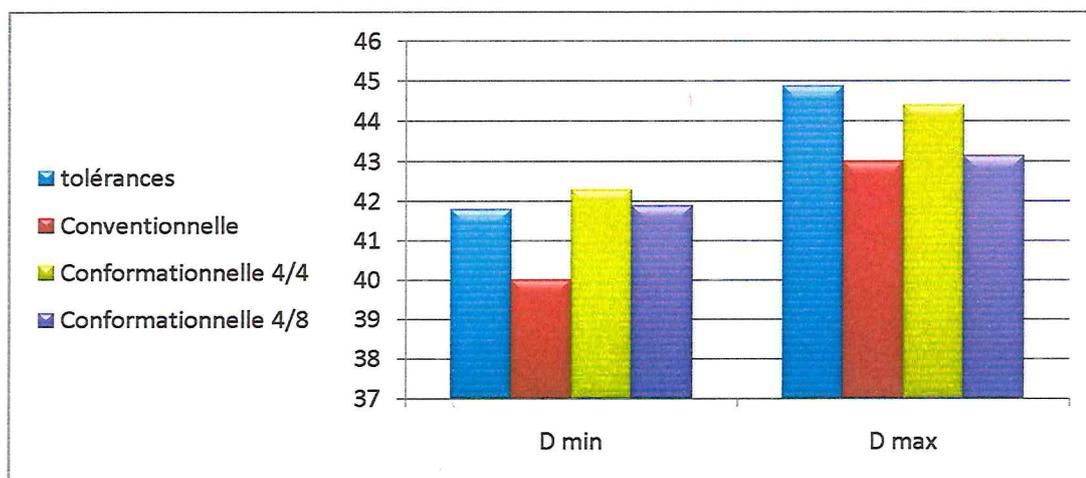


Figure (60): graphe représente les contraintes de dose des PTV1 des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

PTV2:

Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
D _{min}	30.4	30	31.2	30.8
D _{max}	32.64	33	32	31.75

Tableau (31): les contraintes de dose de PTV2 résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes

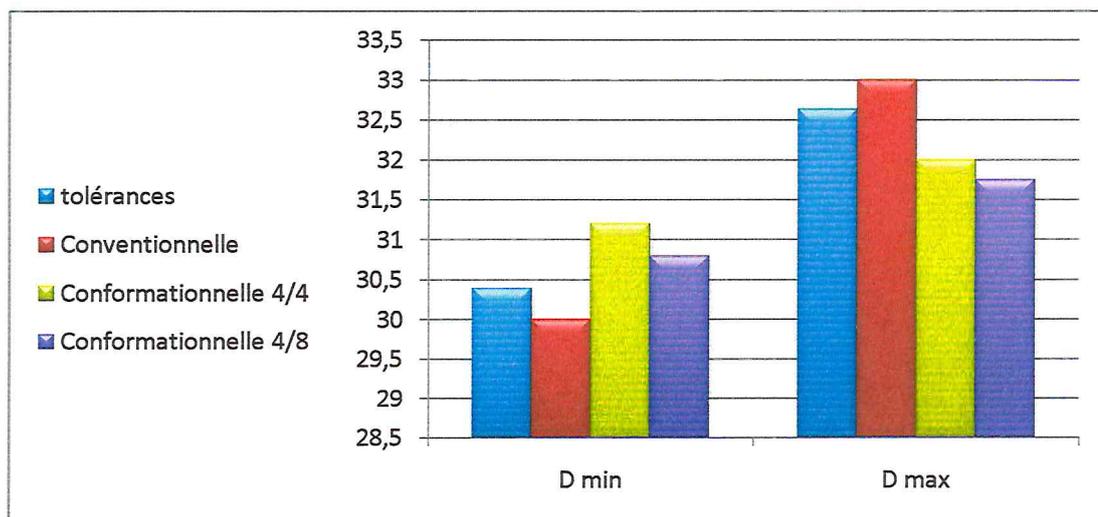


Figure (61): graphe représente les contraintes de dose des PTV2 des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

Paroi rectale:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V ₆₀	≤50%	46	45	49
V ₇₀	≤25%	26.5	23	23
V ₇₄	≤5%	20	4	5

Tableau (32): les contraintes de dose de paroi rectale résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes

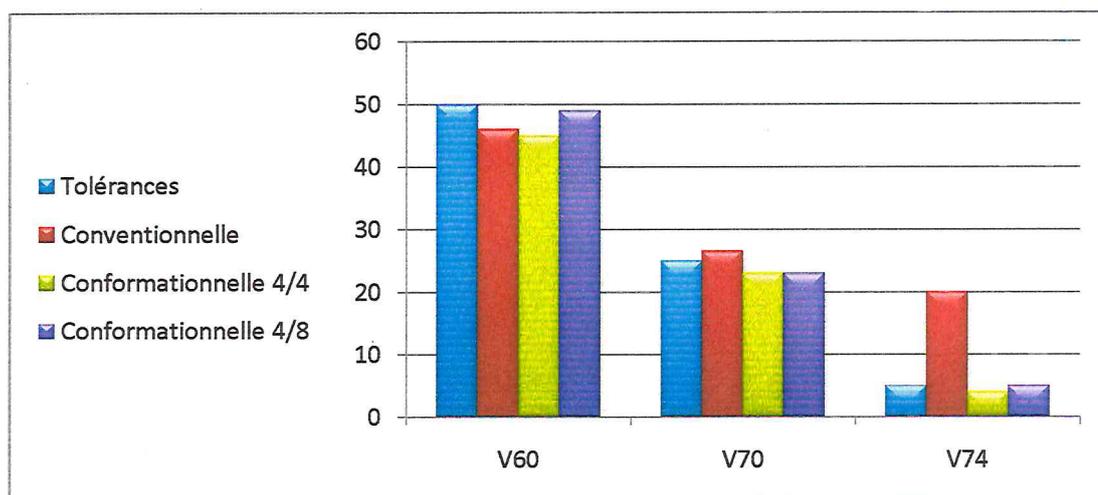


Figure (62): graphe représente les contraintes de dose des parois rectales des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

Paroi vésicale:

Volumes	Tolérances	Conventiionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V ₄₀	≤40%	100	40	30
V ₄₅	≤35%	100	32	28
V ₆₀	≤50%	99	40	22
V ₇₀	≤25%	95	22	21

Tableau (33): les contraintes de dose de paroi vésicale résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes

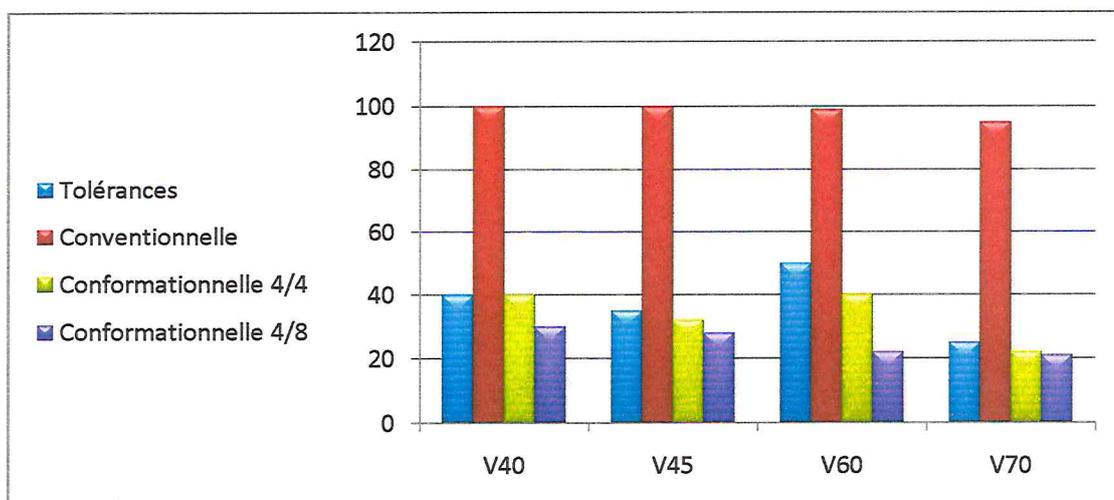


Figure (63): graphe représente les contraintes de dose des parois vésicales des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

Têtes fémorales:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V _{50D}	≤10%	4	2	0
V _{50G}	≤10%	4	1	0

Tableau (34): les contraintes de dose de têtes fémorales résultantes de l'application des trois techniques sur la deuxième patientes

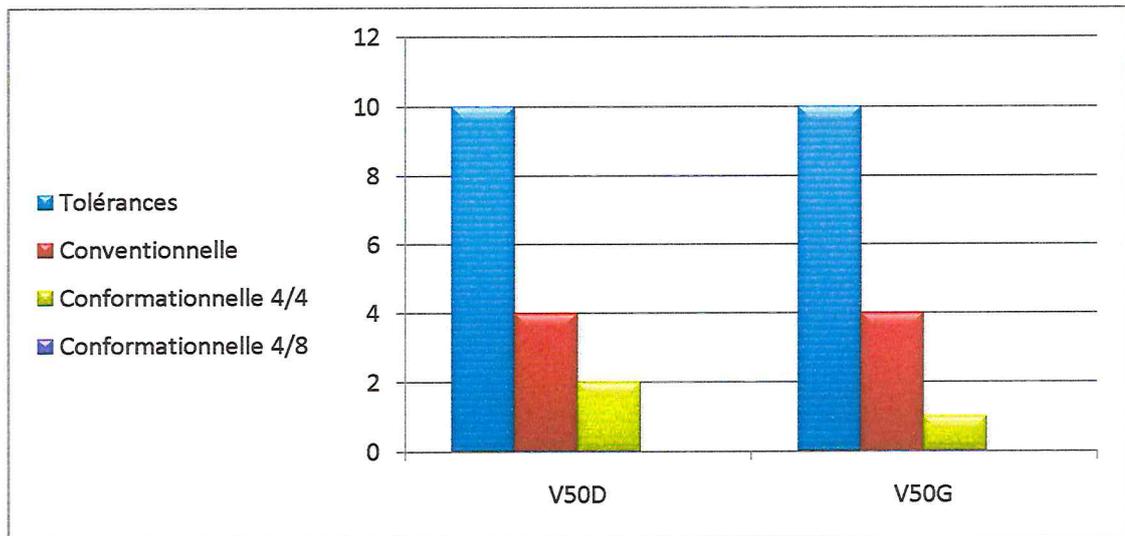


Figure (64): graphe représente les contraintes de dose des têtes fémorales des trois techniques appliquées à la deuxième patiente.

6.3.1.3 La 3^{ème} patiente:

PTV1:

Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
D _{min}	41.8	39.15	43.25	42.24
D _{max}	44.88	43.25	44.05	44.66

Tableau (35): les contraintes de dose de PTV1 résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

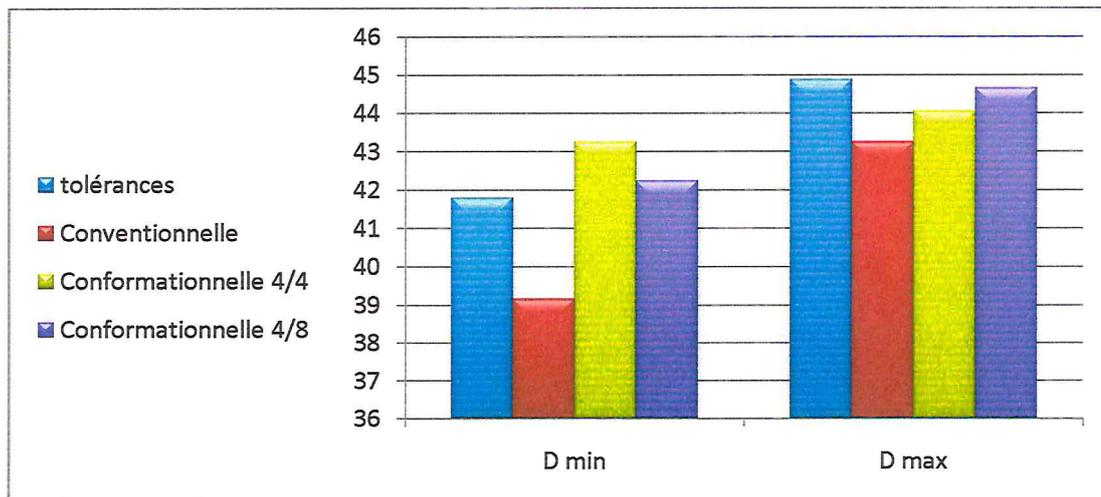


Figure (65): graphe représente les contraintes de dose des PTV1 des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

PTV2:

Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
D _{min}	30.4	29.75	31.04	31.36
D _{max}	32.64	31.64	31.68	32.57

Tableau (36): les contraintes de dose de PTV2 résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

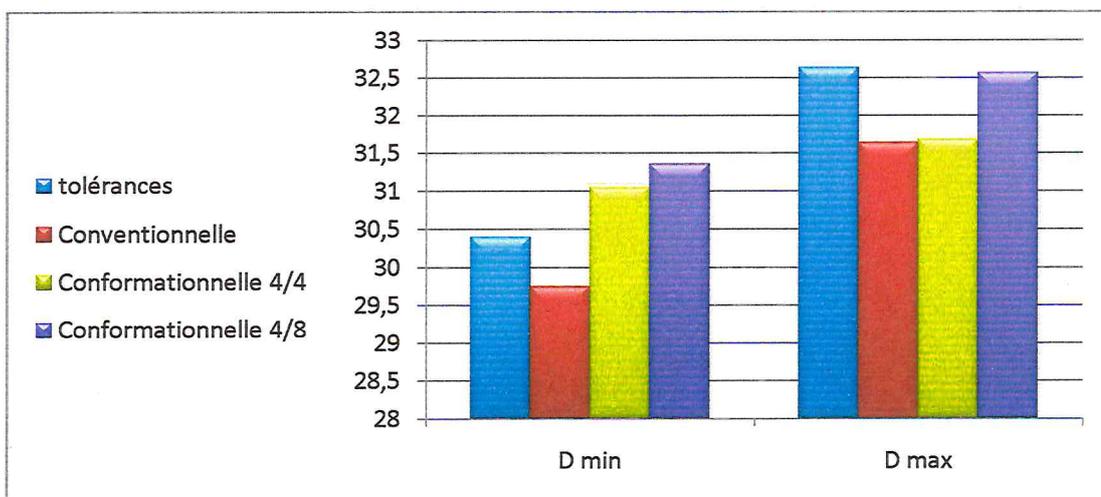


Figure (66): graphe représente les contraintes de dose des PTV2 des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

Paroi rectale:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V ₆₀	≤50%	60	46	41.5
V ₇₀	≤25%	20	24	16.5
V ₇₄	≤5%	12	3	2.5

Tableau (37): les contraintes de dose de paroi rectale résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

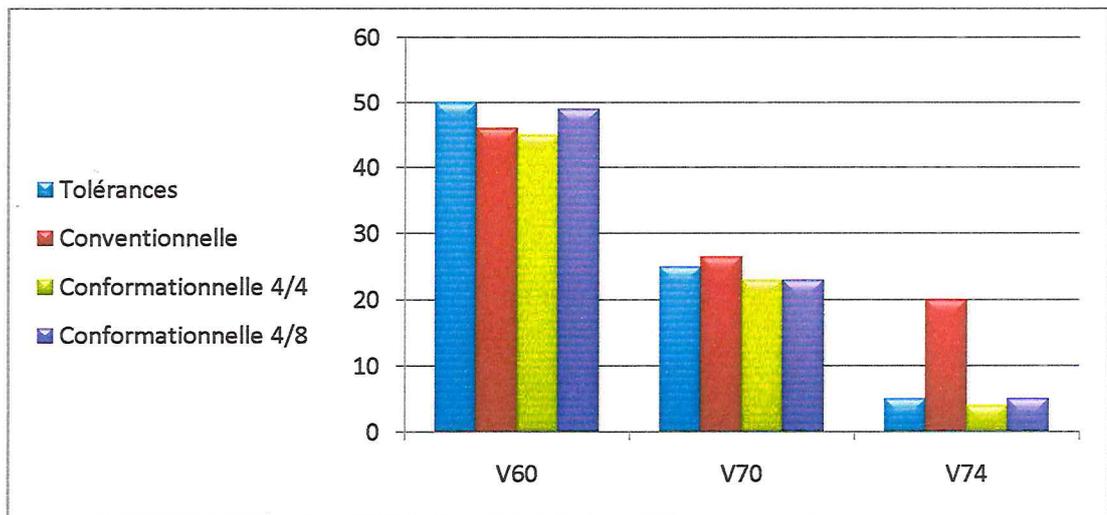


Figure (67): graphe représente les contraintes de dose des parois rectales des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

Paroi vésicale:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V ₄₀	≤40%	100	42	35
V ₄₅	≤35%	99.5	36	32
V ₆₀	≤50%	96.5	47	43.5
V ₇₀	≤25%	94	24	22

Tableau (38): les contraintes de dose de paroi vésicale résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

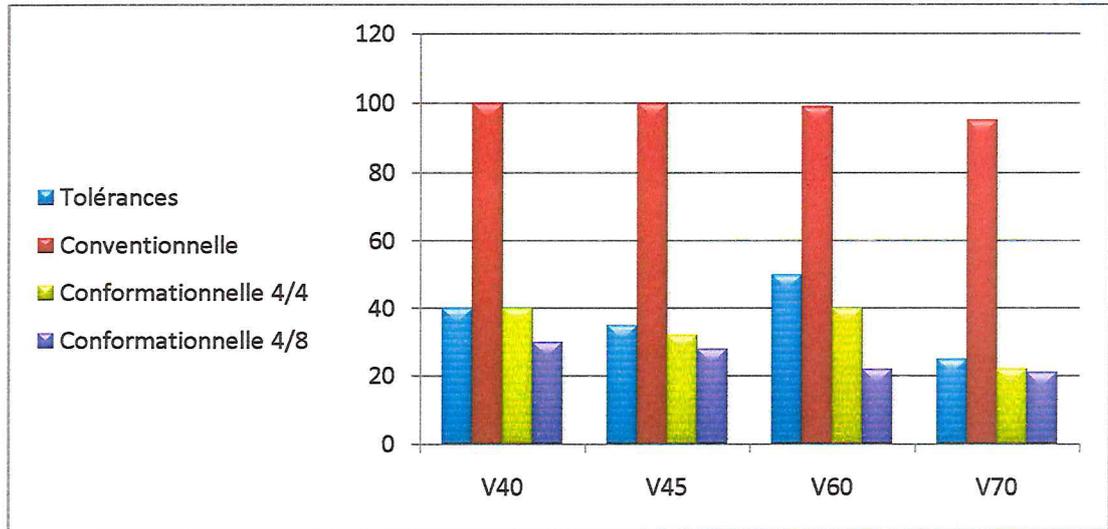


Figure (68): graphe représente les contraintes de dose des parois vésicales des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

Têtes fémorales:

Volumes	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
V _{50D}	≤10%	9.5	2	3
V _{50G}	≤10%	6.5	5	3

Tableau (39): les contraintes de dose de têtes fémorales résultantes de l'application des trois techniques sur la troisième patientes.

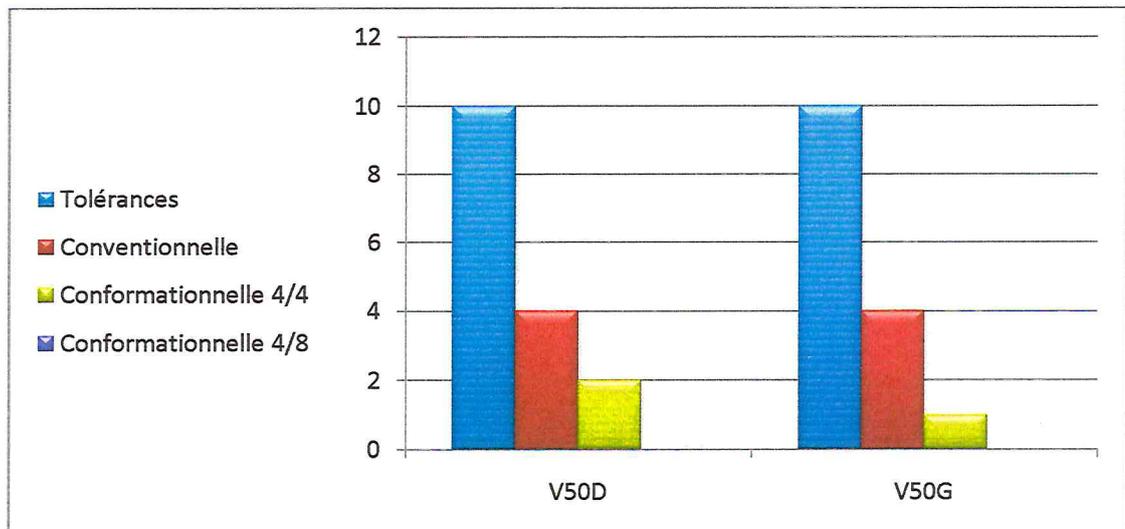


Figure (69): graphe représente les contraintes de dose des têtes fémorales des trois techniques appliquées à la troisième patiente.

6.3.2 Discussion :

On a étudié les résultats des applications de trois balistiques de traitement sur trois patientes atteintes d'un cancer de col utérin.

D'après les résultats, on remarque l'efficacité de la radiothérapie conformationnelle en trois dimensions (3D) dans la protection des organes à risques et le respect des contraintes de doses reçues. Comme, on remarque que les doses délivrées par les techniques conformationnelles en trois dimensions (3D) avec 4 et 8 faisceaux sont homogènes aux deux volumes cibles (PTV1 et PTV2) et correspondant à la recommandation de l'ICRU, contrairement à la technique conventionnelle.

Certains résultats ne correspondent pas à la recommandation à cause de mauvais choix de la technique de traitement ou aux erreurs dans la planification. On remarque quand même que la radiothérapie conventionnelle à montré son efficacité dans certains cas.

Conclusion générale:

Notre travail avait pour objectif global de démontrer l'avantage qu'il y a à utiliser la radiothérapie conformationnelle dans le traitement du cancer du col utérin. Pour cela, nous avons d'abord exposé les différentes étapes d'un traitement en radiothérapie 2D et en radiothérapie conformationnelle 3D en montrant la nécessité de disposer d'un certain nombre de moyens matériels pour pouvoir passer à une planification de traitement 3D et en mettant le fait qu'il est indispensable de procéder avant tout traitement, aux contrôles de qualité des équipements de simulation et de traitement.

Les résultats obtenus en contrôle de qualité des équipements du CAC Blida montrent restent dans les tolérances édictées par les protocoles internationaux.

La comparaison des résultats obtenus en comparant la planification 2D et 3D pour trois patientes et en utilisant trois balistiques différentes montrent qu'il est indispensable de mettre en œuvre la radiothérapie conformationnelle au CAC de Blida pour pouvoir délivrer des doses homogènes aux volumes cibles tout en restant dans les tolérances édictées pour les tissus sains.

Il faut cependant souligner la nécessité de disposer d'un scanner in situ pour pouvoir mener à bien une étude complète avec une statistique valable et pouvoir affirmer sans ambiguïté la prépondérance de la radiothérapie conformationnelle comparée à la radiothérapie conventionnelle dans le traitement des cancers du col utérin.



Les annexes

Les annexes:

Annexe A: Système de classification FIGO du cancer du col

Stade I

Le carcinome de Stade I est strictement limité au col utérin. On ne doit pas prendre en compte l'extension au corps utérin. Le diagnostic à la fois des Stades IA1 et IA2 doit être fait à partir de l'examen microscopique d'un prélèvement tissulaire, de préférence un cône qui englobe la lésion entière.

Stade IA : Cancer invasif identifié par examen microscopique uniquement. L'invasion est limitée à l'invasion stromale mesurée ne dépassant pas 5 mm en profondeur et 7 mm en largeur.

Stade IA1 : L'invasion mesurée dans le stroma ne dépasse pas 3 mm en profondeur et 7 mm en largeur.

Stade IA2 : L'invasion mesurée dans le stroma est comprise entre 3 et 5 mm en profondeur et ne dépasse pas 7 mm en largeur.

Stade IB : Soit les lésions cliniques sont limitées au col, soit les lésions infracliniques sont plus importantes que dans le Stade IA. Toute lésion macroscopiquement visible même avec une invasion superficielle est classée cancer de Stade IB.

Stade IB1 : Lésions cliniques de taille ne dépassant pas 4 cm.

Stade IB2 : Lésions cliniques de taille supérieure à 4 cm.

Stade II

Le carcinome de Stade II s'étend au-delà du col, mais sans atteindre les parois pelviennes. Il affecte le vagin, mais pas au-delà de ses deux tiers supérieurs.

Stade IIA : Pas d'atteinte paramétriale évidente. L'invasion touche les deux tiers supérieurs du vagin.

Stade IIB : Atteinte paramétriale évidente, mais la paroi pelvienne n'est pas touchée.

Stade III

Le carcinome de Stade III s'est étendu à la paroi pelvienne. A l'examen rectal, il n'existe pas de zone non envahie par le cancer entre la tumeur et la paroi pelvienne.

Annexes

La tumeur touche le tiers inférieur du vagin. Tous les carcinomes provoquant une hydronéphrose ou un rein muet, sont des cancers de Stade III.

Stade IIIA : Pas d'extension à la paroi pelvienne, mais atteinte du tiers inférieur du vagin.

Stade IIIB : Extension à la paroi pelvienne, hydronéphrose ou rein muet.

Stade IV

Le carcinome de Stade IV s'est étendu au-delà du petit bassin ou a envahi la muqueuse de la vessie et/ou du rectum.

Stade IVA : Extension de la tumeur aux organes pelviens adjacents.

Stade IVB : Extension aux organes distants.

Annexe B: classification de col utérin

Stage I A

Carcinoma is strictly confined to the cervix, but can be only diagnosed by microscopy (not clinically visible).*

Usual Symptoms: None (asymptomatic).

Optimal Treatment: Total abdominal hysterectomy.

5-year survival (with optimal treatment):
90%-100%.

Stage I B

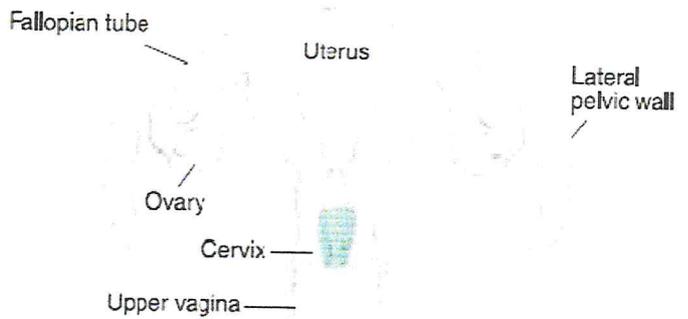
Carcinoma is strictly confined to the cervix, and a macroscopically (clinically) visible lesion is present.

Usual Symptoms: May be a watery, pale, straw-colored vaginal discharge and postcoital bleeding.

Optimal Treatment: Radical surgery (radical hysterectomy with bilateral pelvic lymphadenectomy or radical radiotherapy).

5-year survival (with optimal treatment): 80%- 90%.

* All staging descriptions based on FIGO nomenclature.



Stage III A

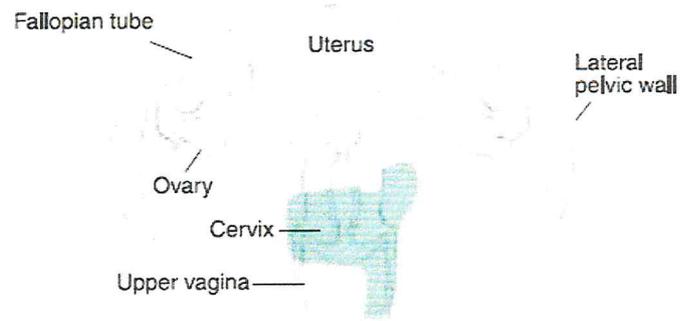
The tumor invades the lower third of the vagina, with no extension to the pelvic wall.

Usual Symptoms: Similar to II B, often with painful intercourse.

Optimal Treatment:

Radical radiotherapy with or without concurrent chemotherapy.*

5-year survival (with optimal treatment): 20%–40%.



Stage II B

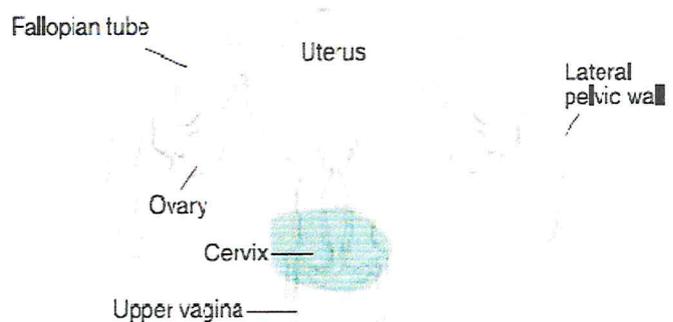
Cancer has spread beyond the cervix, but not as far as the pelvic wall or the lower third of the vagina. There is obvious parametrial involvement.

Usual Symptoms: Similar signs and symptoms as II A, often with pain in lower pelvis and lower back.

Optimal Treatment:

Radical radiotherapy with or without concurrent chemotherapy.

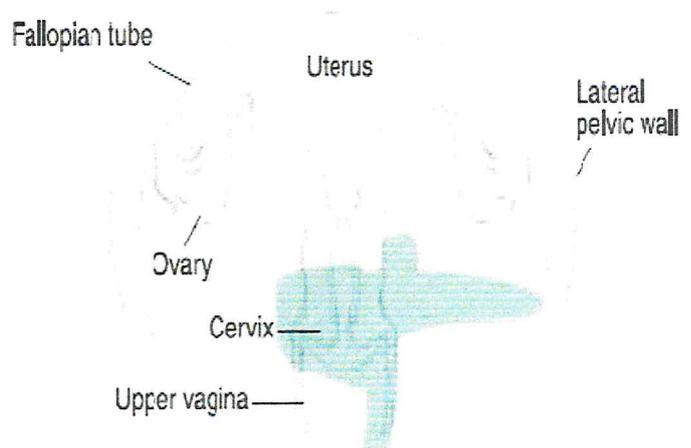
5-year survival (with optimal treatment): 50%–60%.



Stage III B

The tumor involves the lower third of the vagina *and* extends to the pelvic wall or hydronephrosis or nonfunctioning kidney occurs.

Usual Symptoms: Similar to III A, severe pain in lower abdomen and lower back, often one or both legs swollen. May be signs and symptoms of uremia (chronic renal failure) due to obstruction of one or both ureters.



Optimal Treatment: Radical radiotherapy with or without concurrent chemotherapy.*

5-year survival (with optimal treatment): 20%-40%.

* These are radical treatments with curative intention, not palliative treatments. One-third of Stage III patients are cured with radical radiotherapy with or without concurrent chemotherapy.

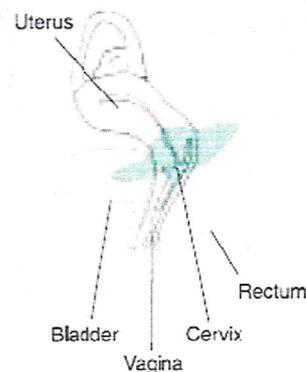
Stage IV A

Cancer has spread beyond the pelvis to the adjacent organs (bladder and/or rectum).

Usual Symptoms: Similar to III B, often with haematuria (blood in the urine), dysuria, anemia, weight loss, and sometimes vesico-vaginal fistula or recto-vaginal fistula.

Treatment: Palliative radiotherapy and/or palliative chemotherapy and symptom control; radical radiotherapy with or without concurrent chemotherapy in selected cases.

5-year survival (with optimal treatment): 5%–10%.



Stage IV B

Cancer has spread to distant organs.

Usual Symptoms: Same as IV A, but with additional signs and symptoms according to site of metastatic spread:

- Kidneys – severe midback pain.
- Lungs – intractable, nonproductive cough
- Liver – abdominal swelling (right upper quadrant pain and tenderness), jaundice.
- Skin – large, nontender, nodular skin swellings.
- Lymph nodes – enlarged lymph glands.
- Brain – convulsions, confusion.

Treatment: Palliative radiotherapy and/or palliative chemotherapy and symptom control.

5-year survival (with optimal treatment): 0%.

Annexe D: radiothérapie conformationnelle 3D : col préopératoire (SIRIADE)

Protocole d'imagerie pour dosimétrie

- Scanner en position de traitement
- Décubitus dorsal, mains sur la poitrine
- Matelas de contention
- Cales sous pieds et genoux
- Coupes jointives de 3 à 5mm
- Avec injection de produit de contraste (sauf si utilisation du scanner du TEP) et opacification digestive à l'eau
- A refaire si rectum distendu
- Utilisation des données de l'IRM+++ et utilisation possible du scanner du TEP



Volume de contourage

- OR: Vessie, Rectum, Sigmoides, Grêle, Têtes Fémorales
- GTV: Tumeur et extension macroscopique
- CTV:
 - GTV
 - Utérus
 - Paramètres
 - 2 cm de vagin sain sous l'extension tumorale macroscopique
 - Inclure les relais ganglionnaires : Iliques externe et interne, iliaques primitifs selon l'extension ganglionnaire
- PTV= Au minimum CTV+10mm
Au maximum CTV+20mm



Prescription de radiothérapie

- Volume 1= pelvis 45 Gy au point ICRU
- Volume 2 = complément de 15 Gy sur le CTV à risque intermédiaire par curiethérapie utéro-vaginale
- Volume 3 = paramètres et ganglions envahis: complément de 10 à 15Gy, en fonction de la contribution de la curiethérapie
- Fractionnement: 1,8 à 2Gy/séances, 5 séances par semaine
- Energie photons: 10 à 25 MV
- Nombre de faisceaux: multiple (en général 4)
- Traitement associé: CDDP hebdo
- PTV entre 95 et 107% de la dose prescrite au CTV



Contraintes organes à risque

- Rectum: du canal anal à la jonction rectosigmoïdienne (à la verticale du promontoire) soit environ 15cm
 - V74Gy \leq 5%
 - V70Gy \leq 25%
 - V60Gy \leq 50%
 - Dose max 60 Gy pour la totalité de la circonférence
 - Dose max à 20-25 Gy pour la paroi postérieure
- Sigmoïde : de la jonction recto-sigmoïdienne jusqu'au sommet de l'utérus (si visible)
 - Même contraintes que pour le rectum ?



Contraintes organes à risque

- Vessie: traitement vessie pleine
 - V70Gy \leq 25%
 - V60Gy \leq 50%
 - V40Gy <40%
 - V45Gy <35%
- Grêle
 - Dose max à 50 Gy sur quelques cm³
 - Dose max 25 Gy pour 1 litre
- Têtes fémorales: du sommet au petit trochanter
 - V50Gy \leq 10% ou V30 <15%



The image shows a page with a decorative border. The border consists of two parallel lines, with circular motifs at the corners. In the center, there is a rectangular area with a marbled paper texture. This area is framed by a thin blue border and has a scroll-like appearance with rounded corners and a small tab on the left side. The text "Les références" is written in a black, elegant cursive font across the center of this marbled area.

Les références

Les références:

- [1] Cheick Oumar THIAM, Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique, le 12 Octobre 2007.
- [2] Pierre-Yves Bondiau, Mise en œuvre et évaluation d'outils de fusion d'image en radiothérapie, le 22 novembre 2004.
- [3] Myriam Coulibaly & Boris Geynet, Evolutions technologiques en radiothérapie externe, Université de Technologie, Compiègne, 2000-2001.
- [4] Chambrlain Francis & Djoumessi Zamo, Modilisation par méthode monte Carlo de l'espace des phases d'un faisceau de photons en radiothérapie, Laboratoire de rayonnement, Imagerie et Oncologie(RIO), Centre anti cancer Léon, Bérard, 2006.
- [5] Karine Gard, Optimisation automatique des indices des faisceaux par l'algorithme du simplexe et optimisation des contrôles qualités par la maîtrise statistique des processus(RCMI), Institut National Polytechnique de Lorraine(Ecole Doctorale IAE+M), Centre de Recherche en Automatique de Nancy(Centre Alexis Vautrin), le 7 novembre 2008.
- [6] Contrôle de qualité des collimateurs multilames; société française de physique médicale et société belge des physiciens des hôpitaux; Rapport S.F.P.M. n° 20 – 2003.
- [7] Eloïse Denis, Objets-tests numériques pour le contrôle de qualité des systèmes de planification géométrique des traitements en radiothérapie, Université de Nantes école doctoral sciences et technologie de l'information et des matériaux, le 18 avril 2008.
- [8] Radiation Oncology Physics, a Handbook for teachers and students, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [9] Etat de l'art en radiothérapie, ASTRO, 2009.
- [10] Norme international; CEI 62274; Première édition 2005-05.
- [11] Andreo P, Burns D T, Hohlfeld K, Huq M S, Kanai T, Laitano F, Smyth V G and Vynckier S 2000 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water IAEA Technical Report Series 398 (Vienna: IAEA).
- [12] David Benoit, Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement. Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux, l'Université Toulouse III, septembre 2008.
- [13] DeWerd L.A., Wagner L.K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. Appl. Rad. Iso. 50: 125-136 (1999).
- [14] Jan-Marie Romano, utilisation des lasers mobiles dans la simulation virtuelle du sein en radiothérapie, Centre hospitalier Princesse Grace, Monaco.

- [15] Pr.J.F Heron; www.Oncoprof.net, Chapitre Radiothérapie du cancer.
- [16] Frelin Anne-Marie, Développement du dosiMap: instrumentation de dosimétrie pour le contrôle qualité en radiothérapie, université de CAEN/Basse-Normandie, 5 octobre 2006.
- [17] Jan Paul le Bourgois; Jean Chavandra François Eschwege, Radiothérapie oncologique P 106-107. HERMANN, Paris 1992.
- [18] Jean-Louis Dillenseger, Imagerie tridimensionnelle morphologie et fonctionnelle en multimodalité, Université François Rabelais de Tours UFR Médecine, le 11 Décembre 1992.
- [19] Halogénures de lanthane dopés cérium Des scintillateurs rapides pour l'imagerie médicale, l'Université Pierre et Marie Curie; le 18 décembre 2006.
- [20] Fleur Kubs, Apport de la modulation d'intensité et de l'optimisation pour délivrer une dose adaptée aux hétérogénéités biologiques, le 19 octobre 2007.
- [21] tomographie par émission des positrons www.wikipedia.com.
- [22] Xavier Bâty, Recalage de séquences cardiaques Spatio-temporelles IRM et TEP/Scan, École doctorale d'Angers, 13 juillet 2007.
- [23] Nacim Betrouni, Maximilien Vermandel, David Pasquier, Salah Maouche, Jean Rousseau, Repositionnement du patient en radiothérapie conformationnelle du cancer de la prostate par recalage d'images échographiques et d'images de résonance magnétique, le 3 janvier 2006.
- [24] International atomic energy agency (IAEA), Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy, Vienna, Austria, May 2008.
- [25] Atoui Hussein, Inférence de radiographies numériques par déformations locales, Ecole doctorale informatique et information pour la société (IIS), 2001-2002.
- [26] Patrick Vassal, Fusion d'images multi-modales pour la radiothérapie conformationnelle: application au repositionnement du patient, de l'Université Joseph Fourier - Grenoble I, juin 1998.
- [27] Dr N. Ciraru-Vigneron, Dr J.Frand, Journées d'imagerie médicale physiologie & biologie humaine, lundi 08 novembre 1999.

- [28] G. Noël, C. Genestie, A. Votadoro, Cancérologie, Université Paris-VI, 2002 – 2003.
- [29] Philippe Maingon, Isabelle Barillot, Gilles Houvenaeghel, Cancer du col utérin, Université Médicale Virtuelle Francophone, Polycopié national de cancérologie, Novembre 2005.
- [30] Les cancers de l'appareil génital féminin (col et corps de l'utérus, ovaires), Ligue nationale contre le cancer, Paris, Janvier 2009.
- [31] Pr Baldauf, Cancérologie clinique onco-hématologie, Faculté de médecine de Strasbourg, 2005-2006.
- [32] Guide des Procédures de Radiothérapie Externe, Société Française de Radiothérapie Oncologique, 2007.