

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique

Mémoire Présenté par :

Belkadi Asmaa

En vue d'obtenir le diplôme de **Master**

Domaine : **Sciences de la matière.**

Filière : **Physique.**

Spécialité : **Physique Médicale**

Option : **Radiothérapie**

Sujet : Radiothérapie conformationnelle 3D : application au cancer du col de l'utérus.

Soutenu le : 12 octobre 2010, devant le jury composé de :

M^r P^r M. Bentaiba	Professeur d'USD Blida	Président.
M^r B. Hocini	Maitre assistant d'USD Blida	Rapporteur.
M^r R. Kehlifi	Maitre de conférence d'USD Blida	Examineur.
M^r M. Chekirine	Charge de cours d'USD Blida	Examineur.

Dédicaces

Je dédie mon travail

Je dédie ce travail à mes parents pour les sacrifices consentis tout au long de ma scolarisation pour me permettre d'atteindre cette étape de la vie.

A mon mari Nabil Derrar.

A ma sœur Soumia et son mari Maouchie Samir, ainsi qu'à mes frères Amine et Rafik, à ma petite sœur Aya et à toute ma famille

A mes amis, pour leurs soutiens à tout moment, en particulier Djamila et Zahra.

A toute ma promotion de Physique Médicale.

Remerciements

Ce travail a été effectué dans le cadre de la formation entreprise conjointement entre la faculté des sciences d'université de Blida, et le ministère de la santé (CAC) centre anti cancer de Blida.

C'est avec une très grande gratitude que j'adresse mes remerciements les plus sincères à Monsieur Mr Hocini Brahim, physicien médical pour m'avoir guidé et orienté durant la réalisation de ce modeste travail. Je le remercie pour sa patience tout au long de ce travail.

Messieur Mr S. Khoudri, pour son aide et la contribution me les à m'ont prodiguées dans l'accomplissement de ma tâche ainsi que le Dr Mr boudoukha pour ces encouragements.

Toute ma reconnaissance pour les enseignants qui m'ont dispensés les cours et pour la bienveillance et la gratitude qu'ils m'ont toujours manifestées.

Au chefs des Services de Radiothérapie, Mr le Professeur K. Boualga du Centre Anti-Cancer de Blida pour de m'avoir accueilli dans leurs services durant mes stages pratiques et pour avoir mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour accomplir mon travail expérimental.

Mes vifs remerciements s'adressent à Monsieur M. Bentaiba, Professeur à la faculté des sciences d'université de Blida, qui m'a fait l'honneur de présider le jury de ce mémoire, et aux membres de jury Mr Pr. M. Bentaiba Mr R. Khelifi et Mr M. Chekirine.

Sommaire

Introduction générale.....p.1

Chapitre I : Equipement de télé radiothérapie.

I.1 Introduction.....p.4

I.2 Scanner.....p.4

 I.2.1 Scanner dosimétrique..... p.4

 I.2.2 Principe général.....p.5

 I.2.3 Méthodes de reconstruction..... p.5

 I.2.4 Les différents modes de fonctionnement de scanner.....p.6

I.3 Accélérateur linéaire 2100Cp.7

 I.3.1 Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires..... p.7

I.4 Collimateur multilâmes MLC.....p.11

 I.4.1 Définition de collimateur multilâmes.....p.11

 I.4.2 Description schématique des collimateurs multilâmes..... p.12

 I.4.3 Les avantages du collimateur multilâmes..... p.13

I.5 Système de planification de traitement TPS.....p.14

 I.5.1 Système hardware..... p.14

 I.5.2 Software et algorithmes..... p.14

I.6 Le système record and verifyp.16

Chapitre II : Dosimétrie physique.

II.1 Introduction.....p.18

II.2 Dosimètres utilisés et électronique associée.....p.18

 II.2.1 Les instruments de dosimétrie :

 a) Détecteurs à semi-conducteur : diode de silicone.....p.19

 b) Les dosimètres thermoluminescents.....p.19

 c) Chambre d'ionisation..... p.19

 d) Les chambres cylindriques..... p.19

 e) Chambre plates..... p.20

 f) Le baromètre et le thermomètre p.20

 g) L'électromètre..... p.20

 h) Le milieu de référence « le fantôme ».....p.21

i) Le films radiologiques.....	p.21
II.3 Données physiques du 18 MV de RX.....	p.22
II.3.1 Rendement en profondeur.....	p.22
II.3.2 Le profil de dose.....	p.23
II.3.3 La pénombre géométrique.....	p.24
II.3.4 Modificateur du faisceau.....	p.24
II.3.4.1 Les caches.....	p.24

Chapitre III : La chaîne de traitement en 2D et 3D-CRT.

III.1 Introduction.....	p.26
III.2 Imagerie multimodalité.....	p.26
III.2.1 Image de CT scanner.....	p.26
III.2.2 Imagerie par résonance magnétique (IRM).....	p.27
III.2.3 Tomographie par Emission de Positron (TEP).....	p.27
III.3 Contention et immobilisation : erreur de positionnement.....	p.29
III.3.1 Le plan incliné.....	p.28
III.3.2 Contention tête-cou.....	p.28
III.3.3 Contention bassin.....	p.28
III.4 La simulation virtuelle.....	p.29
III.5 Définition des volumes et Contourage.....	p.29
a) Volume tumoral macroscopique (gross tumour volume GTV).....	p.30
b) Volume cible anatomocliniques (clinical target volume CTV).....	p.30
c) Volume cible prévisionnel (planning target volume PTV).....	p.31
d) Volume cible anatomoclinique au volume cible prévisionnel.....	p.31
e) La marge correspondant aux incertitudes de réalisation du traitement.....	p.31
f) Organes à risque (organs at risk, OR).....	p.31
g) Le contourage.....	p.32
III.6 Transfert des données (Réseau).....	p.32
III.7 TPS 2D versus TPS 3D.....	p.33
III.8 Systèmes des vérifications.....	p.35
III.8.1 EPID.....	p.35
III.8.2 D'autres systèmes des vérifications.....	p.36
a) Beam's eye views (BEVs).....	p.36
b) Dose-Volume Histogrammes (DVH).....	p.36

Chapitre IV : Le cancer du col de l'utérus : aspects cliniques

IV.1 Introduction.....	p.38
IV.2 Définition d'un cancer du col	p.38
IV.3 Classification	p.39
IV.4 Les moyennes thérapeutiques.....	p.39
IV.4.1 La chirurgie.....	p.39
IV.4.2 La radiothérapie.....	p.40
IV.4.2.1 Les associations radio-chirurgicales.....	p.40
IV.4.3 La chimiothérapie.....	p.40
IV.4.3.1 Les associations radio-chimiothérapie.....	p.41
IV.4.4 Les indications.....	p.41
IV.4.5 Résultats thérapeutique.....	p.42
IV.5 Traitement du col de l'utérus.....	p.42
IV.5.1 Technique de traitement.....	p.42
IV.5.1.1 Traitement 2D.....	p.43
IV.5.1.2 Traitement avec simulation virtuelle : RC3D.....	p.44
IV.5.2 Détermine les organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose.....	p.45

Chapitre V : Control de qualité des équipements de radiothérapie

V.1 Introduction	p.48
V.2 Matériel et méthode.....	p.48
V.2.1 Contrôle Qualité de scanner.....	p.48
V.2.1.1 Tests relatifs aux images CT.....	p.49
V.2.2 Contrôle qualité d'un accélérateur linac.....	p.50
V.2.2.1 Vérification des caractéristiques mécaniques.....	p.50
V.2.3 Contrôle qualité de MLC.....	p.54
V.3 Résultats et discussion.....	p.55
V.4 Conclusion.....	p.67

Chapitre VI : Planification de traitement : Cas cliniques

VI.1 Introduction	p.69
VI.2 Matériels et méthodes	p.69
VI.2.1 La Planification de traitement 2D.....	p.70

VI.2.2 La planification de traitement 3D.....	p.72
VI.3 Les résultats.....	p.74
VI.4 Discussion des résultats.....	p.79
Conclusion générale	p.81

La liste des figures

Chapitre I : Equipement de télé radiothérapie

P.4 - Figure 1: Scanner.

P.7 - Figure 2: accélérateur linéaire utilisée en radiothérapie.

P.8 - Figure 3: le schéma de Principe fonctionnement des accélérateurs linéaires.

P.9- Figure 4: le schéma de Principe fonctionnement d'un canon à électrons.

P.9 - Figure 5: le schéma de principe simplifié d'un modulateur.

P.11 - Figure 6: Collimateur multilâmes.

P.11- Figure 7: Collimateur multilâmes (MLC).

P.12 - Figure 8: Remplacement des mâchoires proximales.

P.13 - Figure 9: Remplacement de mâchoires inférieures.

P.13 - Figure 10: Collimation tertiaire.

Chapitre II : Dosimétrie physique

P.19 - Figure 1 : La chambre cylindrique.

P.19 - Figure 2: La chambre plate.

P.20 - Figure 3: Thermomètre.

P.20 - Figure 4: Baromètre

P.20 - Figure 5: Electromètres UNIDOS.

P.21 - Figure 6: Fantôme PMM.

P.21 - Figure 7: Fantôme en eau.

P.22 - Figure 8: Film radiologique.

P.23 - Figure 9: Courbe de rendement en profondeur (PDD(z)).

P.23 - Figure 10: Courbe de profile de dose.

P.24 - Figure 11: cache personnalisée.

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

P.27- Figure 1: Schéma du principe de fonctionnement d'un scanner CT.

P.28- Figure 2: Contention tête-cou.

P.30 - Figure 2 : Définition des volumes.

P.32 - Figure 4: Contourage CTV et OAR.

P.35 - Figure 5 : Système d'imagerie intégré (EPID).

P.36 - Figure 6 : Beam's eye view 'BEV' Superposé sur les DRR.

Chapitre IV : Le cancer du col de l'utérus : aspects cliniques

P.38 - Figure 1 : Appareil génital féminin.

Chapitre V : Control de qualité des équipements de radiothérapie

P.48 - Figure 1: Fantôme uniforme préférablement l'eau pn 13515.

P.48 - Figure 2: une tranche de fantôme contient des inserts de différentes densités.

P.55 - Figure 3: régions d'intérêt pour évaluer la constant et l'uniformité de CT scanner.

P.56 - Figure 4 : la régions spatial du fantome nuiforme.

P.56- Figure 5 : Constance et resolution en densité.

P.57- Figure 6 : la représentation de nombre CT en fonction de la densité électronique.

P.58 - Figure 7 : Le champ physique coïncide avec le champ lumineux dans les deux régimes.

P.66 - Figure 8: La courbe représentative la variation de REP en fonction de X.

P.66 - Figure 9 : la courbe représentative la variation de REP en fonction de la taille de champ.

Chapitre VI : Planification de traitement : Cas cliniques

P.70- Figure 1: Le contourage des OAR (Vessie, Vagin, Utérus, Rectum, Col, Aires Ganglionnaires).

P.70 - Figure 2 : Image des caches superposée sur structure anatomique.

P.71 - Figure 3 : BEV montre la distribution des 4 autour de PTV

P.73- Figure 4: Image de la position des MLC dans le premier temps (Ant et Lat.).

P.73 - Figure 5: Image de la position des MLC dans le deuxième temps.

P.73- Figure 6: Image de distribution des faisceaux.

P.74 - Figure 7: Le diagramme volume-dose HDV.

La liste des tableaux :

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

P.33 - Tableau 1 : Acquisition de données.

P.34 - Tableau 2 : Définition du faisceau.

P.34 - Tableau 3 : Calcul de la dose.

Chapitre V : Control de qualité des équipements de radiothérapie

P.55- Tableau 1 : les valeurs de la déviation standard et de l'uniformité.

P.56 - Tableau 2: les distances mesuré entre les 4 marqueurs radio-opaques.

P.57- Tableau 3 : les valeurs de nombre CT correspondant aux valeurs de la densité électronique.

P.58 - Tableau 4 : Vérification de la rotation de collimateur isocentre de la table

P.59 - Tableau 5 : Vérification de l'Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre.

P.60 - Tableau 6 : la vérification de l'affichage des dimensions du champ d'irradiation sa symétrie, et parallélisme des mâchoires.

P.60 - Tableau 7 : la vérification de l'affichage de télémètre.

P.61 - Tableau 8 : la vérification de l'échelle angulaire de collimateur.

P.61 - Tableau 9 : la vérification de l'échelle angulaire de Bras.

P.61 - Tableau 10 : la vérification de déplacement vertical de la table.

P.62 - Tableau 11 : Vérification des gradations de la table de traitement.

P.62 - Tableau 12 : Vérification de la rigidité de la table et de son horizontalité.

P.64 - Tableau. 13 : la variation de REP en fonction de X, Pour DSP=100 mm et champ=4x4 cm².

P.64- Tableau 14: La variation de REP en fonction de X, Pour DSP=100 mm et champ=4x4 cm².

P.67 - Tableau. 15: La variation de REP en fonction de X, Pour DSP=90 mm et champ=4x4 cm².

Chapitre VI : Planification de traitement : Cas cliniques

P.71 - Tableau 1:les caractéristiques des champs utilisés en traitement 2D.

P.72 - Tableau 2: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (4/4F).

- P.74- Tableau 3: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (4/8 F).
- P.75 - Tableau 4 : les doses aux PTV dans la 1^{ière} patiente.
- P.75 - Tableau 5 : les doses aux PTV dans la 2^{ème} patiente.
- P.75 - Tableau 6 : les doses aux PTV dans la 3^{ème} patiente.
- P.76 - Tableau 7 : Les contraintes de dose des OAR de 1^{er} patiente en 2D.
- P.76 - Tableau 8: Les contraintes de dose des OAR de 2^{ème} patiente en 2D.
- P.76 - Tableau 9 : Les contraintes de dose des OAR de 3^{ème} patiente en 2D.
- P.77 - Tableau 10: Les contraintes de dose des OAR de 1^{er} patiente en 3D (4/4 F).
- P.77 - Tableau 11: Les contraintes de dose des OAR de 2^{ème} patiente en 3D (4/4 F).
- P.77 - Tableau 12: Les contraintes de dose des OAR de 3^{ème} patiente en 3D (4/4 F).
- P.78 - Tableau 13: Les contraintes de dose des OAR de 1^{er} patiente en 3D (4/8 F).
- P.78 - Tableau 14: Les contraintes de dose des OAR de 2^{ème} patiente en 3D (4/8 F).
- P.78 - Tableau 15: Les contraintes de dose des OAR de 3^{ème} patiente en 3D (4/8 F).

La liste des mots abrégés :

2D : 2 Dimensions.

3D : 3 Dimensions.

TPS : Système de planification de traitement (treatment planning système).

Linac : Linear accelerator.

MLC : Collimateur multilames.

IMRT : Radiothérapie par modulation d'intensité

AAA : Anisotropic Analytical Algorithm.

PMMA : Poly Méthyle Méth Acrylate.

IRM : Imagerie par résonance magnétique.

TEP : Tomographie par Emission de Positron.

TDM : Tomodensitomètre.

CT : Computed tomography.

EPID : Electronique portal Imaging devices.

BEV : Beam's eye views.

DVH : Histogramme dose volume.

GTV : Volume cible macroscopique.

CTV : Volume cible anatomoclinique.

PTV : Volume cible prévisionnel.

IM : Marge interne.

OAR : Organe à risque.

ITV : Volume cible interne.

SM : Set-up margin.

DSP : Distance source-peut.

DSA : Distance source-axe.

VPH : Virus papillome à humain.

REP : Rendement en profondeur.

R&V : Le système record and verify.

Résumé

La radiothérapie conformationnelle 3D est une méthode thérapeutique qui nécessite d'utiliser des nouveaux équipements les plus développées, pour bénéficier du bon déroulement du traitement, et réduit la durée du traitement et permet une distribution de la dose homogène au volume ciblé avec une protection des organes à risques. Dans une étude comparative entre la radiothérapie conventionnelle 2D et la radiothérapie conformationnelle 3D qui est appliquée sur le cancer du col utérin. Qui est la deuxième forme la plus fréquente chez les femmes après le cancer du sein à l'échelle mondiale. L'objectif de cette comparaison est de chercher la méthode la plus efficace sans effets récidive aux des organes à risques.

Les mots clés : 2D, 3D la radiothérapie conventionnelle, la radiothérapie conformationnelle 3D, la planification de traitement, cancer du col l'utérus.

Abstract

The conformationnelle radio therapy 3D is a therapeutic method that requires treatment to use new equipments most developed to gain a good unwind of the treatment. Diminish the duration length of treatment and allows hanging out of the dosage of homogeneous in a target volume with a protection of risk organ in a comparative studying between the conventional radio therapy 2D and conformationnelle radio therapy 3D that is applied on the cancer « uterin » is the second form frequented to women after breast cancer, the objective of this comparison is to search for an effective method without undesirable effects to risk organ.

الملخص :

المعالجة بالأشعة (conformationnelle) ثلاثية الأبعاد هي طريقة علاجية جديدة تتطلب استخدام أجهزة حديثة و متطورة من أجل السير الحسن للعملية العلاجية وتسمح بتوزيع جرعة متماثلة لمكان الورم مع توفير حماية للأنسجة المحيطة به إذ قمنا بمقارنة بين طريقة المعالجة بالأشعة (conventionnelle 2D) و طريقة المعالجة بالأشعة (conformationnelle 3D) ثلاثية الأبعاد المطبقة على سرطان الرحم و هو ثاني أنواع السرطان عند النساء الأكثر انتشارا في العالم بعد سرطان الثدي , الهدف من هذه المقارنة هو البحث على الطريقة الأكثر تأثيرا بدون آثار جانبية على الأنسجة المحيطة به .

Introduction générale :

Depuis la découverte des rayonnements X par Röntgen, l'utilisation médicale des rayonnements ionisants a bénéficié d'une constante progression technologique. Pour passer de la première radiographie humaine en 1895, à la radiothérapie. Cependant, c'est en radiothérapie que l'application des rayonnements ionisants s'est améliorée durant ces dernières années, non seulement grâce à l'utilisation d'outils de plus en plus perfectionnés, tels que la tomographie et le planning de dose assistés par ordinateur, et des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie issue d'accélérateurs linéaires, mais aussi, grâce aux connaissances acquises dans les domaines voisins tels que la dosimétrie des rayonnements, la radiobiologie et les techniques de fractionnement de dose.

Il existe deux types de radiothérapie externe : la radiothérapie externe conformationnelle et la radiothérapie externe conventionnelle. La radiothérapie externe conventionnelle, est plus ancienne et n'utilise ni scanner, ni planification informatique. L'autre, la radiothérapie conformationnelle RTC vise à limiter la toxicité des organes critiques tout en augmentant la dose délivrée à la tumeur. Cela est rendu possible par la diminution de la taille des faisceaux, la multiplication de leur nombre et la capacité à suivre au plus près la forme du volume cible (c'est à dire à se conformer le mieux possible aux contours projectifs des volumes à irradier).

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) permet d'envisager de nouvelles distributions de dose, plus conformes et mieux adaptées aux critères cliniques. La précision des techniques de RCMI permet de réduire les marges et de considérer l'escalade de dose, cette nouvelle technique représente un avantage certain pour les régions difficiles à traiter et de la proximité de tissus très sensibles.

La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) est une innovation technique majeure ayant pour objectif de minimiser ces incertitudes en contrôlant et en corrigeant la position du volume cible sous l'accélérateur, lors de la séance d'irradiation. La radiothérapie guidée par l'image se réfère principalement à

l'utilisation de la tomographie conique et une moindre mesure de la tomothérapie du scanographe sur rails.

Dans le cadre de ce mémoire, notre objectif de chercher la planification qui permet de protéger les organes à risque et détruire les cellules cancéreux.

Ce mémoire est structuré de la manière suivante : Au premier chapitre, la description des équipements de la radiothérapie. Dans le deuxième chapitre, l'instrument dosimètre pour mesurer la dose qui va intégrer la qualité de faisceau qui traverse le cours et les données physiques de faisceau de 18 MeV. Nous allons voir dans le chapitre trois, la chaîne de traitement RTC-3D et suivre le déroulement au début de la simulation jusqu'à la fin de traitement. Dans le quatrième chapitre, on définit le cancer du col et ce moyen thérapeutique, ainsi l'explication des deux types de traitement 2D et 3D. Dans le cinquième chapitre, le contrôle de qualité des équipements destinés à réaliser le traitement. Enfin, au chapitre six, la comparaison des résultats des planifications 2D et 3D.

Chapitre I

Equipement de téléradiothérapie

I.1 Introduction :

Le développement de techniques sophistiquées de radiothérapie conformationnelle, comme la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, la radiothérapie guidée par l'image, la radiothérapie adaptative et la radiochirurgie, exige la plus grande précision. Cela a amené à la mise au point de nouveaux appareils et techniques: simulateur, accélérateur linac, imagerie tridimensionnelle, systèmes de planification des doses sophistiqués, et plusieurs nouveaux équipements utilisés pour délivrer la radiothérapie conformationnelle.[1]

I.2 Scanner :

Machine permettant la simulation ou centrage, étape préalable à l'irradiation, nécessaire pour déterminer les paramètres techniques de traitement. Cette machine est un appareil de radiodiagnostic qui possède les caractéristiques géométriques de l'accélérateur linéaire et qui permet de réaliser des coupes scanner.

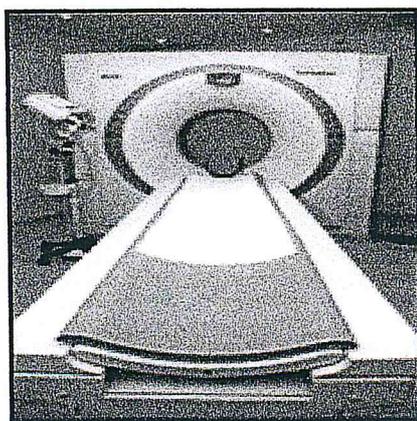


Figure.1 : Scanner.

I.2.1 Scanner dosimétrique:

Il peut être nécessaire selon la localisation, afin de mieux encore délimiter la zone à traiter, de recourir à un scanner qui nous permettra d'obtenir des images en 3D.

L'étude dosimétrique est l'étape qui consiste à analyser les données acquises pendant la simulation à l'aide de puissants ordinateurs.

A partir des données anatomiques venant du simulateur scanner, le médecin va dessiner sur les images la zone à irradier et définir les organes sains de voisinage qu'il faut protéger ou qu'il faut irradier le moins possible. Ensuite le physicien va étudier avec le médecin radiothérapeute la balistique du traitement (c'est à dire la façon dont il faut traiter). Ils devront trouver un compromis entre délivrer le maximum de dose au volume cible et le minimum de doses ailleurs.

I.2.2 Principe général :

La tomographie assistée par ordinateur CT est une technique permettant l'acquisition d'informations et la reconstruction de sections planes d'objets ou d'organes. Le premier scanner X fut développé grâce au travail de Hounsfield.

Depuis cette époque, grâce aux progrès informatiques et technologiques, les scanners X se sont perfectionnés et sont maintenant utilisés en routine médicale.

Le principe est le suivant :

1 -On acquiert des informations indirectes sous différentes projections sur une coupe de l'objet sélectionnée par le dispositif d'acquisition.

2 -La coupe est ensuite déterminée en tant que solution d'un problème inverse et reconstruite numériquement. Dans les différents cas, on reconstruit l'image d'un paramètre lié au rayonnement ou au principe physique utilisé. [02]

I.2.3 Méthodes de reconstruction:

- CT fonctionne en faisant plusieurs révolutions autour d'un objet.
- Accumulant des données sur la transmission des photons X.
- Besoin de 180°.
- Un nombre suffisant de projections/vues (800-1500) et de rayons (600-1200) permet de reconstruire l'objet.

• La reconstruction n'est qu'une suite de calculs mathématiques

Ce coefficient est souvent recadré et normalisé par rapport au coefficient d'atténuation de l'eau : [02]

$$\text{Coefficient HOUNSFIELD} = \left(\frac{f - f_{eau}}{f_{eau}} \right) \times 1000$$

I.2.4 Les différents modes de fonctionnement de scanner

1. Le mode radio :

Ce mode a pour objectif de réaliser une radiographie pour que l'opérateur puisse programmer les séquences d'acquisitions tomographiques (début d'acquisition, fin de l'acquisition, inclinaison du statif, épaisseur de coupe...). Le rotor est immobile à angle fixe, sélectionné en fonction de l'anatomie à explorer (0° , 45° , 90° ...) et la table d'examen effectue une translation linéaire.

Généralement, on réalise cette image avec une largeur de collimation de l'ordre du millimètre, et avec une intensité de rayonnement faible (25 à 40 mA).

2. Le mode tomographique, coupe par coupe :

C'est le mode standard de fonctionnement du scanner, où l'on obtient l'image d'une coupe tomographique, par projection. L'opérateur sélectionne une épaisseur de coupe et un diamètre d'acquisition en fonction de la morphologie à explorer. Le lit est fixe et le rotor effectue une rotation autour du patient.

3. Le mode hélicoïdal :

C'est le mode le plus utilisé aujourd'hui pour effectuer des acquisitions volumiques rapides. [02]

I.3 Accélérateur linéaire 2100C :

Un accélérateur linéaire «linear accelerator» est un appareil qui émet des électrons d'énergie cinétique très élevée au moyen d'un champ électrique. Il est apparu en 1955. A l'heure actuelle, les centres s'équipent d'accélérateurs linéaires des particules (électron) de haute énergie [15-25 MV]. Les appareils de cobalthérapie disparaissent depuis les années 90 au profit des accélérateurs linéaires. Les faisceaux de rayonnement obtenus sont extrêmement fins. Les plus courants sont les accélérateurs d'électrons. Utilisés directement, les électrons produits traitent les premiers centimètres et s'arrêtent en fonction de leur énergie. Les électrons sont alors transformés en rayons X dont l'énergie est déposée plus profondément. La dose peut se concentrer à des profondeurs de 10 à 15 cm tout en épargnant les tissus les plus superficiels. Ce nouvel accélérateur porte plusieurs systèmes de contrôle de positionnement comme le système d'imagerie portale qui est positionné sous la table de traitement de radiothérapie. (Figure.2)

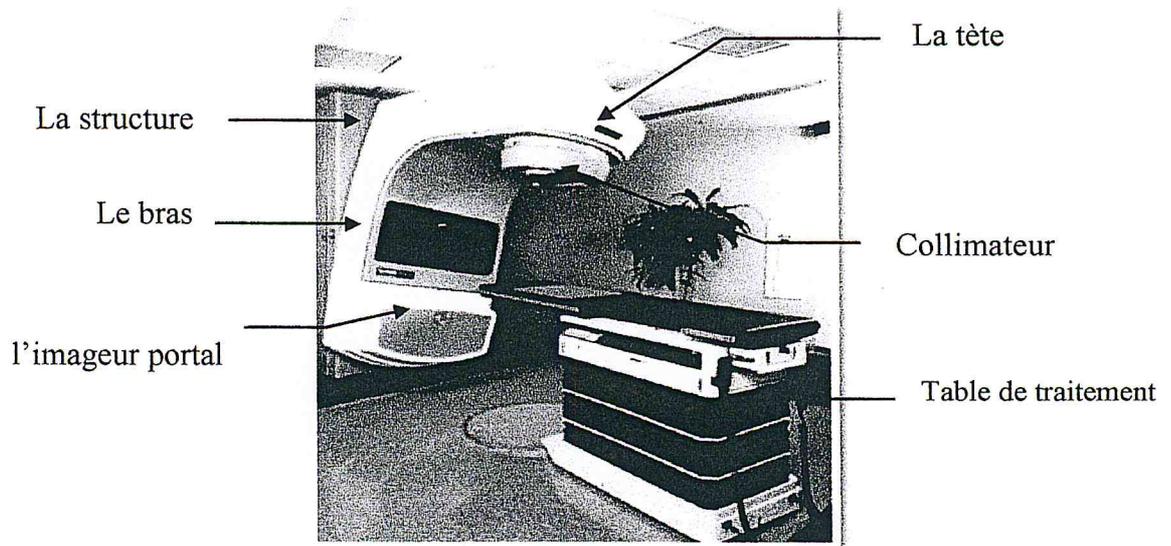


Figure 2: accélérateur linéaire utilisé en radiothérapie.

I.3.1 Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires :

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

jusque dans les années 70 on utilisait des tubes à rayons X dont l'énergie était limitée à 300 kV. [03]

Un ensemble accélérateur est constitué des éléments suivants (voir figure. 3).

- Le modulateur
- Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron
- Le canon à électrons
- Le contrôle automatique de fréquence (CAF)
- La section accélératrice
- L'élément porte cible

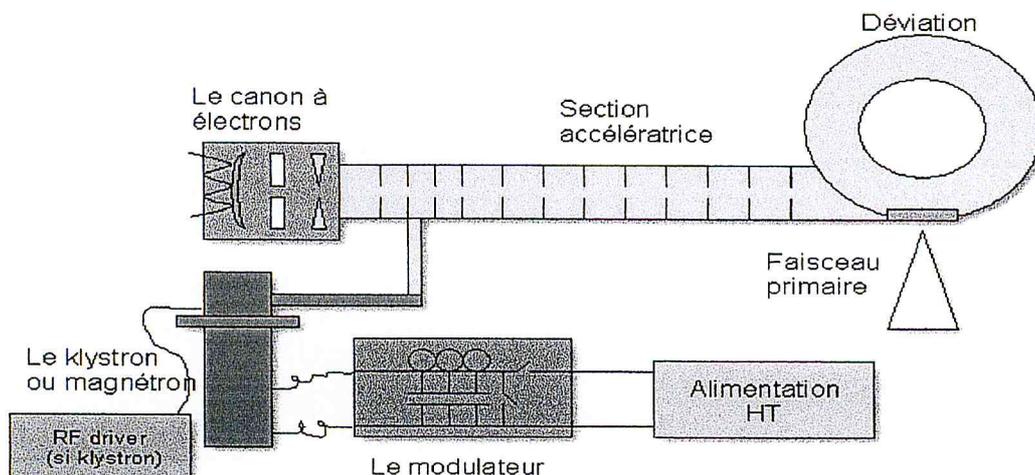


Figure 3: le schéma de Principe fonctionnement des accélérateurs linéaires.

La production d'un faisceau de photon ou d'électrons avec un accélérateur linéaire se fait selon les étapes suivantes :

Le chauffage d'une plaque, appelée cathode, grâce à un filament dans une cavité bien étudiée, sous vide va permettre d'expulser des électrons. Cette cavité constituée essentiellement d'une cathode, d'une anode et d'une grille de commande placée entre les deux, appelée canon à électron, c'est la source d'électron dans les accélérateurs linéaires. La figure 4 suivante montre le principe de fonctionnement d'un canon à électrons d'un linac. [04]

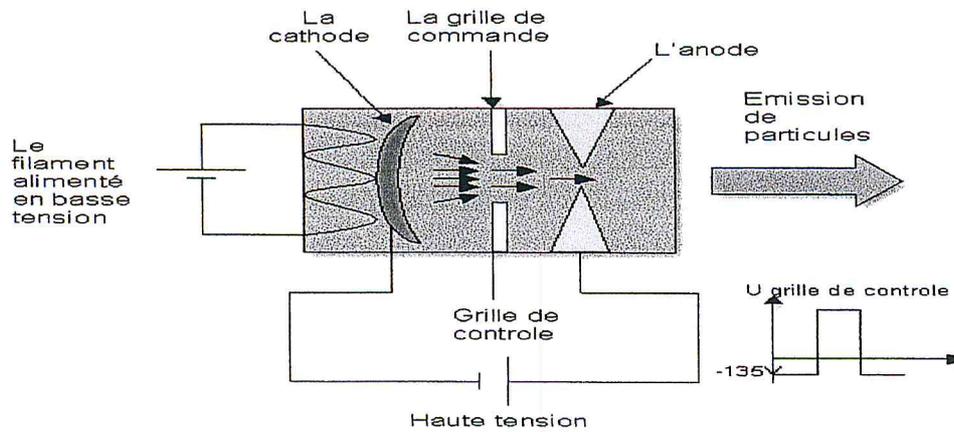


Figure 4: le schema de Principe fonctionnement d'un canon à électrons.

La section accélératrice : dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Une cavité est 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.

Le modulateur fournissant l'énergie électrique : Il génère des impulsions hautes tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie qui sont envoyés vers la source hyperfréquence et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

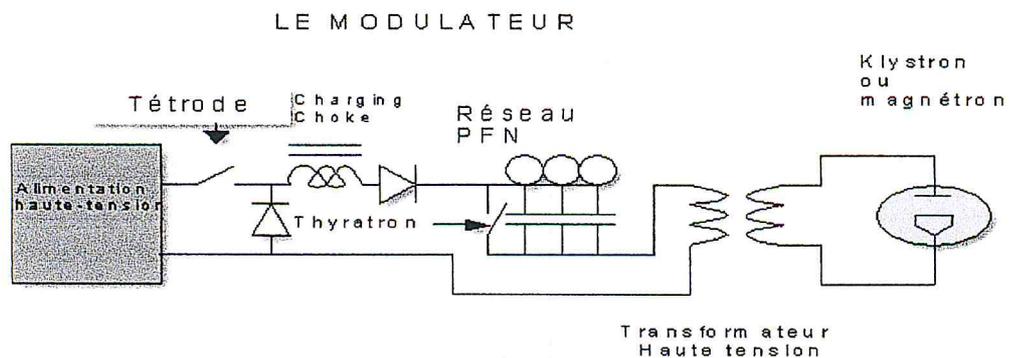


Figure 5: le schéma de principe simplifié d'un modulateur.

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 haute fréquence.

Le contrôle automatique de fréquence (CAF) : permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure.

Le système de guide d'onde : transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.

L'élément porte-cible : la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des prés-diffuseurs permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau.

Après leur accélération les électrons sont déviés de 90° ou de 270° pour pouvoir atteindre la tête d'irradiation. La tête de traitement contient un certain nombre de sous-éléments :

- une cible.
- un collimateur primaire circulaire.
- un filtre égalisateur pour homogénéiser le faisceau de photons.
- des diffuseurs secondaires escamotables qui permettent d'obtenir un champ homogène lors des traitements par faisceau d'électrons.
- un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie du faisceau.
- un collimateur secondaire qui délimite la taille des champs de traitement. Il est constitué de deux paires de mâchoires mobiles.

Les inconvénients sont la réalisation de cavités complexes, et le réglage d'accord de chaque cavité est très critique. [03]

I.4 Collimateur multilâmes :

I.4.1 Définition de collimateur multilâmes :

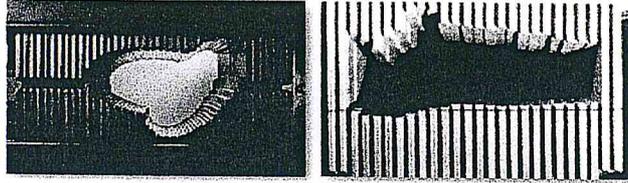


Figure 6 : Collimateur multilâmes.

Le collimateur multilâmes (MLC) ouvre la possibilité de la radiothérapie conformationnelle 3D. Cette thérapie s'oppose aux champs carrés. Il s'agit de conformer le plus rigoureusement possible l'isodose de référence autour du volume cible défini. Elle permet une exigence fondamentale, celle d'irradier les tissus cibles le mieux possible en diminuant la dose aux tissus sains de 20 à 40%.

Le collimateur multilâmes 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. [03]

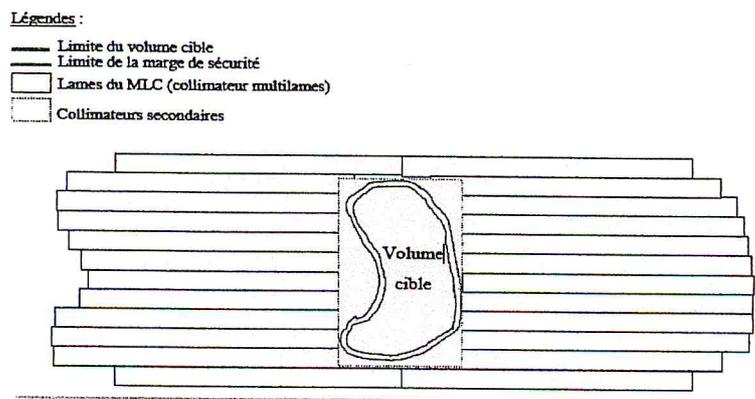


Figure 7: schéma de Collimateur Multilâmes (MLC.)

L'application clinique nécessite une planification de traitement afin de réaliser des faisceaux personnalisés pour chaque patient. Ces données sont transférées dans l'ordinateur pilote du MLC.

1.4.2 Description schématique des collimateurs multilâmes.

Les collimateurs multilâmes disponibles peuvent être classés en trois catégories :

- remplacement des mâchoires supérieures « proximales »
- remplacement des mâchoires inférieures « distales »
- collimateur additionnel placé en-dessous des deux couples de mâchoires.

a) Remplacement des mâchoires proximales :

La disposition schématique de la tête de ces accélérateurs est représentée dans la figure 8. Les mâchoires proximales ont été partiellement remplacées par un collimateur multilâmes. IL subsiste en effet en-dessous de celui-ci un couple de mâchoires classiques de hauteur limitée (3cm) de manière à réduire la fuite entre les lames.

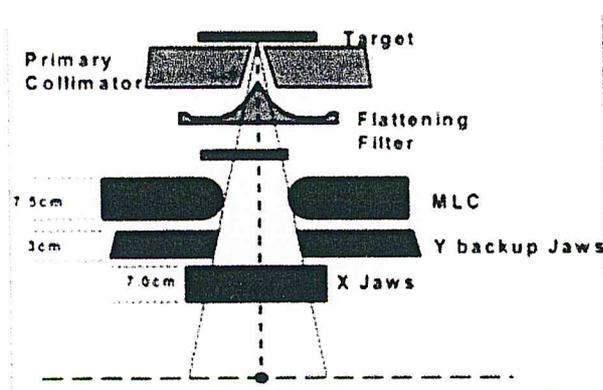


Figure 8: Remplacement des mâchoires proximales

b) Remplacement de mâchoires inférieures (distales) :

Les collimateurs multilâmes de Scanditronix et Toshiba, montés respectivement sur les accélérateurs "Racetracks Microtrons" de Scanditronix et Primus de Siemens, appartiennent à cette catégorie (Figure 9). Ceux de General Electric étaient également de ce type mais ne sont plus fabriqués. Le collimateur multimâle remplace totalement le couple de mâchoires distales.

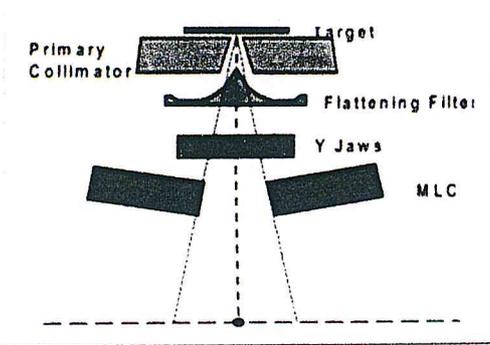


Figure 9: Remplacement de mâchoires inférieures (distales)

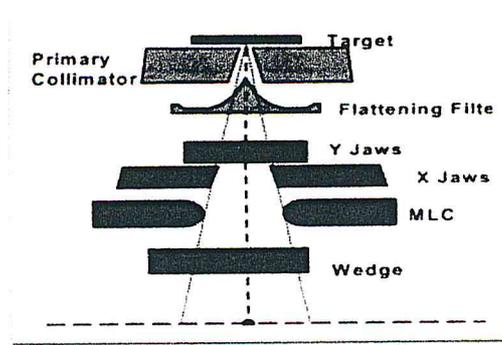


Figure 10: Collimation tertiaire

c) Collimation tertiaire :

Les collimateurs multilâmes de Varian attachés aux accélérateurs Clinac appartiennent à cette catégorie (figure 10). Le système de collimation secondaire est totalement conservé [27-17]

I.4.3 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 MLC. [03]

I.5 Système de planification de traitement « TPS »

C'est l'ensemble des étapes qui aboutissent aux calculs informatiques de la répartition de la dose prescrite dans le volume à traiter, compte tenu de l'anatomie, de la technique de simulation, et sur la base d'une information 3D, concernant l'anatomie externe et interne ainsi que les densités tissulaires.

I.5.1 Système hardware : La technologie a permis de construire des ordinateurs plus compacts et plus rapides. Ainsi le développement des TPS a été l'un des éléments importants de l'essor de la radiothérapie, en ce sens que l'optimisation des doses délivrées au patient a amélioré la qualité des traitements.

Les composants hardware d'un TPS :

- ✓ Unité centrale (CPU) : doit avoir une mémoire suffisante, Un processeur capable de calculs rapides, RAM suffisante et capacité de travail en réseau.
- ✓ Écran graphique : écran graphique haute résolution 17 à 21 pouces.
- ✓ Mémoire.
- ✓ Digitaliseur.
- ✓ Périphériques Imprimantes.
- ✓ Stockage des données et système réseau.

I.5.2 Software et algorithmes

Les modules soft sont en général similaires quand il s'agit du traitement d'images, le contourage, la mise en place des champs et la représentation des distributions de doses, cependant, il faut souligner la grande complexité de l'algorithme de calcul de doses qui est la partie soft la plus critique d'un TPS

I.5.3 Les algorithmes de calcul de dose en radiothérapie:

La plupart des algorithmes en radiothérapie calculent la distribution de la dose en se basant sur un modèle physique qui simule le transport des radiations et les algorithmes utilisés sont :

- a) **La méthode de Convolution/Superposition :** Dans cet algorithme de la distribution de la dose est vu comme une superposition de réponses (kernels) pondérées de manière adéquate pour chaque photon incident. [05]
- b) **Le Pencil Beam :** Cet algorithme se base sur des pencil kernels. Un « pencil kernel » décrit le dépôt de l'énergie dans un milieu semi-infini à partir d'un

faisceau monodirectionnel. L'objectif de cette approche est de réduire le temps de calcul en utilisant un pencil kernel qui peut être vu comme une pré-convolution de point kernels selon la dimension de la profondeur.

- c) **Le Collapsed Cone** : La méthode Collapsed Cone a été proposée par Ahnesjö en 1989 et applique une discrétisation angulaire du kernel qui permet une approche efficace pour le transport et le dépôt de l'énergie. Le Collapsed Cone a apporté de grandes améliorations dans le calcul de dose en milieu hétérogène
- d) **Monte Carlo** : La technique Monte Carlo consiste en un programme informatique qui simule le transport de millions de photons et autres particules à travers la matière. Les codes Monte Carlo offrent maintenant la possibilité d'importer des images scanners et donc de réaliser des plans de traitement cliniques complexes en utilisant les densités électroniques réelles du patient. [05]
- e) **Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)** :

L'algorithme AAA développé par la firme Varian dans le but de l'implémenter dans son système de planification Eclipse, est un algorithme de calcul de la dose de type convolution/superposition. Il utilise des données dérivées de simulations Monte Carlo pour modéliser les photons primaires, la diffusion des photons extra focaux ainsi que les électrons créés au niveau des éléments diffusants situés dans la tête de l'accélérateur. Les simulations Monte Carlo ont été réalisées pour un linac Varian 2300 C/D de référence, tandis que pour chaque faisceau clinique ces données Monte Carlo sont adaptées de manière optimale afin de construire un espace de phase qui définit la fluence et le spectre en énergie pour chaque unité de traitement. Tous les paramètres modélisés pour le AAA sont calculés dans un milieu équivalent-eau.

La modélisation du dépôt de la dose est effectuée au moyen de six courbes exponentielles. La forme fonctionnelle des expressions physiques fondamentales dans le AAA permet une convolution analytique, ce qui réduit de manière significative le temps de calcul. Le AAA tient compte des hétérogénéités des tissus de manière anisotropique en trois dimensions dans le voisinage d'un site

d'interaction. La résolution de la grille de calcul peut être choisie entre 2 et 5mm. [05]

I.6 le système record and verify :

Un système R&V a pour but final de comparer les paramètres de traitement aux valeurs prescrites :

- Données d'identification du patient.
- Paramètres machine et dose prescrite.
- Au moment du traitement, ces paramètres sont identifiés sur la machine et s'il n'y a pas de différence alors le traitement peut commencer..

Quand le collimateur multilâmes (MLC) utilisant (R&V) est en besoin d'être assuré autant qu'un minimum, la planification de radiothérapie conformationnelle est délivrée est par prescription ; en effet elle doit être prise en charge à fin d'assurer que l'erreur n'existe pas durant le transfert d'information entre simulateur et TPS et machine de traitement. Un réseau électronique de système d'information se transfere d'une image facile vers RTPS, le système délivré est désirable et doit être complété par le protocole **DICOM (Digital Imaging and Communication in Médecine)** si la capacité de réseau est inutile, puis un chemin de Transfer d'information alternative, comme l'utilisation de CD-ROM doit être développée afin d'assurer le Transfet de donnée digitale à partir de scanographie vers RTPS et de RTPS vers le système qui délivre. [6]

Chapitre II

Dosimètres physique

II.1 Introduction :

Une fois la planification du traitement réalisée et validée, il me reste qu'à réaliser le traitement qui va se faire, le plus souvent, en plusieurs séances (entre 20 et 40) un préalable essentiel à la réalisation de tout traitement consiste à bien étalonner la machine, c'est-à-dire réaliser la dosimétrie. Quel que soit le type d'accélérateur, il possède en interne un ou plusieurs systèmes de mesure de la dose qui vont intégrer la qualité de faisceau qui les traverse. Cette mesure (de courant pour le débit et de charge pour la dose intégrée), appelée « unité moniteur (UM) ». Il faut pouvoir, pour toutes les configurations de faisceau, corréler cette unité de mesure de l'accélérateur à la dose physique (en Gy) qui sera réellement déposée au niveau du patient (facteur Gy/UM).

Cette étape est du ressort du physicien médical qui est garant de la mesure de cette dose et qui doit étalonner quotidiennement son accélérateur en mesurant les principaux paramètres :

- Correspondance Gy-UM pour les différentes configurations.
- Homogénéité du faisceau dans un plan transverse « mesure de profils».
- Conservation des spectres d'énergétique du faisceau « mesure de rendement en profondeur ».

II.2 dosimétrie utilisée et électronique associée :

II.2.1 Les instruments de dosimétrie :

Un dosimètre de rayonnement est un appareil, instrument ou système qui mesure soit directement ou indirectement des quantités l'exposition, kerma, dose absorbée ou la dose équivalent ou leur débit. La dosimétrie des faisceaux de rayonnement consiste à mesurer une quantité dosimétrique expérimentalement en utilisant un système de dosimétrie qui doit posséder au moins un effet physique qui est une fonction de la quantité dosimétrique mesurée. [25]

a) Détecteurs à semi-conducteur : diode au silicium :

Les diodes sont des jonctions p-n. En dosimétrie seule est les diodes de type p sont acceptables, car elles sont moins endommagées par les radiations. Lors de l'irradiation des paires électron-trou sont créées, ce qui diminue la barrière de potentiel et un courant passe.

Les diodes sont plus petites en dimension que les chambres d'ionisations. elles sont utilisées principalement pour les petites tailles de champ en radio chirurgie et les régions de pénombre dans les faisceaux d'électronique. Elles sont utilisées pour la dosimétrie in vivo. Elles sont souvent vendues avec un capuchon d'épaisseur proportionnelle à la région de recouvrement électronique. [07]

b) Les dosimètres thermoluminescents:

De manière très simplifiée, on peut dire que la thermoluminescence est la propriété que possèdent certains matériaux de libérer, lorsqu'ils sont chauffés, une quantité de lumière qui est proportionnelle à la dose de rayonnements ionisants à laquelle ils ont été soumis.

La mesure de cette quantité de lumière permet, moyennant un étalonnage préalable, de déterminer la dose de rayonnements ionisants absorbée par le matériau thermoluminescents.. [08]

c) Chambre d'ionisation :

Une chambre d'ionisation est simplement constituée par une matériau conducteur, est remplie d'un gaz et comporte en son centre une électrode portée à une haute tension positive. Le rayonnement incident ionise le gaz contenu dans Chambre ce qui provoque le déplacement des charges vers les électrodes, d'où la création d'un courant. [08]

d) Les chambres cylindriques :

Les chambres cylindriques sont recommandées par le protocole dosimétrique 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.

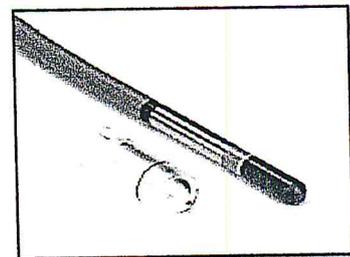


Figure 1 : La chambre cylindrique.

La paroi de la chambre est faite de matériau équivalent à l'air (figure 1)

e) Chambre plates :

Les chambres plates sont principalement utilisées pour l'étalonnage des faisceaux des électrons et les mesures dans la région du recouvrement électronique des faisceaux de photons. Ceci est dû à la facilité de situer la position de la mesure par rapport à celle d'une chambre cylindrique. (Figure 2). [07]

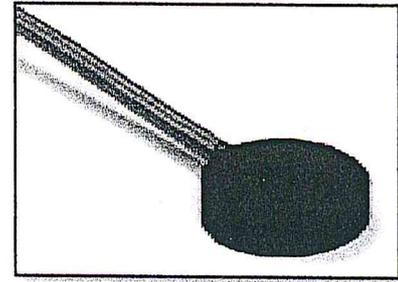


Figure 2: La chambre plate.

f) Le baromètre et le thermomètre :

Ces deux instruments permettent de relever la pression et la température qui règnent dans la salle d'irradiation lors de la mesure.

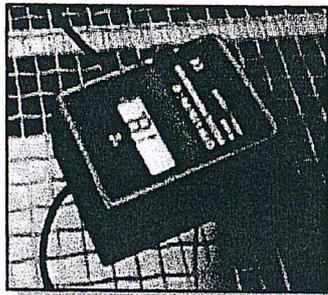


Figure 3 : Thermomètre.



Figure 4 : Baromètre.

g) L'Electromètre :

Le PTW UNIDOS 10002 (Figure 5) est l'instrument de mesure qui permet de récolter la quantité d'ions produits dans la cavité de la chambre d'ionisation.

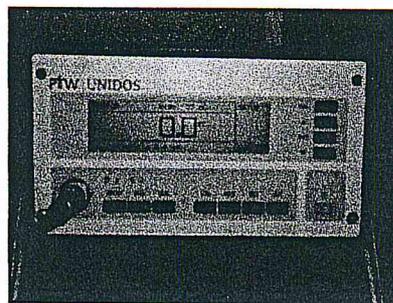


Figure 5 : Electromètres UNIDOS.

h) Le milieu de référence « le fantôme » :

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. Le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Cependant, se sont les fantômes d'eau (Figure 6), qui ont ses particularités (les tissus biologiques sont constitués de plus de 80% d'eau). [07]

Les fantômes solides tels que ceux en PMMA (Poly Méthyle Méth Acrylate) (Figure 7) ou en polystyrène ainsi que ceux réalisés avec d'autres matériaux équivalent tissu peuvent être aussi utilisés pour la mesure de la dose absorbée moyennant l'application de la procédure de transfert.

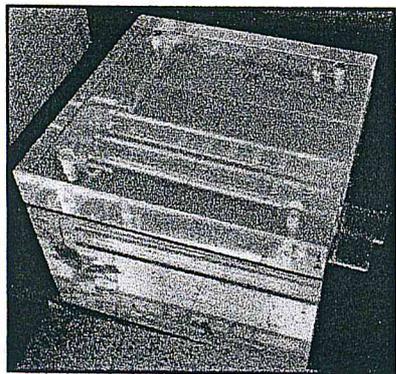


Figure 6 : Fantôme PMM.

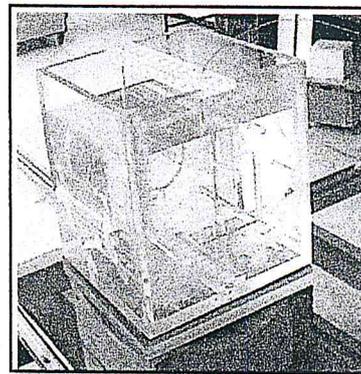


Figure 7 : Fantôme en eau

I) Les Films radiologiques:

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, 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. [08]

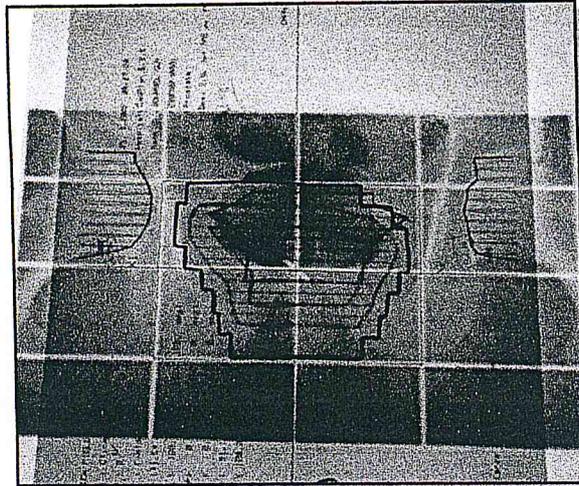


Figure 8 : Film radiologique.

II.3 Données Physique de 18 MV RX :

II.3.1. Rendement en profondeur :

Le rendement en profondeur donne le comportement, les différentes modifications que subit le faisceau et la manière par laquelle l'énergie se dissipe dans le milieu irradié.

Le rendement en profondeur de dose, le PDD (Percentage Depth Dose) en un point du milieu est défini comme le rapport de la dose absorbée en ce point à la dose absorbée à la profondeur du maximum de la dose à la même distance source surface. L'inconvénient de cette grandeur dans la routine clinique est sa dépendance de trois paramètres : la distance source peau (DSP), la profondeur (Z) et l'énergie (E).

$$PDD(A, Z) = \frac{D(A, Z)}{D(A, Z_{\max})} \cdot 100$$

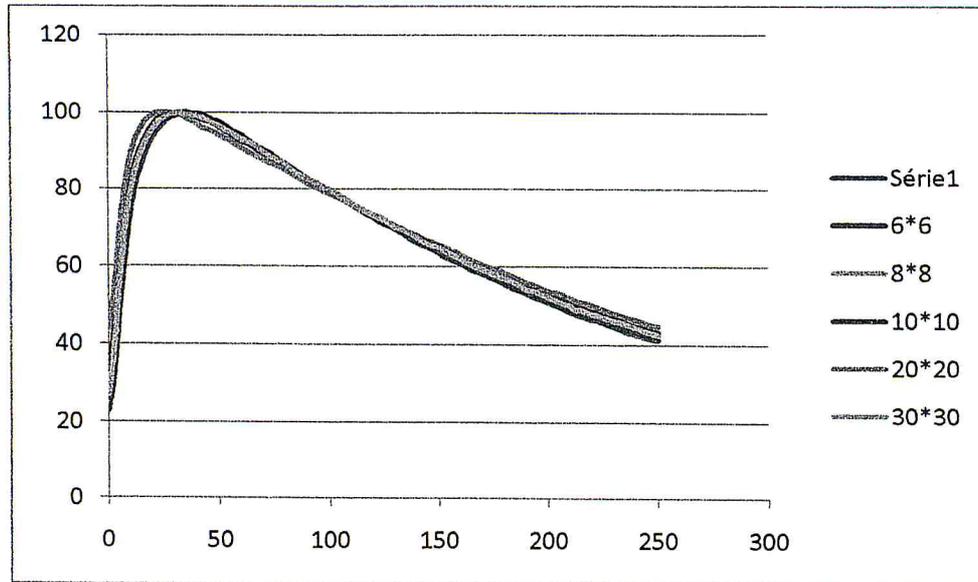


Figure 9 : Courbe de rendement en profondeur (PDD(z)).

Cette courbe de rendement en profondeur dans plusieurs champs pour une énergie de 18 MeV.

II.3.2 Le profil de dose :

La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée est appelée profil latéral de dose.

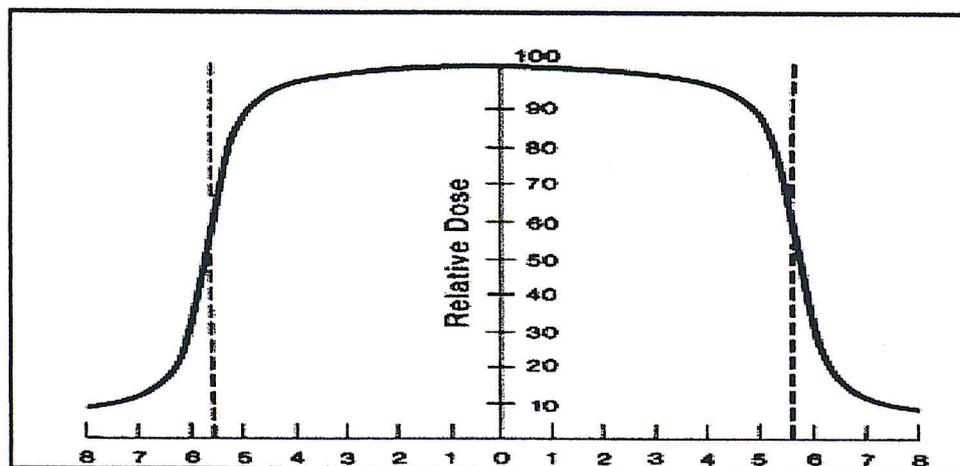


Figure 10 : Courbe de profil de dose.

On peut définir à partir de la courbe de profil de dose : la pénombre, la taille du champ, les corrections hors axe central et la profondeur de mesure. [09]

II.3.3. La pénombre géométrique :

Physiquement, la pénombre est la région en bordure de champ où la dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe central. Géométriquement, la pénombre est la différence entre le faisceau tracé à partir du centre de la source et le faisceau tracé à partir des extrémités de la source. La pénombre géométrique est mesurable sur la courbe de profil de dose. La pénombre physique inclut de plus les diffusions dans les collimateurs et leur contribution aux extrémités du champ d'irradiation. [09]

II.3.4. Modificateur du faisceau:

Les logiciels de planning de traitement pour les photons et les électrons doivent être capables de tenir compte de différents modificateurs de faisceaux :

- Pour les faisceaux de photons : Mâchoires, Compensateurs, MLC, Filtres en coin et les caches.
- Pour les faisceaux d'électrons : Les Cônes, les Caches et Bolus.

II.3.4.1. Les caches :

Les caches sont utilisés pour chaque champ bloqué et le TPS tient compte de l'atténuation induite par le cache. La dose dans un volume partiellement est calculée comme la somme partielle de l'atténuation proportionnelle à la région du voxel bloqué ou caché. Les TPS génèrent des fichiers pour les champs bloqués qui peuvent être exportés vers les découpeuses de polystyrène pour la fabrication des caches. [09]

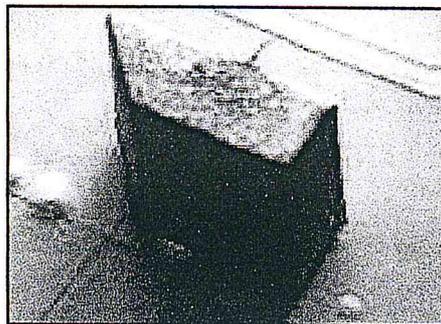


Figure 11 : Cache personnalisée.

Chapitre III

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

III.1 Introduction :

L'objectif de la radiothérapie est de délivrer une dose suffisante et la plus homogène possible à la tumeur tout en préservant les tissus sains avoisinants et notamment les organes à risque. Le choix de marges autour du volume cible anatomoclinique n'est pas standardisé, et dépend essentiellement du matériel de contention utilisé, il faut d'abord délimiter le volume à atteindre avec le rayonnement, qui comprend en général la tumeur, ses extensions infra-cliniques et les chaînes ganglionnaires (GTV, CTV). Ses dimensions sont déterminées à partir de l'analyse de l'imagerie (CT, TPE, IRM) et de l'examen clinique.

III.2 Imagerie multimodalité :

L'imagerie médicale, utilisée aussi bien pour le diagnostic que pour les plans de traitement, est de plus en plus au cœur de protocoles mettant en jeu des images multimodales. (IRM, l'imagerie tomographique, TEP, scanner X mono et multi-coupes).

III.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. [10]

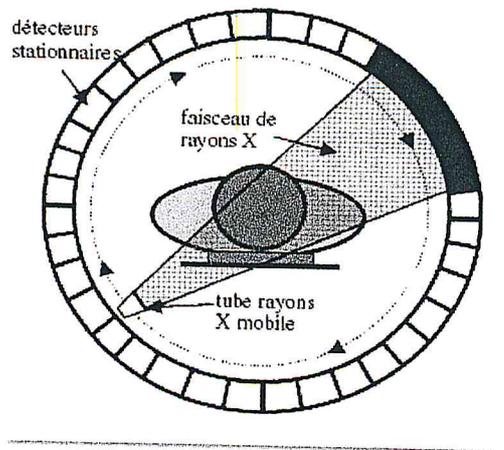


Figure 1: Schéma du principe de fonctionnement d'un scanner CT.

III.2.2 Imagerie par résonance magnétique (IRM) :

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un examen médical produisant des images très claires et détaillées des organes et des structures du corps. L'examen fait appel à un champ magnétique puissant et à un ordinateur pour générer des images de coupes transversales. Bien que les rayons X permettent de très bien voir les oses, l'IRM permet de voir les structures des tissus mous comme les ligaments et le cartilage, ainsi que les organes comme les yeux, cerveau et le cœur.

L'IRM est sans douleur. Il n'y a pas d'exposition aux rayonnements. Avec une injection de gadolinium, il se peut que le patient aura une réaction allergique, bien qu'il soit rare que cela se produise. [11]

III.2.3 Tomographie par Emission de Positron (TEP) :

La Tomographie par Emission de Positron (TEP) est une modalité d'imagerie fonctionnelle, qui fournit des informations sur le fonctionnement de l'organe cible. La TEP permet de localiser les dysfonctionnements métaboliques des tissus à des stades précoces. Ainsi, le diagnostic de cancers pulmonaires se base de plus en plus sur ce type d'imagerie. Par ailleurs, la TEP permet de localiser les volumes irradiés avec une précision améliorée de 26% à 100%. L'imagerie TEP est pauvre en termes d'informations anatomiques et limitée par les effets des mouvements respiratoires. [12-28]

III.3 Contention et immobilisation : erreur de positionnement

La position du patient pendant le traitement doit être établie avant l'acquisition des images. Des cales personnalisées, des masques, des repose-tête, des plans inclinés, sont utilisés pour assurer l'immobilisation du patient dans une position précise et reproductible d'une séance à l'autre. Les erreurs de repositionnement sont en grande partie liées au matériel de contention utilisé.

III.3.1 Le plan incliné :

Pour permettre le traitement par des faisceaux obliques postérieurs de 40° en position couchée, il a été mis au point un système de contention autorisant le positionnement de patient sur un plan incliné à 30° droite/gauche, ce plan incliné est en polystyrène, structure de faible densité n'atténuant pas plus de 3% du rayonnement provenant de la source d'irradiation, permettant un traitement sur mesure et une reproductibilité de la position du patient. [13]

III.3.2 Contention tête-cou :

Le système le plus utilisé est la plaque de plastique thermoformable, qui se moule, à la température de l'eau chaude, sur le visage. Une fois refroidi, le moulage garde la forme du modèle. Le système est complété par un support et un cale-tête, composés de matériaux transparents aux rayons X (bois, plastique, polyester...). Le masque assure une bonne immobilisation du patient, mais ne garantit pas la reproductibilité de l'installation d'un jour à l'autre. [14]

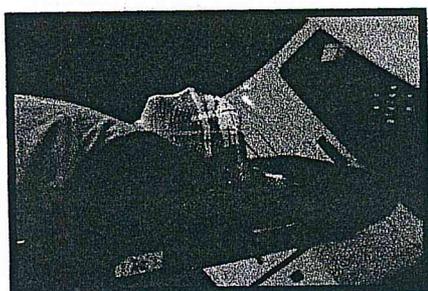


Figure 2: Contention tête-cou.

III.3.3 Contention bassin :

Le moule en plastique thermoformé est utilisé, avec en général le patient allongé sur le ventre. Le matelas moulé est la contention la plus courante. Il n'immobilise pas vraiment le malade, mais le place dans une position confortable, en le callant au niveau des jambes, du bassin et du dos.

III.4 La simulation virtuelle :

La simulation virtuelle est une méthode de simulation "moderne" permettant, en une seule 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. Cela se fait en 3 étapes :

- Acquisition des données anatomiques « scanner X, imagerie multimodale »
- Contourage des volumes « cibles, OAR » définition de la balistique
- Transfert des données vers les stations de dosimétrie. [22]

Le scanner dédié est utilisé non pas à des fins diagnostiques mais pour acquérir des images anatomiques du patient « coupes tomographiques, CT », nécessaires à la mise en œuvre de son traitement.

Les coupes tomographiques produites sont transférées sur la console de simulation où le médecin radiothérapeute, grâce à la reconstruction en 3D des images, optimise l'orientation et la dimension des faisceaux d'irradiation permettant d'assurer une couverture adéquate de la tumeur tout en épargnant les tissus sains environnants.

Les points d'entrée et les limites géométriques des faisceaux entre autres sont déduits de la console de simulation virtuelle et transférés vers le système de repérage par lasers mobiles. Les lasers se positionnent alors automatiquement aux positions souhaitées et leur projection sur la peau du patient est marquée pour aider à la mise en place du patient lors de son traitement. [15]

III.5 Définition des volumes et Contourage :

Le contour ou délimitation repose sur l'évaluation anatomoclinique des risques d'extension macroscopique (volume tumoral macroscopique GTV) et infraclinique (volume cible anatomoclinique CTV) de la maladie cancéreuse. Lors de cette étape, sont également prises en compte les contraintes techniques de traitement (volume cible prévisionnel PTV), la mobilité des organes (internal margin, IM) et les incertitudes de positionnement (set-up margin, SM). Le choix et la qualité des moyens d'imagerie utilisés influencent le repérage des organes à traiter ou à risque (OR). [10]

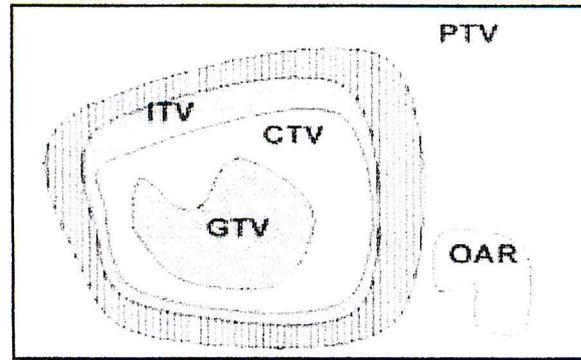


Figure 3 : Définition des volumes.

GTV : volume tumoral macroscopique ; CTV : volume cible anatomoclinique ; IM : marge interne ; SM : marge liée aux incertitudes de mise en place et à l'appareillage. La limite externe correspond au volume cible prévisionnel (PTV).

a) Volume tumoral macroscopique (gross tumour volume GTV) :

Il comprend l'ensemble des lésions tumorales, mesurables, palpables ou visibles avec les moyens actuels d'imagerie. Il correspond à ce que l'on appelait «la tumeur» en première approche, révélant une concentration élevée de cellules tumorales dans les tissus.

b) Volume cible anatomocliniques (clinical target volume CTV) :

Il comprend l'ensemble du volume anatomique dans lequel on veut éradiquer la maladie cancéreuse macroscopique ou microscopique. Il implique l'évaluation des risques d'envahissement en fonction des connaissances cliniques et la prise en compte de risques encourus éventuellement par les tissus sains inclus dans ce volume. Il est défini selon les mêmes principes que le volume tumoral macroscopique avec une marge de sécurité défini autour du volume tumoral macroscopique, lorsqu'il existe, qui ne dépend que des incertitudes anatomocliniques. [16]

c) Volume cible prévisionnel (planning target volume PTV) :

Il s'agit du volume le plus large, tenant compte de toutes les incertitudes et sur lequel s'effectue l'étude dosimétrique permettant de définir le plan de traitement. Le concept géométrique, est défini à partir du volume cible anatomoclinique, et d'une marge de sécurité prenant en compte toutes les

incertitudes liées au patient à la mise en place et à l'équipement. Pour des raisons évidentes, les marges peuvent ne pas avoir la même importance dans toutes les directions. En outre, ce volume peut être limité dans certaines directions à cause de la tolérance des organes à risque.

d) Volume cible anatomoclinique au volume cible prévisionnel :

La marge interne IM et le volume cible interne ITV. La marge interne est ajoutée au volume cible anatomoclinique CTV pour prendre en compte les mouvements physiologiques des organes dans le patient, relevés par rapport au système de coordonnées internes liés au patient.

Il s'agit par exemple des variations du volume cible anatomoclinique (position, forme, taille) résultant des mouvements respiratoires, du remplissage de la vessie ou du rectum ou des battements cardiaques. Cela conduit à la définition d'un volume intermédiaire entre le volume cible prévisionnel PTV et le volume cible anatomoclinique CTV le volume cible interne ITV, qui représente le volume entourant le volume cible anatomoclinique et sa marge interne. [16]

e) La marge correspondant aux incertitudes de réalisation du traitement (set-up margin, SM) :

Cette marge correspond au décalage potentiel entre la zone irradiée (coordonnées de l'installation) et le volume interne (coordonnées du patient), lié à des inexactitudes ou à un manque de reproductibilité.

f) Organes à risque (OAR):

Il s'agit des tissus normaux dont la sensibilité à l'irradiation peut conduire à modifier la prescription du plan de traitement. Le terme organe à risque est préférable à organe critique car des organes à risque ne sont pas forcément des organes critiques en raison de l'importance des risques qu'ils sont susceptibles de faire encourir au patient, d'autant plus lorsqu'ils ne sont irradiés que partiellement.

Trois classes d'organes à risques ont été suggérées :

- la classe 1 : correspond aux organes « critiques » car susceptibles, en cas de lésions graves, d'entraîner la mort ou une morbidité sévère.
- la classe 2 : correspond aux organes à risque dont la lésion est susceptible d'entraîner une morbidité modérée à faible.
- la classe 3 : correspond aux organes à risque dont la lésion conduit à une morbidité transitoire ou pas de morbidité. [16]

Le contournage :

Le radiothérapeute définit le contournage de volume du cancer du col del'utérus :

- Le volume cible (col + l'airs ganglionnaire).
- Les volumes à risque (rectum, vessie...).
- Les repères osseux (têtes fémorales + symphyse). [23]

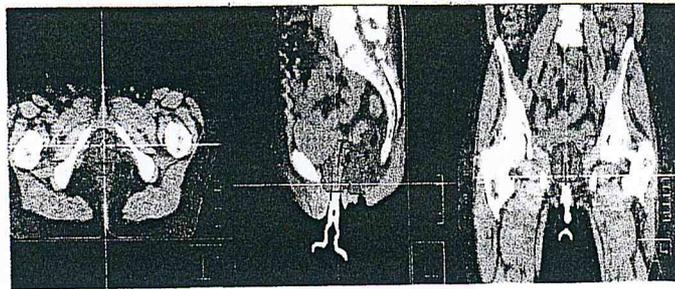


Figure 4: Contournage CTV et OAR.

III.6. Transfert des données (Réseau) :

Le réseau intègre les transferts des données scanner sur le système de planification des traitements(TPS), puis, après étude dosimétrique, des paramètres du traitement sur la console de commande de l'accélérateur avec positionnement automatique des lames du collimateur multilâmes. Le réseau ARIA gère et contrôle les doses délivrées au patient et par transfert inverse d'informations, de l'accélérateur à une console informatique dédiée aux médecins, sur laquelle ils peuvent visualiser la fiche de traitement et l'ensemble des images du dossier patient, notamment l'image du champ d'irradiation acquise en temps réel. [27]

III.7 TPS 2D versus TPS 3D :

Les plans de traitement 2D sont calculés sur diamètre ou sur contour. En général la mesure du diamètre ou la digitalisation du contour se fait sur une seule coupe.

Les plans de traitement 2D sont réalisés pour des traitements palliatifs (ou également pour des champs directs en électrons). En général, c'est une dose de 30 Gy qui sera délivrée, par fractionnement de 3Gy, 5 fois par semaine. Le fractionnement par 3Gy a pour but de soulager plus rapidement le patient, en sachant qu'il n'y a pas de but thérapeutique.

Les plans de traitement 3D: le patient passe au simulateur-scanner pour l'acquisition des coups scanner, le médecin réalise les contours du CTV, PTV et des organes à risque sur ces coupes. Le plan de traitement est réalisé par le physicien et vérifié par le médecin. Le plan de traitement ainsi que les DRR de repérage sont exportés et avec une but curatif.

Ces tableaux représentent une comparaison entre TPS 2D et TPS 3D :

Acquisition de données	Niveau 1 « Basique 2D »	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

Tableau 1 : Acquisition de données.

Définition du faisceau	Niveau 1 « Basique 2D »	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 2 : Définition du faisceau.

Calcul de la dose	Niveau 1 « Basique 2D »	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 3 : Calcul de la dose. [10]

III.8 Systèmes des vérifications :

III.8.1 EPID : Le PID, ou EPID pour Electronic Portal Imaging Device, peut être comparé au système de scopie d'un appareil de radiologie. Il se positionne à l'opposé de la source de rayonnement, par rapport au patient. Le modèle le plus courant se compose d'un écran fluorescent et d'une caméra ultrasensible.

Les rayons X traversent le patient, avant d'atteindre une plaque métallique placée juste avant l'écran. L'interaction des X avec le métal produit des électrons qui vont illuminer l'écran fluorescent, en reproduisant les différences de densité des tissus rencontrés. Un miroir placé sous l'écran et orienté à 45° réfléchit l'image en direction de la caméra. Celle-ci se trouve ainsi en dehors du faisceau et ne risque pas d'être détériorée trop rapidement par le rayonnement (Figure 5). [17]

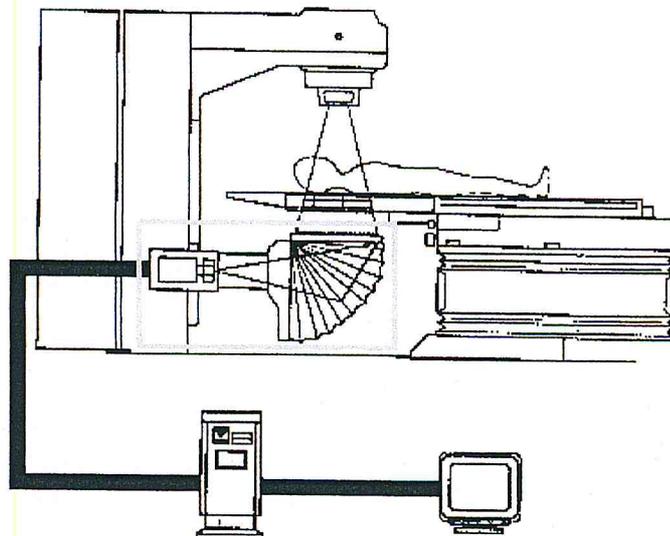


Figure 5 : Système d'imagerie intégré (EPID).

D'autres systèmes sont expérimentés comme les matrices de chambres d'ionisation de diodes. L'amélioration de la qualité de l'image la diminution du temps d'irradiation nécessaire à une acquisition et des logiciels plus interactifs et plus performants devraient, à l'avenir, faciliter son utilisation. [18]

L'avantage majeur des EPID :

- localiser directement les organes.
- réaliser un contrôle plus rapide et plus fiable, sans irradiation superflue.

- déterminer la position du volume cible dans l'espace, plutôt que la position de chaque champ successivement.

L'inconvénient majeur, commun à tous les PID, est la mauvaise qualité de l'image due aux fortes énergies utilisées. Ce problème se répercute sur son utilisation bien souvent limitée à des clichés de contrôle exploités après la séance de traitement. [17]

III.8.2 D'autres systèmes des vérifications :

a) Beam's eye views (BEVs) :

BEV est souvent utilisée avec les DRR pour aider à estimer la couverture de la tumeur mais également pour les champs bloqués ou MLC.

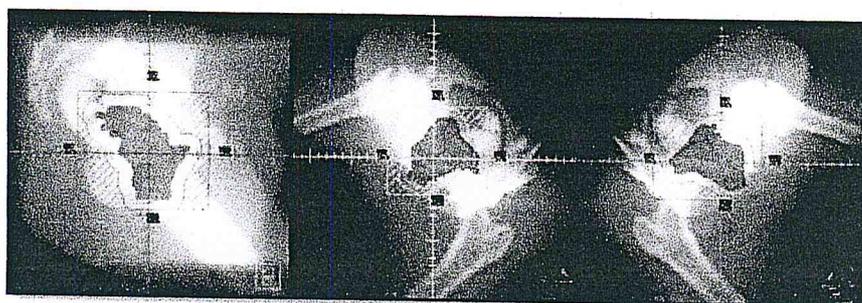


Figure 6 : Beam's eye view 'BEV' Superposé sur les DRR.

b) Dose-Volume Histogrammes (DVH) :

Les DVH sont calculés par le TPS en accord avec les contraintes de doses au volume cible et aux organes à risque. Cela permet la comparaison de plusieurs plans de traitement pour le choix du plus compétitif par rapport à ces contraintes. Il existe deux types de représentations couramment utilisées : le HDV cumulé et le HDV différentiel qui se distinguent par leur relation dose/volume, à chaque dose D est associée le volume dont la dose reçue est inférieure à dose D . Dans le second on y associe le volume relatif de dose égale à cette abscisse, les DVH cumulatifs sont très largement utilisés et préférés au DVHs différentiel. Le but d'un DVH est de résumer des distributions de dose en 3D dans un format graphique 2D. En radiothérapie moderne, des distributions de dose 3D sont généralement créés dans un système de planification de traitement informatisé basé sur une reconstruction 3D d'un CT scan. [18]

Chapitre IV

Le cancer du col de l'utérus : aspects cliniques

IV.1 Introduction :

Les principes et modalités thérapeutiques des cancers du col utérin sont actuellement bien connus et codifiés. Ils comportent selon les cas l'utilisation, quelques fois d'une manière isolée, mais le plus souvent en association, de la chirurgie, de la radiothérapie et de la plésiocuriethérapie. Très récemment encore, certains stades relativement étendus qui échappaient à la "poire dosimétrique" de la curiethérapie endocavitaire, sont maintenant efficacement traités et guéris grâce à l'exploitation judicieuse des avantages de l'endocuriethérapie.

IV.2 Définition d'un cancer du col :

Le Cancer est un terme utilisé pour désigner la prolifération maligne, autonome et anarchique de cellules. Une telle prolifération entraîne la formation de tumeurs qui peuvent envahir des organes voisins ou distants, en détruisant les tissus normaux et en rivalisant pour l'utilisation de l'oxygène et des nutriments. On parle de métastases quand de petits groupes de cellules se détachent de la tumeur originelle et sont transportés par voies sanguine et lymphatique vers des sites distants, pour y former de nouvelles tumeurs similaires à la tumeur originelle. [18]

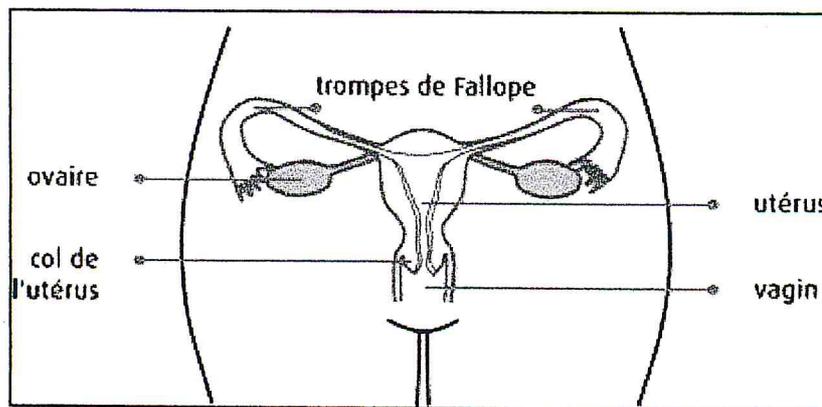


Figure 1 : Appareil génital féminin.

Le cancer du col utérin est un cancer qui se développe à partir de l'épithélium du col de l'utérus. Il est la deuxième forme la plus fréquente de cancer chez les femmes à l'échelle mondiale après le cancer du sein. Le cancer de col l'utérus n'est pas attribuable à une cause unique mais certains facteurs augmentent

le risque de développer la maladie. Le principal facteur de risque est l'infection au virus papillome humain (VPH). Le dépistage des lésions précancéreuses est possible grâce à la pratique du frottis de dépistage. La découverte des lésions précancéreuses et notamment des dysplasies sévères ou carcinome in situ permet un traitement assurant une guérison de la patiente avec un très faible taux de récurrence. [19]

IV.3 Classification :

Selon la classification de FIGO.

IA : carcinome invasif préclinique (diagnostic microscopique uniquement)

- **IA1** : invasion stomate minime
- **IA2** : invasion sous la basale de 5 mm ou moins en profondeur et 7 mm ou moins en largeur

IB : carcinome invasif clinique

- **IB1** : tumeur ≤ 4 cm
- **IB2** : tumeur > 4 cm

IIA : invasion dépassant l'utérus, sans atteinte paramétriales

IIB : invasion des paramètres non fixée

IIIA : atteinte du tiers inférieur du vagin

IIIB : invasion jusqu'à la paroi et hydronéphrose (IIIB urinaire)

IVA : envahissement de la muqueuse vésicale ou rectale ou en dehors du pelvis

IVB : métastases à distance. [20]

IV.4 Les moyens thérapeutiques

IV.4.1 La chirurgie :

Le chirurgien doit définir le type d'exérèse utérine réalisée. Utiliser la classification de Piver. La chirurgie comprend classiquement une colpohystérectomie avec annexectomie bilatérale. Elle peut être réalisée par voie abdominale, coelioscopique ou vaginale seule (intervention d'Amreich-Schauta). La collerette de vagin réséquée doit être d'environ 20 mm.

La lymphadénectomie pelvienne bilatérale peut être réalisée par voie laparotomique ou coelioscopique (après avoir été formé spécifiquement à ce geste). Elle correspond à un curage pelvien iliaque externe bilatéral sous-veineux et interiliaque emportant en bloc un tissu cellulo-ganglionnaire situé en dedans

de la veine iliaque externe, en avant du nerf obturateur et en dehors de l'artère ombilicale.[24]

IV.4.2 La radiothérapie :

La radiothérapie externe utilise les photons de haute énergie des accélérateurs linéaires de particule. La technique à 4 champs « en boîte » avec protection plombées personnalisées ou par collimateur multilâmes des organes critiques est la technique de référence. Elle associe en général une irradiation externe première de 40 à 50 Gy traitant de façon homogène la tumeur macroscopique et ses extensions infra-cliniques, et un ou deux temps de curiethérapies endo-cavitaires permettant de délivrer ensuite une dose plus élevée à la tumeur centro-pelvienne. Certaines extensions para-vaginales ou paramétriales, difficilement incluses dans le volume couvert par la curiethérapie endocavitaire, requièrent parfois une curiethérapie interstitielle.

La curiethérapie joue un rôle important dans le traitement des cancers du col utérin. L'anatomie vaginale et utérine constitue une situation idéale puisqu'elle va permettre la mise en place in-situ des sources radioactives. Les techniques de curiethérapie varient en fonction des équipes. Certaines utilisent des systèmes standardisés et d'autres des applicateurs adaptés à l'anatomie de chaque patiente. Dans tous les cas, il est recommandé de maintenir l'étalement total du traitement à 8 semaines maximum.

IV.4.2.1 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 post-opératoire 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. [21]

IV.4.3 La chimiothérapie :

Les stratégies de chimiothérapie néoadjuvantes et adjuvantes ont fait la preuve de leur inefficacité et se sont montrées plus toxiques que le traitement

standard. Elle a un double objectif: améliorer le contrôle loco-régional, facilitant la réalisation de la chirurgie ou en améliorant l'efficacité de la radiothérapie, agir sur la maladie micro-métastatique pour améliorer la survie sans métastase et la survie globale des patientes. [22]

IV.4.3.1 Les associations radio-chimiothérapie :

Les premières associations de radiothérapie et de chimiothérapie n'étaient pas basées sur des hypothèses radio-biologiques sophistiquées, mais sur le simple bon sens : il y avait clairement intérêt, dans de nombreux cas de figure, à associer une thérapeutique locale voire locorégionale visant la tumeur primitive (la radiothérapie) et une thérapeutique générale, systémique, capable d'atteindre des foyers ou micro-foyers tumoraux dans tout l'organisme (la chimio). [15]

IV.4.4 Les indications :

a) Les cancers aux stades IB et II proximaux, de taille < 4 cm :

Les cancers aux stades IB et II peuvent être traités par une chirurgie exclusive, une radiothérapie exclusive ou une association radio-chirurgicale. L'avantage du traitement chirurgical est de permettre une conservation ovarienne et d'éviter les séquelles fonctionnelles et les complications liées à la radiothérapie.

b) Les cancers aux stades IB et II proximaux, de taille > 4 cm :

Une radiothérapie première de 45 Gy avec une chimiosensibilisation, et une curiethérapie de 15 Gy sont proposés six semaines avant le traitement chirurgical radical. Un complément d'irradiation de 10-15 Gy sera délivré en cas de cancer résiduel d'exérèse limitée ou incomplète.

c) Les cancers de stades II distaux, III et IV :

A partir du stade IIB avec un envahissement distal du paramètre, la radiothérapie, associant une irradiation externe et une curiethérapie sont généralement proposées. Une chimiothérapie concomitante à la radiothérapie peut être proposée dans un but de radio sensibilisation en vue d'améliorer la survie sans récurrence locale et la survie globale. La réalisation d'une chirurgie

sous la forme d'une exentération pelvienne associée à une irradiation et une chimiothérapie.

IV.4.5 Résultats thérapeutique :

Le pronostic du cancer du col est directement lié au stade, à la taille de la tumeur et à l'envahissement ganglionnaire.

La survie à cinq ans est :

- de 95 à 99 % au stade IA et de 85 à 95 % dans les stades IB
- de 60 à 80 % au stade II
- de 30 à 60 % au stade III
- de 10 à 20 % au stade IV. [21]

IV.5 Traitement du col de l'utérus :

L'indication de radiothérapie a été posée conformément aux bonnes pratiques cliniques. L'oncologue radiothérapeute qui prend en charge et informe la patiente met en œuvre cette radiothérapie : il assure la définition des volumes d'intérêt, la prescription des doses, coordonne et dirige l'ensemble du traitement en liaison avec le radiophysicien et les autres membres de l'équipe soignante de radiothérapie. Cette procédure traite de l'irradiation exclusive ou postopératoire d'un cancer du col utérin.

IV.5.1 Technique de traitement :

La patiente et éventuellement ses proches sont informés des différents temps de préparation et de réalisation du traitement. Les personnes qui le prendront en charge lui sont présentées. Une information adaptée est fournie concernant la justification du traitement et ses effets secondaires attendus immédiats et différés.

Deux principales techniques sont possibles suivant les ressources dont on dispose en matière d'équipement ou d'accès à l'imagerie :

- Traitement par faisceaux orthogonaux dont les limites sont définies par rapport à des repères cliniques et osseux.
- Traitement avec simulation virtuelle : radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions (RC3D).

La technique d'irradiation conformationnelle 3D est recommandée car elle permet de couvrir dans tous les cas le volume cible en totalité et de diminuer d'environ 10 % les volumes de vessie et de rectum irradiés.

IV.5.1.1 Traitement 2D : par faisceaux orthogonaux dont les limites sont définies par rapport à des repères cliniques et osseux

- Choix de la position de traitement et immobilisation :
 - Définition de la position de traitement : décubitus dorsal avec bras sur la poitrine.
 - Contention : cale sous les pieds ou les genoux, matelas de contention possible, pas de moule thermoformé. Matérialisation de repères (alignement, isocentre...) sur la patiente et sur la contention.
- Acquisition des données anatomiques :
 - Simulateur, conformateur, simulateur-scanographe, scanographe avec le même positionnement et les mêmes contentions. Matérialisation du vagin par un repère radio opaque. Opacification rectale possible.
 - Reconstitution des volumes d'intérêt par rapport à un repère tridimensionnel matérialisé sur la patiente.
- Détermination des volumes à irradier par rapport à des repères cliniques et osseux, des organes à risques et des marges de sécurité.
- Étude balistique avec mise en place des faisceaux d'irradiation
 - Saisie des faisceaux sur une console de dosimétrie.
 - Choix de l'énergie des photons : ≥ 10 MV.
 - Protection des OAR par caches personnalisés
 - Choix des plans de calcul.
- Étude dosimétrique et représentation graphique des doses (3D recommandée)
 - Pondération, normalisation, optimisation de la distribution de dose en considérant la dose aux volumes à irradier et les contraintes de dose aux OAR.
 - Calcul et tracé de la distribution de dose résultante par ordinateur (TPS) au minimum sur trois plans transverses. Les plans sagittal et coronal sont recommandés quand les moyens techniques le permettent. [15]

- Calcul des unités moniteur. Le double calcul par deux méthodes indépendantes est recommandé.
- Validation et visa du plan de traitement, conjointe par l'oncologue radiothérapeute et le radiophysicien.
- Il est recommandé de transférer les paramètres vers les appareils de traitement de façon automatisée, par un système informatique d'enregistrement et de vérification de ces paramètres.

IV.5.2.2 Traitement avec simulation virtuelle : RC3D

- Choix de la position de traitement et immobilisation :
 - Définition de la position de traitement : décubitus dorsal avec bras sur la poitrine.
 - Contention : cale sous les pieds ou les genoux, matelas de contention possible, pas de moule thermoformé.
- Acquisition des données anatomiques :
 - Scanographe, éventuellement avec injection. Toute scanographie montrant un rectum anormalement distendu doit être refaite.
 - Acquisition de la totalité des volumes d'intérêt.
 - Reconstitution des volumes d'intérêt par rapport à un repère tridimensionnel matérialisé sur la patiente ou sur la contention, qui a pu être établi préalablement au simulateur.
 - Fusion éventuelle avec d'autres imageries diagnostiques.
- Transfert des données sur une console de contourage.
- Détermination des volumes d'intérêt (contourage GTV, CTV, PTV, OAR) et des marges de sécurité.
- Étude balistique et dosimétrique avec mise en place des faisceaux d'irradiation :
 - Choix de l'énergie des photons : ≥ 10 MV.
 - Protection des OAR par caches personnalisés et/ou collimateur multilame : utilisation de la fonction Beam Eye View (BEV) du TPS.
 - Détermination des faisceaux orthogonaux de positionnement.
 - Optimisation de la balistique et des pondérations en considérant la dose aux volumes à irradier et les contraintes de dose aux OAR.

- Représentation graphique des doses :
 - Calcul et tracé de la distribution de dose résultante par TPS, au minimum dans trois plans orthogonaux principaux.
 - Calcul des histogrammes dose-volume recommandé.
 - Calcul des unités moniteur. Le double calcul par deux méthodes indépendantes est recommandé.
- Validation et visa du plan de traitement, conjointe par l'oncologue radiothérapeute et le radiophysicien.
- Il est recommandé de transférer les paramètres vers les appareils de traitement de façon automatisée, par un système informatique d'enregistrement et de vérification de ces paramètres.[15]

IV.5.3 Détermination des organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose :

Ces niveaux de dose peuvent éventuellement être dépassés sous réserve d'une justification liée au contrôle local et à la survie de la patiente, après information et accord de celle-ci. Ils doivent être appliqués en intégrant les morbidités présentées par la patiente et les traitements associés qui peuvent majorer le risque de complication, notamment la curiethérapie.

❖ **Rectum** : Segment d'intestin qui va du canal anal (exclu) à la jonction rectosigmoïdienne située à la verticale du promontoire, mesurant en moyenne 15 cm de long. Par convention, c'est la paroi rectale, mesurant 5 mm d'épaisseur, qui est contournée et son volume qui est pris en compte pour déterminer les contraintes de doses.

La dose de 74 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 5 % du V rectal :

$$V_{74} \leq 5 \%$$

La dose de 70 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du V rectal :

$$V_{70} \leq 25 \%$$

La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du V rectal :

$$V_{60} \leq 50 \%$$

La dose maximale de 25-30 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. [15]

Ces contraintes de dose totale doivent tenir compte d'une curiethérapie associée.

❖ **Vessie :**

La dose de 45 Gy, ne doit pas être délivrée dans plus de 35 % du V-vésical :

$$V_{45} \leq 35\%$$

La dose de 40 Gy, ne doit pas être délivrée dans plus de 40 % du V-vésical :

$$V_{40} \leq 40\%$$

La dose de 70 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du V-vésical :

$$V_{70} \leq 25\%$$

La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du V-vésical :

$$V_{60} \leq 50\%$$

Protection de l'urètre et du méat urinaire si possible. Le traitement « vessie pleine » est un des moyens efficaces pour exclure une grande partie du volume vésical des champs latéraux...

❖ **Intestin grêle :** C'est un organe extrêmement mobile d'un jour sur l'autre et souvent difficile à visualiser et contourer sur les scanographies de dosimétrie.

- Dose maximale de 50 Gy dans quelques dizaines de cm³.

- Sur un grand volume, il est recommandé de ne pas dépasser 40 Gy.

❖ **Sigmoïde :** C'est un organe très difficile à protéger car il est souvent situé à proximité de la cavité utérine qui fait partie du CTV.

❖ **Vagin :** Considéré comme un organe à risque lorsqu'il est indemne d'extension tumorale.

❖ **Têtes, cols fémoraux et grands trochanters :**

La dose de 50 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 10 % d'un volume osseux contourné par convention du sommet des têtes fémorales au petit trochanter exclu : $V_{50} \leq 10\%$. [15]

Chapitre V

Control de qualité des équipements de radiothérapie

V.1.Introduction :

Le contrôle qualité est un ensemble d'actions destinées à limiter les possibilités d'erreurs liées aux différentes étapes d'un processus et à garantir la fiabilité du résultat final. En radiothérapie, les étapes qui conduisent à la réalisation du traitement d'un patient sont nombreuses et impliquent tous les acteurs qui interviennent dans l'enchaînement des opérations qui le constituent. La vérification des performances (et l'éventuelle remise à niveau) des équipements de traitement dont disposent les services de radiothérapie est une phase indispensable et incontournable de cette assurance qualité. Les tests de contrôle de qualité et les résultats obtenus mensuellement sur une période de un an environ. Ces tests portent sur la sécurité, la fonctionnalité et la précision géométrique des systèmes de traitement.

V.2 Matériels et méthodes :

V.2.1 Contrôle Qualité de scanner :

Contrôle de qualité des équipements de CT dédiés à la radiothérapie, en tenant compte de la difficulté associée que dans la plupart de cas l'équipement est d'un autre service et son accès est parfois difficile. Il reste à la considération de l'utilisateur, qui connaît bien la stabilité de son équipement, de déterminer si dans quelques cas il faut augmenter la fréquence de certains tests, surtout les géométriques et d'alignement.

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

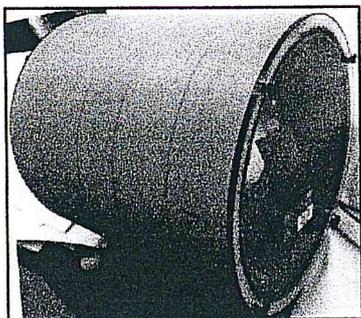


Figure 1: Fantôme uniforme préférablement l'eau pn 13515.

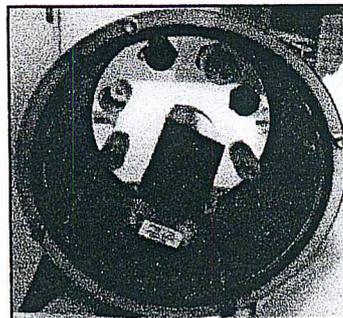


Figure 2: une tranche de fantôme contient des inserts de différentes densités.

V.2.1.1 Tests relatifs aux images CT

a) Détermination de la constante des numéros CT dans un milieu uniforme:

1^{ère} 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, on 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:

On choisit le protocole d'acquisition d'image le plus habituel du centre pour déterminer des n° CT ensuite on calcule les valeurs moyennes pour un ROI (région d'intérêt) avec au moins de 1000 pixels dans la zone centrale.

Uniformité : on sélectionne 5 ROI et on calcule l'uniformité qui est la différence maximale entre les valeurs moyennes des n° CT et les valeurs moyennes mesurées.

Constance temporelle: on sélectionne un ROI à la zone centrale, on calcule la moyenne de 5 valeurs et la déviation standard.

b) Précision géométrique dans une coupe. Distance entre deux points de l'image :

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

- Obtenir une image du fantôme.
- Sélectionner une coupe et obtenir les coordonnées des différents marqueurs.

- Vérifier que cette position coïncide avec les positions physiques.
- Transférer l'image au système de planification et vérifier la même chose.

c) Résolution spatial :

On place le fontôme sur la surface du plateau de la table de façon à pouvoir scanner la tranche de résolution spatiale qui contient des séries de trous vides de diamètres différents par lignes .

On lance l'acquisition, et une fois la coupe reconstruite dans l'écran principal , on enregistre le nombre de lignes pour les quelles les trous consécutifs sont encore distincts.

d) Constance et résolution en densité :

On place le fontôme sur le plateau de la table de façon à pouvoir scanner la tranche de résolution en densité qui contient 5 inserts de densités différentes. On lance l'acquisition essaye d'avoir les 5 différentes densités

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 devant être contrôlé. On place le cercle de rouge approximativement au milieu de l'insert sélectionné. La tolérance: ± 25 HU

V.2.2 Contrôle qualité d'un accélérateur linéaire d'électrons (linac) :

L'accélérateur est un appareil très délicat et sa précision dépend du bon fonctionnement de ses paramètres géométriques, on fait un contrôle des différents paramètres géométriques et mécaniques de l'accélérateur.

V.2.2.1 Vérification des caractéristiques mécaniques :

1) Correspondance du champ lumineux et du champ physique :

Grâce aux niveaux à bulle placé sur le collimateur on s'assure que le bras est à 0°

- On positionne le Gantry à 0° , DSP=100cm et à une énergie $E = 6$ MV
- le temps d'irradiation = 1UM (régimes photon)
- Le temps d'irradiation = 2UM (régimes électron)
- On positionne notre filme a 1.5cm (profondeur des photons)

- On obtient le schéma suivant :

On fait ce test pour deux régimes photon et électron avec un Champ $20 \times 20 \text{ cm}^2$ et une énergie de RX 06MV (80UM) et une tolérance : $\varnothing = 2\text{mm}$

2) Vérification de la projection réticule avec la rotation du collimateur :

- On positionne le Gantry à 0° .
- La DSP 100 cm.
- Collimateur à 0° .
- On relève la position du projecteur du centre du réticule pour les rotations de collimateur de $90^\circ, 270^\circ, 165^\circ$ et 195° .
- L'ensemble des points trouvés est égale à un cercle de diamètre $\varnothing \leq 2\text{mm}$.

3) Vérification de la rotation isocentrique de la table :

On fixe la table dans les conditions suivant :

- Axe de faisceaux de rayonnent vertical.
- La rotation du plateau et rotation isocentrique à 0° .
- Surface du plateau à iso centrique.

On place 30 Kg à l'extrémité du plateau en direction du bras et on positionne le plateau à isocentre et on repère la projection lumineuse du croisillon ensuite on réalise la rotation de la table sur toute sa course circulaire. On vérifie que la projection lumineuse du croisillon reste bien dans un cercle de diamètre $> 2\text{mm}$. On précède à la même vérification avec le plateau de table situé 10 cm sous l'isocentre, dans ce cas le diamètre du cercle contenant les points doit être $> 5\text{mm}$.

4) Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre :

Pour réaliser cette vérification, on utilise une pointe sèche que l'on fixe au bout de 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 déterminant ainsi la sphère, enveloppe de l'isocentre.

5) Affichage de la dimension du champ d'irradiation, symétrie de celui-ci et parallélisme des mâchoires :

On vérifie, pour les dimensions des champs repris ci-dessous, que la correspondance entre l'affichage et la mesure est $< 1\text{mm}$ si le champ $<$ ou $=$ à $10 \times 10\text{cm}^2$ ou $< 1\%$ et toujours $< 2\text{mm}$ pour les autres dimensions de champs.

On vérifie que les dimensions des deux demi champs situés de part et d'autre du réticule ont la même dimension à 1mm près dans la direction IP et CP au niveau des bords de champs et de l'axe central du faisceau. De plus les dimensions aux limites doivent être identiques à $\pm 1\text{mm}$ aussi dans la direction IP et CP, le bras à 0° et la DSP 100.

6) Télémètre et HRT : On vérifie la précision du télémètre.

- On place tel-aligne de niveau sur la table de l'accélérateur.
- On centre tel-aligne sur la projection lumineuse du réticule.
- On déplace la table verticalement afin que le FRONTPOINTER indique exactement une distance de 100 cm .
- On compare cette distance avec la distance indiquée par le télémètre.

7) Vérification des échelles angulaire

a) collimateur :

- On positionne une feuille de papier millimétrée sur la table.
- On positionne la table à une DSP approximative de 120 cm .
- On positionne le bras à un angle de 35° et on marque la projection du réticule.
- On positionne le bras à un angle de 325° et on marque la projection du réticule.
- On relie les 2 points obtenus. Ceux-ci définissent la droite de référence pour l'alignement du collimateur.
- On aligne le réticule sur cette droite et on vérifie que les indications mécaniques et électroniques sont correctes.

B) Bras :

Le bras est consécutivement positionné aux angles cités ci-dessus. Le réglage fin de la position est réalisé à l'aide du niveau à bulle. La différence entre l'angle déterminé au niveau et l'affichage doit être inférieure à $0,5^\circ$.

8) Table de traitement : On place la table dans la condition suivante :

- Axe du faisceau de rayonnement vertical.
- Rotation du plateau et rotation isocentrique à 0° .
- Surface du plateau à l'isocentre.
- Avec une charge de 36 kg placée à l'extrémité du plateau en direction du bras.

8.1) Déplacement vertical :

On varie la hauteur de la table de [+20cm et -20cm] et l'aide de projection lumineuse du croisillon on repère l'axe de faisceau.

8.2) Vérification des gradations de la table de traitement :

On positionne la table à l'isocentre et on repère la projection lumineuse de croisillon, on déplace la table dans la direction longitudinale d'une distance de 40 cm et faire la même vérification pour un déplacement latéral.

8.3) 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: $\leq 2\text{mm}$.

9) 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.

9.1) Rendement en profondeur:

On déplace la chambre d'ionisation de la surface jusqu'à la profondeur maximale avec une DSP constante de 100 cm et on change chaque fois la dimension de champ. Ensuite on garde le champ ($4 \times 4 \text{ cm}^2$), et on change la DSP à 90 cm. Chaque fois on mesure la température et la pression pour corriger la lecture.

V.2.3 Contrôle qualité de MLC :

a) centrage du MLC par rapport à l'axe de rotation du collimateur :

- On maintient le bras de l'accélérateur à 0° . Afin de définir un segment de 10 cm de longueur.
- On ouvre les mâchoires du collimateur au maximum et on ferme les lames du collimateur multilâmes à l'exception de la paire de lames centrales ou de chaque paire de lames située de part et d'autre du centre du collimateur afin de définir un segment de 10 cm de longueur.
- Enfin on vérifie que la projection lumineuse du réticule est bien un cercle de rayon $\leq 1 \text{ mm}$ lorsque le collimateur tourne sur 360°

b) Exactitude et respectabilité du positionnement des lames.

- On place le bras et le collimateur à 0° .
- On positionne le banc de lames à des différentes positions de l'axe.

c) Alignement des bancs de lames par rapport aux mâchoires

- On vérifie ici que le banc de lames est bien parallèle au collimateur secondaire.
- On place le bras et le collimateur à 0° .
- On positionne l'ensemble des lames appartenant à un même banc à la position 1cm.
- A l'isocentre on observe le champ lumineux et on vérifie que celui-ci est bien de largeur constante si tel n'est pas le cas, il existe un défaut de parallélisme entre le banc de lames et le collimateur primaire.

d) Affaissement du banc de lames

- On positionne le bras et le collimateur à 0° .
- Avec un champ symétrique $F_X = 10 \text{ cm}$ et $F_Y = 40 \text{ cm}$.

- On bascule le bras à 90° et on vérifie que la distance entre le centre du champ et le bord X1 et X2 avant et après basculement du bras.

V.3 Résultats et discussion :

V.3.1 Les résultats de contrôle qualité de scanner :

V.3.1.1) Tests relatifs aux images TC :

1.a) Détermination de l'uniformité et la constance des numéros CT dans un milieu uniforme :

1^{ère} Méthode:

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

Tableau 1 : les valeurs de la déviation standard et de l'uniformité.

♦ **Interprétation des résultats:**

Tous les résultats sont acceptables avec des déviations restant dans la tolérance.

2^{ème} Méthode:

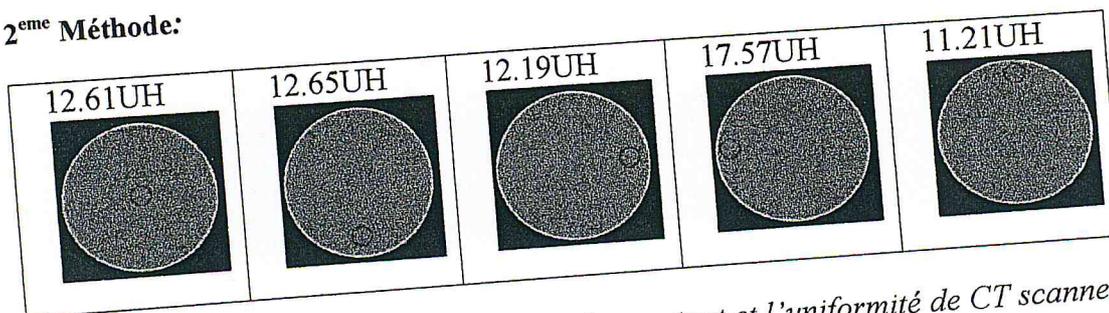


Figure 2: régions d'intérêt pour évaluer la constant et l'uniformité de CT scanner.

♦ **Interprétation des résultats:**

La valeur de l'erreur de l'uniformité est négligeable, les résultats sont acceptables. $\Delta CT = 0.8 \text{ UH}$

1.b) Précision géométrique dans une coupe .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 2: les distances mesuré entre les 4 marqueurs radio-opaques.

♦ **Interprétation des résultats:**

Les résultats obtenu restant dans les tolérance ($\leq 2\text{mm}$).

1.c) Résolution spatial :

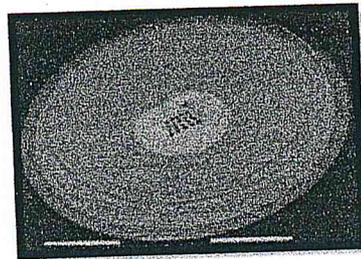


Figure 3 : la région spatiale du fantome uniforme.

Dans ce test on peut voir des series de trous vides de diamètres différents par lignes sont encore distincts .

1.d) Constance et resolution en densité :

Dans la région de constance et resolution en densité on peut distinguer les densités à pratire de cette image.

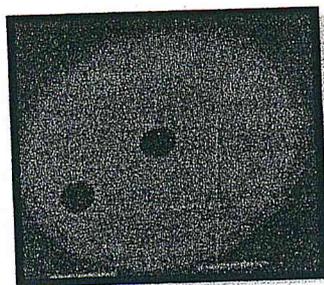


Figure. 4 : Constance et resolution en densité.

2. Densité électronique :

Densité électronique	Nombre CT (HU)
0	0
1.1	0
1.532	0
3.920	+60000.000

Tableau 3 : Les valeurs de nombre CT correspondant aux valeurs de la densité électronique.

◆ Interprétation des résultats:

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

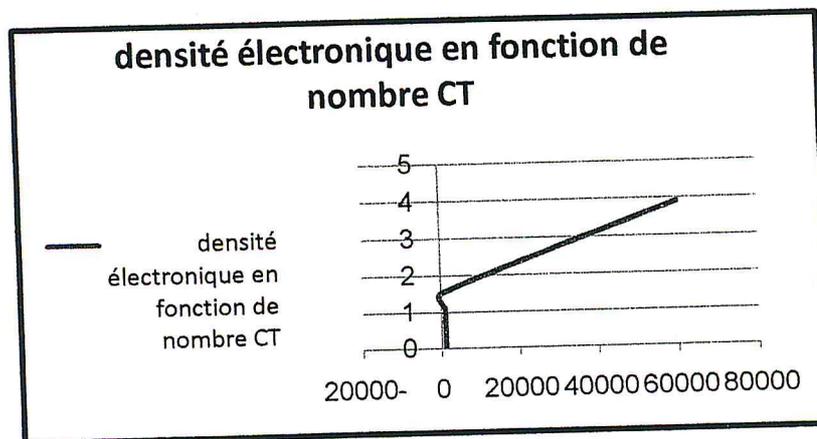


Figure 5 : la représentation de nombre CT en fonction de la densité électronique.

V.3.2 Les résultats de contrôle qualité d'un accélérateur linac :

V.3.2.1 Vérification des caractéristiques mécaniques :

1) Correspondance du champ lumineux et du champ physique :

On fait ce test pour deux régimes photon et électron avec un Champ 20*20 et une énergie de RX 06MV (80UM) et une tolérance : $\varnothing=2\text{mm}$.

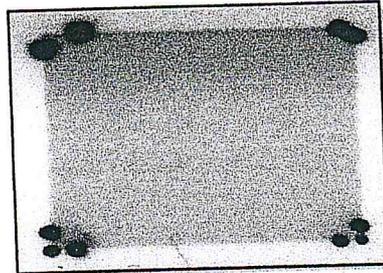


Figure 6 : Le champ physique coïncide avec le champ lumineux dans les deux régimes.

◆ Interprétation des résultats:

Après le développement de film nous remarquons que les limites de champ physique coïncident avec les limites de champ lumineux.

2) Vérification de la projection réticule avec la rotation du collimateur :

Résultat : - La déviation est 1mm à l'angle 90° .

- La déviation est 1mm à l'angle 180° .

◆ Interprétation des résultats :

La déviation 1 mm permet de dire que les résultats sont acceptables et dans la tolérance.

3) Vérification de la rotation isocentre de la table :

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

Tableau 4 : Vérification de la rotation de collimateur isocentre de la table.

♦ **Interprétation des résultats:**

Les résultats acceptables dans la tolérance $\leq 1\text{mm}$, avec une erreur = 1mm, le collimateur est bien isocentre.

4) Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre :

Angle de bras	Décalage droite ou sol	Décalage gauche ou plafond
0°	0	/
90°	/	0.5mm
180°	/	0.5mm
270°	/	/

Tableau 5 : Vérification de l'Isocentre et réglage des dispositifs de repérage de l'isocentre.

♦ **Interprétation des résultats:**

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

5) Affichage de la dimension du champ d'irradiation, symétrie de celui-ci et parallélisme des mâchoires :

Résultat :

Champs (cm ²)	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 cm ²	2.5cm	00cm	2.5 cm	2.5 cm	0 cm	2.5 cm	2.45 cm	0.05 cm	2.5 cm
10*10 cm ²	5cm	0.05cm	5.05 cm	5 cm	0 cm	5 cm	4.95 cm	0.05 cm	5 cm
20*20 cm ²	10cm	0cm	10 cm	10 cm	0.05 cm	10.05 cm	10 cm	0 cm	10 cm
30*30 cm ²	15.05cm	0 cm	150.05 cm	15 cm	0	15 cm	15 cm	0.05 cm	15.05 cm

Les champs cm ²	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 cm ²	2.5 cm	0 cm	2.5 cm	2.55 cm	0.05 cm	2.5 cm	2.55 cm	0 cm	2.45 cm
10*10 cm ²	5.05 cm	0 cm	4.95 cm	5 cm	0 cm	5 cm	5.05 cm	0.05 cm	5 cm
20*20 cm ²	10 cm	0 cm	10 cm	10.05 cm	0.05 cm	10 cm	10.05 cm	0.05 cm	10 cm
30*30 cm ²	15.05 cm	0.05 cm	15 cm	15.05 cm	0.05 cm	15 cm	15.05 cm	0.05 cm	15 cm

Tableau 6 : 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 tolérance $\leq 0.5\text{mm}$ pour tous les champs.

6) **Télémetre et HRT** : On vérifie la précision du télémetre.

DSP	DSP affiche	Différence < 15mm
90cm	89.9cm	1 mm
95cm	95.1cm	1 mm
100cm	100cm	0 mm
105cm	104.25cm	1.5 mm
110cm	109.85cm	1.5 mm

Tableau 7 : La vérification de l'affichage de télémetre.

♦ **Interprétation des résultats:**

Le télémètre fonctionne bien et les résultats sont acceptables dans la tolérance (≤ 1.5 cm).

7) **Vérification des échelles angulaires :**

a) **collimateur :**

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

Tableau 8 : 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	Non applicable	91°	0.1°	270°	181°

Tableau 9 : La vérification de l'échelle angulaire de Bras.

♦ **Interprétation des résultats:**

On remarque que les dimensions des champs mesurés correspondent à l'affichage avec tolérance (≤ 0.5 mm) pour tous les champs, les résultats sont acceptables.

Résultat : Accepté dans la tolérance $\leq 0.5^\circ$ (Le bras est bien ajusté car les résultats ne dépassent pas 0.5°)

8) **Table de traitement :**

8.1) **Déplacement vertical :**

Déplacement d la table	+20cm à isocentre	-20cm à isocentre
Tolérance	0.01 mm	0.01mm

Tableau 10 : La vérification de déplacement vertical de la table.

♦ **Interprétation des résultats:**

Les tolérances = 1 mm, qui implique que la table est bien réglée verticalement.

8.2) Vérification des gradations de la table de traitement :

Mouvement	Mesure effective à la table pour un déplacement attendu 40 cm
Latéral	Valeur de l'index initial = 22,1 Valeur de l'index final = 981,5-1000 Déplacement = 40,1cm Différence = 1 mm
Longitudinal	Valeur de l'index initial = 147,3 Valeur de l'index final = 107,3 Déplacement = 40cm Différence = 0 mm

Tableau 11 : 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. Résultat : Accepté dans la tolérance $t \leq 5$ mm

8.3) Vérification de la rigidité de la table et de son horizontalité :

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

Tableau 12 : 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.

9) Influence des paramètres géométriques sur la distribution de la dose en profondeur sur l'axe:

Rendement en profondeur : Pour DSP=100 cm et champ= 4x4 cm² :

X (mm)	Lecture Q (PC)	K _{TP}	Lecture corrigé Q _{corr} (PC)	Lecture normalisée
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
200	133.5	1.0100764	134.845199	0.33516791
220	118.5	1.0100764	119.694053	0.2975086
240	105	1.0100764	106.058022	0.26361521
250	99	1.0100764	99.9975636	0.24855149

Tableau. 13 : La variation de REP 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} .
- $K_{\text{TP}} = \frac{273.15+T}{293.15} * \frac{P}{1013.25}$
- 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 corrigé Q_{corr} (PC)	Lecture normalisée
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 14 : La variation de REP en fonction de X, Pour DSP=100 mm et champ=20x20 cm².

Pour DSP=90 cm et champ= 4x4 cm²

X (mm)	Lecture Q (PC)	K _{TP}	Lecture corrigé 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. 15 : La variation de REP en fonction de X, Pour DSP=90 cm et champ=4x4 cm².

Les courbes:

On représente les courbes de rendement en profondeur (REP) en fonction de la variation de la profondeur X pour les deux champs $4 \times 4 \text{ cm}^2$ et $20 \times 20 \text{ cm}^2$ et les deux valeurs de la distance source-peau (DSP).

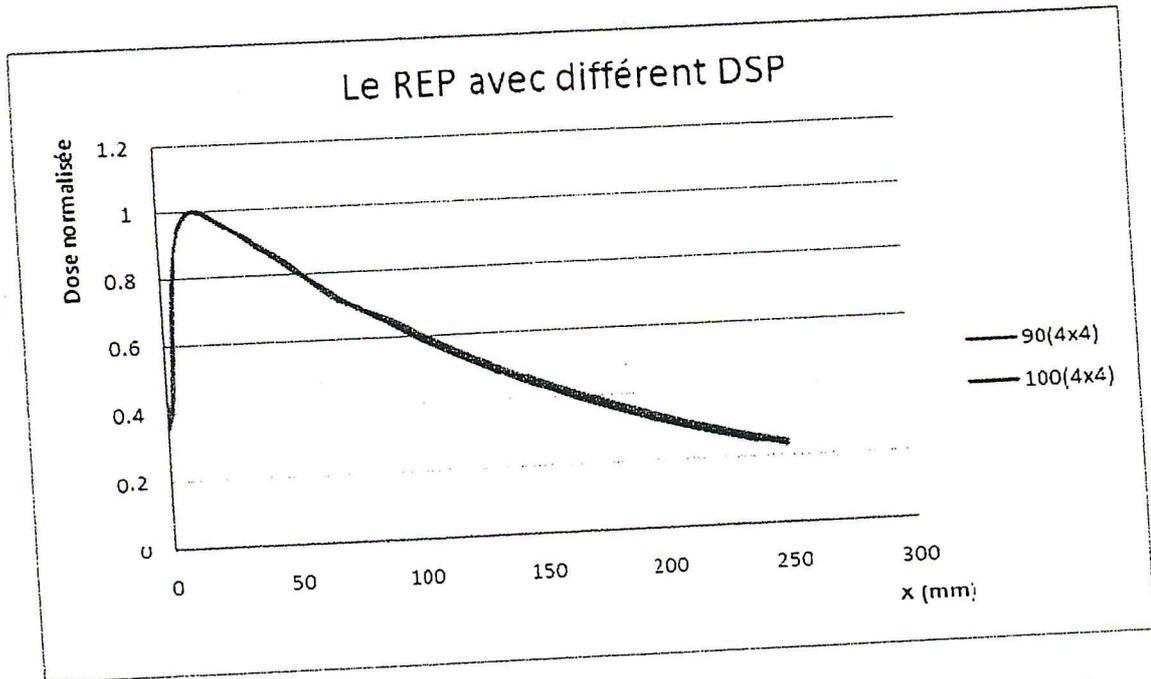


Figure.7 : La courbe représentative la variation de REP en fonction de X.

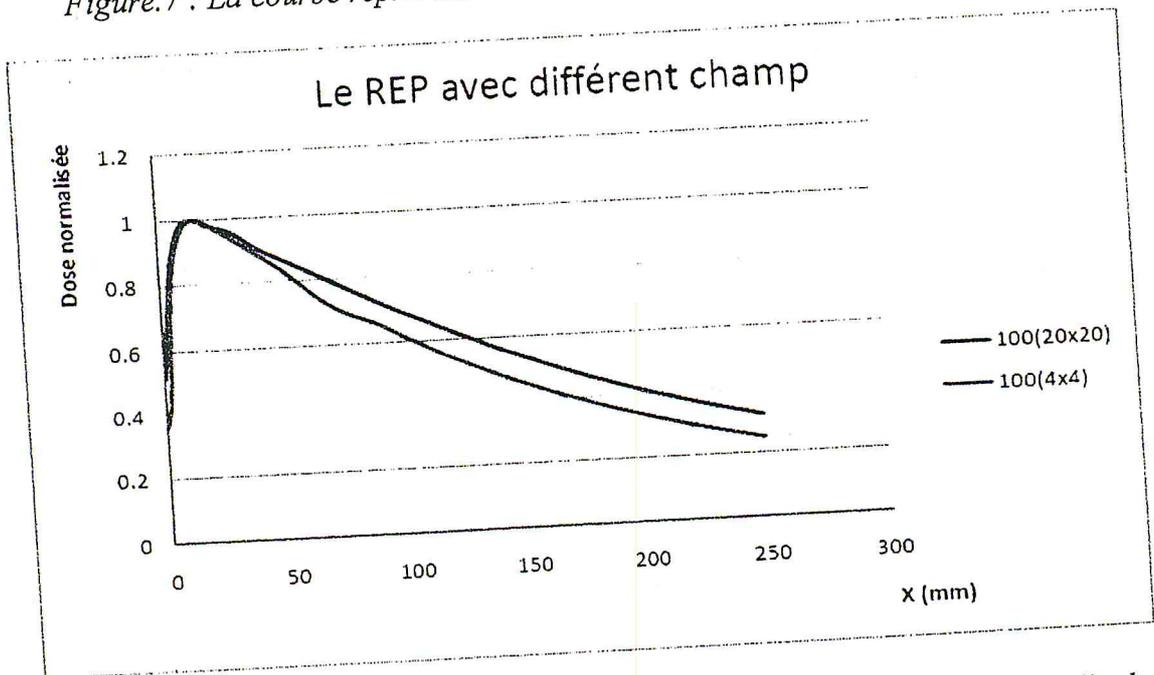


Figure 8 : La courbe représentative la variation de REP en fonction de la taille de champ.

◆ Interprétation des résultats:

- Le REP avec différentes DSP : On a une superposition des courbes pour les 4 premiers cm. Pour les autres profondeurs la courbe de REP pour DSP = 100cm est plus grande que le REP de DSP = 90cm.
- Le REP avec différent champs: La courbe de champ (20x20cm²) est plus grande en REP que de (4x4cm²) dans toutes les profondeurs

V.4 Contrôle qualité de MLC :**a) 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).

b) Exactitude et répétabilité du positionnement des lames:

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

c) Affaissement du banc de lames:

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

V.5 conclusion :

Le contrôle de qualité des machines est devenu un élément essentiel dans l'organisation des services. Il est rendu indispensable par l'exigence de qualité et de sécurité des traitements et les textes réglementaires récents ont le mérite de définir clairement ce niveau d'exigence.

Chapitre VI
Planification de traitement : Cas
cliniques

VI.1 Introduction :

Pour délivrer la dose de radiation au cancer du col l'utérus au cours d'une radiothérapie exclusive, on utilise deux méthodes de planification, une planification classique conventionnelle 2D avec l'utilisation des caches personnalisés et une planification conformationnelle 3D.

VI.2 Matériels et méthodes :

L'objectif étant de montrer la meilleure méthode permettant de délivrer une dose homogène au volume cible tout en épargnant les organes à risques.

Les contours du GTV, du CTV, du CTVN et des organes à risque (Vessie, Rectum, Sigmoides, Intestin Grêle, Têtes Fémorales) doivent être systématiquement délinées sur les coupes du scanner de planification.

L'oncologue radiothérapeute définit les volumes à irradiés :

GTV₁ : Tumeur et extension macroscopique

GTVT : Tumeur + col

CTV₁ : GTV₁ + 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).

CTVT : GTV₁ + CTV₁.

CTVN : GTV₁ + l'aire ganglionnaire.

OAR : Vessie, Rectum, Sigmoides, Grêle, Têtes Fémorales.

PTV: Le volume cible prévisionnel (PTV) est défini après estimation de l'amplitude des mouvements potentiels de l'utérus et des erreurs de repositionnement de la patiente. Une marge de 1 cm dans toutes les directions permet de prendre en compte les mouvements de l'organe.

PTV₁ : GTVT + CTVT + CTVN.

PTV₂ : GTVT + CTVT.[26]

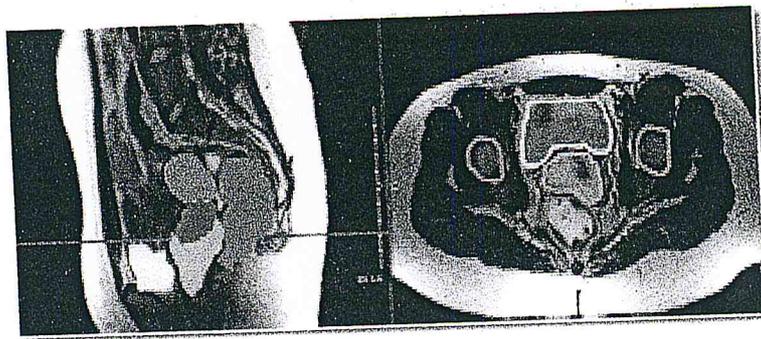


Figure 1: Le contourage des OAR (Vessie, Vagin, Utérus, Rectum, Col, Aires Ganglionnaires).

Dans le cadre de notre étude, on utilise trois techniques à une dose totale de 76 Gy appliquée en fractionnement deux temps

- La planification de traitement 2D la radiothérapie conventionnelle.
- La planification de traitement 3D la radiothérapie conformationnelle 4/4 faisceaux.
- La planification de traitement 3D la radiothérapie conformationnelle 4/8 faisceaux.

VI.2.1 La Planification de traitement 2D :

Avec l'aide d'un radiothérapeute nous dessinons des caches triangulaires sur les limites supérieures pour cacher l'intestin grêle et sur les limites inférieures pour cacher les têtes fémorales.

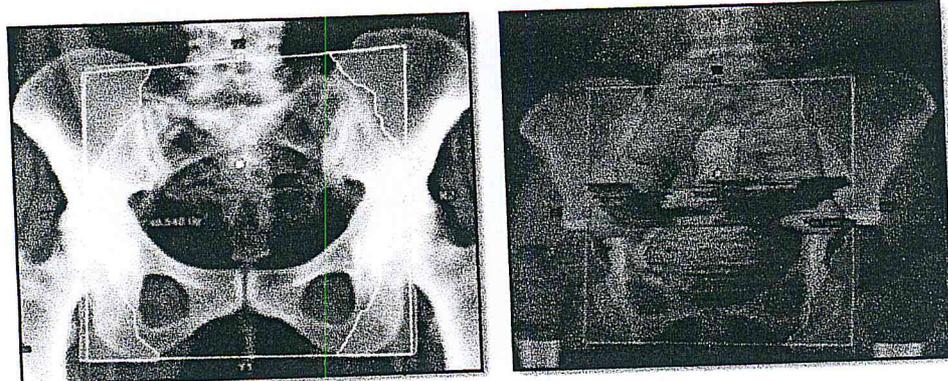


Figure 2 : Image des caches superposée sur structure anatomique.

La planification de traitement du cancer du col en 2D classique «radiothérapie conventionnelle » : la dose totale de traitement 76 Gy, cette dose est délivrée en deux temps, le premier temps à quatre faisceaux avec [0-44] Gy de dose et le deuxième temps à quatre faisceaux avec [44-76] Gy.

Protocole de traitement 2D (CAC du Blida)**Le 1^{er} temps [0-44] Gy :**

Quatre faisceaux : un faisceau antérieur à l'angle (0°) son faisceau opposé postérieur à l'angle (180°) avec les caches, deux latéraux (Droit 270° et Gauche 90°) sans l'utilisation des caches. La dose de [0-44Gy] concerne le PTV₁.

Configuration de champ :

Les champs	Machine/Energie	La pondération (Gy)	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 1: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 2D.

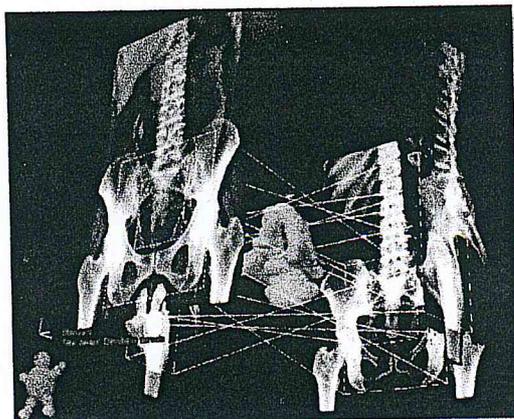


Figure 3 : BEV montre la distribution des 4 faisceaux autour de PTV

Remarque : En l'absence d'atteinte ganglionnaire (N-) le CTVN en traite avec 44 Gy mais si le CTVN à (N+) il reçoit la dose complète (76Gy).

Le 2^{ème} temps [44-76] Gy :

On complète les 32 Gy qui restent avec la même configuration des champs que le premier temps, mais sans utiliser les caches. Les quatre faisceaux sont irradiés dans le boost (volume cible : PTV₂).

On fait le calcul et la somme des deux plans, à partir de diagramme volume-dose HDV on note la contrainte des organes à risque et les doses que reçoit les PTV.

VI.2.2 La planification de Planification 3D :

Après le contourage qui a été réalisé avec l'aide d'un radiothérapeute nous essayons d'appliquer deux techniques pour avoir les meilleurs résultats.

La planification de traitement 3D c'est la radiothérapie conformationnelle : la dose totale de traitement 76 Gy. On divise cette dose en deux temps, le 1^{er} temps [0-44] Gy et 2^{ème} temps [44-76] Gy.

Le protocole de traitement 3D :**a.1) Technique de 4/4 faisceaux :****Le 1^{er} temps [0-44Gy] :**

Quatre faisceaux : un faisceau antérieur à l'angle (0°) postérieur à l'angle (180°), deux latéraux (Droit 270° et Gauche 90°), à une énergie de 18 MV de RX. En ajustant les collimateurs multilâmes sur PTV₁.

Configuration de champ :

Les champs	Machine/Energie	La pondération (Gy)	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 2: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (technique 4/4)

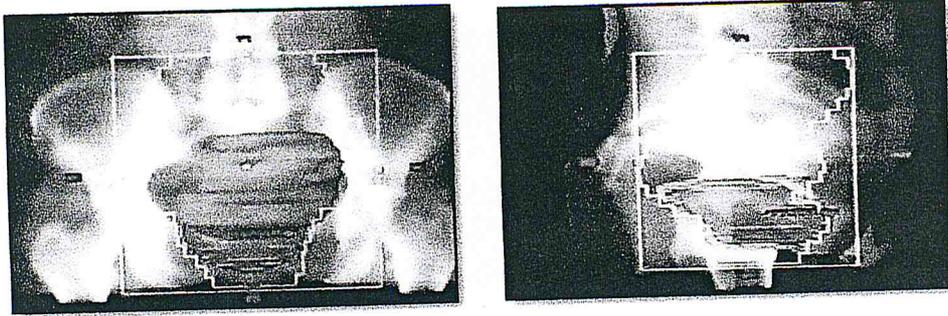


Figure 4: Image de la position des MLC dans le premier temps (Ant et Lat).

Le 2^{ème} temps [44-76] Gy :

On suit les mêmes étapes que le 1^{er} temps et on lance le calcul, les PTV sont comprises entre 95% et 102% de dose. Après la sommation des plans et à partir de diagramme volume-dose HDV on note la contrainte de dose des OAR et les doses aux PTV_s.

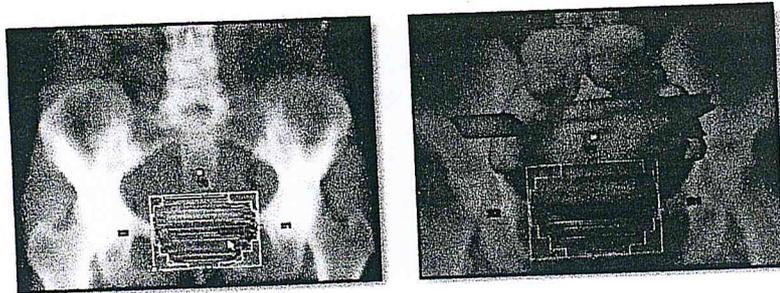


Figure 5: Image de la position des MLC dans le deuxième temps.

Technique de 4/8 faisceaux :

Le même déroulement que la technique 4/4 faisceaux seulement dans le 2^{ème} temps nous ajoutons quatre faisceaux oblique : deux obliques Ant (Droit 315° et Gauche 45°), deux obliques Post (Droit 225° et gauche 135°).

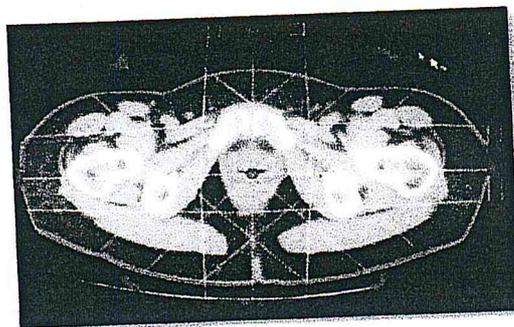


Figure 6: Image de distribution des faisceaux.

La configuration de 2^{ème} temps:

Les champs	Machine/Energie	La pondération	Gantry (°)
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 3: les caractéristiques des champs utilisés en traitement 3D (technique 4/8)

VI.3 Les résultats :

La comparaison dans cette étude entre les résultats de deux méthodes de planification de traitement 2D et 3D chez les patientes atteintes du cancer du col de l'utérus.

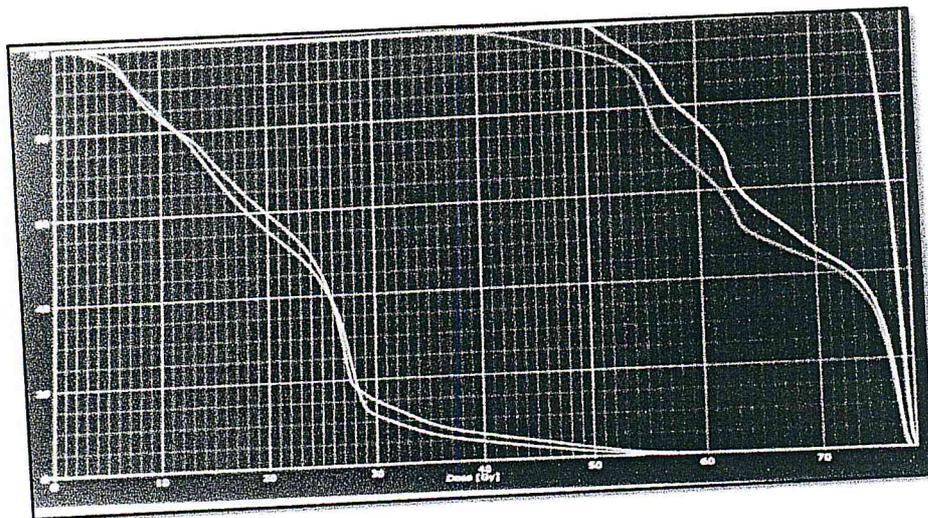


Fig. VI.2.3 : Le diagramme volume-dose HDV

VI.3.1 Les résultats des doses reçoivent aux PTV :

Les doses reçoivent aux PTV (PTV1 et PTV2) dans les trois patients avec les la radiothérapie conventionnelle et conformationnelle.

La 1 ^{ère} patiente	Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
PTV1	D _{min} (Gy)	41.80	41.40	42	43.10
	D _{max} (Gy)	44.88	45	44	13.80
PTV2	D _{min} (Gy)	30.40	30.9	30.60	30.70
	D _{max} (Gy)	32.64	34	31.40	32.50

Tableau 4 : Les doses aux PTV dans la 1^{ère} patiente.

La 2 ^{ème} patiente	Doses reçues	tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
PTV1	D _{min} (Gy)	41.8	40	42.30	41.90
	D _{max} (Gy)	44.88	43	44.4	43.15
PTV2	D _{min} (Gy)	30.40	30	31.20	30.80
	D _{max} (Gy)	32.64	33	32	31.75

Tableau 5 : Les doses aux PTV dans la 2^{ème} patiente.

La 3 ^{ème} patiente	Doses reçues	Tolérances	Conventionnelle	Conformationnelle 4/4	Conformationnelle 4/8
PTV1	D _{min} (Gy)	41.80	39.15	43.25	42.24
	D _{max} (Gy)	44.88	43.25	44.05	44.66
PTV2	D _{min} (Gy)	30.40	29.75	31.04	31.36
	D _{max} (Gy)	32.64	31.64	31.68	32.57

Tableau 6 : Les doses aux PTV dans la 3^{ème} patiente.

VI.3.2 Les résultats de planification de traitement 2D :

Les contraintes de dose de planification 2D RT conventionnelle pour les trois patientes :

Patiente N=1	Parois rectale	Parois vésicale	Tête fémoral
RT Conventionnelle	$V_{60\text{ Gy}} = 42.16\%$	$V_{40\text{ Gy}} = 81.30\%$	$V_{50\text{ Gy}}D = 05.5\%$
	$V_{70\text{ Gy}} = 30.34\%$	$V_{45\text{ Gy}} = 77.15\%$	
	$V_{74\text{ Gy}} = 25.20\%$	$V_{60\text{ Gy}} = 45.13\%$	$V_{50\text{ Gy}}G = 05\%$
		$V_{70\text{ Gy}} = 40.82\%$	

Tableau 7 : Les contraintes de dose des OAR de 1^{er} patiente en 2D.

Patiente N=2	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conventionnelle	$V_{60\text{ Gy}} = 46\%$	$V_{40\text{ Gy}} = 100\%$	$V_{50\text{ Gy}}D = 4\%$
	$V_{70\text{ Gy}} = 26\%$	$V_{45\text{ Gy}} = 100\%$	
	$V_{74\text{ Gy}} = 20\%$	$V_{60\text{ Gy}} = 99\%$	$V_{50\text{ Gy}}G = 4\%$
		$V_{70\text{ Gy}} = 95\%$	

Tableau 8: Les contraintes de dose des OAR de 2^{ème} patiente en 2D.

Patiente N=3	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conventionnelle	$V_{60\text{ Gy}} = 60\%$	$V_{40\text{ Gy}} = 100\%$	$V_{50\text{ Gy}}D = 09.5\%$
	$V_{70\text{ Gy}} = 20\%$	$V_{45\text{ Gy}} = 99.5\%$	
	$V_{74\text{ Gy}} = 12\%$	$V_{60\text{ Gy}} = 96\%$	$V_{50\text{ Gy}}G = 06.5\%$
		$V_{70\text{ Gy}} = 94\%$	

Tableau 9 : Les contraintes de dose des OAR de 3^{ème} patiente en 2D.

VI.3.3 Les résultats de planification de traitement 3D :

Les contraintes de dose de planification 3D RTC conformationnelle :

a) Technique 4/4 faisceaux :

Patiente N=1	Parois rectale	Parois vésicale	Tête fémoral
RT Conformationnelle (technique 4/4 champs)	$V_{60\text{Gy}} = 30\%$	$V_{40\text{Gy}} = 39\%$	$V_{50\text{Gy}}D = 01\%$
	$V_{70\text{Gy}} = 15\%$	$V_{45\text{Gy}} = 30\%$	
	$V_{74\text{Gy}} = 04\%$	$V_{60\text{Gy}} = 21\%$	$V_{50\text{Gy}}G = 01.5\%$
		$V_{70\text{Gy}} = 16\%$	

Tableau 10: Les contraintes de dose des OAR de 1^{er} patiente en 3D (4/4 faisceaux).

Patiente N=2	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conformationnelle (technique 4/4 champs)	$V_{60\text{Gy}} = 45\%$	$V_{40\text{Gy}} = 40\%$	$V_{50\text{Gy}}D = 2\%$
	$V_{70\text{Gy}} = 23\%$	$V_{45\text{Gy}} = 30\%$	
	$V_{74\text{Gy}} = 05\%$	$V_{60\text{Gy}} = 40\%$	$V_{50\text{Gy}}G = 1\%$
		$V_{70\text{Gy}} = 22\%$	

Tableau 11: Les contraintes de dose des OAR de 2^{ème} patiente en 3D (4/4 faisceaux).

Patiente N=3	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conformationnelle (technique 4/4 champs)	$V_{60\text{Gy}} = 46\%$	$V_{40\text{Gy}} = 42\%$	$V_{50\text{Gy}}D = 2\%$
	$V_{70\text{Gy}} = 24\%$	$V_{45\text{Gy}} = 36\%$	
	$V_{74\text{Gy}} = 3\%$	$V_{60\text{Gy}} = 47\%$	$V_{50\text{Gy}}G = 5\%$
		$V_{70\text{Gy}} = 24\%$	

Tableau 12: Les contraintes de dose des OAR de 3^{ème} patiente en 3D (4/4 faisceaux).

b) Technique 4/8 faisceaux :

Patiente N=1	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conformationnelle (technique 4/8 champs)	$V_{60\text{Gy}} = 25\%$	$V_{40\text{Gy}} = 33\%$	$V_{50\text{Gy}}D = 00\%$
	$V_{70\text{Gy}} = 12\%$	$V_{45\text{Gy}} = 31\%$	
	$V_{74\text{Gy}} = 02\%$	$V_{60\text{Gy}} = 22\%$	$V_{50\text{Gy}}G = 00\%$
		$V_{70\text{Gy}} = 20\%$	

Tableau 13: Les contraintes de dose des OAR de 1^{er} patiente en 3D (4/8faisceaux).

Patiente N=2	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conformationnelle (technique 4/8 champs)	$V_{60\text{Gy}} = 49\%$	$V_{40\text{Gy}} = 30\%$	$V_{50\text{Gy}}D = 0\%$
	$V_{70\text{Gy}} = 23\%$	$V_{45\text{Gy}} = 28\%$	
	$V_{74\text{Gy}} = 05\%$	$V_{60\text{Gy}} = 22\%$	$V_{50\text{Gy}}G = 0\%$
		$V_{70\text{Gy}} = 21\%$	

Tableau 14: Les contraintes de dose des OAR de 2^{ème} patiente en 3D (4/8faisceaux).

Patiente N=3	Parois rectale	Parois vésicale	Têtes fémorales
RT Conformationnelle (technique 4/8 champs)	$V_{60\text{Gy}} = 41.5\%$	$V_{40\text{Gy}} = 35\%$	$V_{50\text{Gy}}D = 03\%$
	$V_{70\text{Gy}} = 16.5\%$	$V_{45\text{Gy}} = 32\%$	
	$V_{74\text{Gy}} = 02.5\%$	$V_{60\text{Gy}} = 43.5\%$	$V_{50\text{Gy}}G = 03\%$
		$V_{70\text{Gy}} = 22\%$	

Tableau 15: Les contraintes de dose des OAR de 3^{ème} patiente en 3D (4/8faisceaux).

VI.4 Discussion des résultats

Nous avons pu étudier les résultats obtenus pour trois patientes atteintes d'un cancer du col utérin qui disposaient de coupes Scanner numériques. Ces résultats ont été obtenus en appliquant trois balistiques de traitement différentes avec une planification en deux dimensions et trois dimensions.

De manière générale, les résultats montrent un net avantage dans la protection des organes à risque en utilisant la radiothérapie conformationnelle 3D avec cependant, un meilleur respect des contraintes de doses reçues par les organes à risque pour la technique 3D utilisant 4 et 8 faisceaux.

Nous remarquerons que les balistiques 3D conduisent à délivrer une dose homogène aux 2 volumes cibles alors que dans le cas de la technique conventionnelle (2D), les doses délivrées ne sont pas en accord avec les recommandations de l'ICRU.

Certains dépassements des contraintes de doses aux organes à risque pourraient être dus au mauvais choix des balistiques d'irradiation ou à une prescription inadéquate.

Conclusion générale

Conclusion générale :

Le travail que nous avons élaboré a pour l'objectif la démonstration du grand avantage dans l'utilisation de la radiothérapie conformationnelle pour le traitement du cancer du col utérus. Pour cela nous avons d'abord exposé les différentes étapes de traitement par radiothérapie 2D et par radiothérapie conformationnelle 3D tout en montrant la nécessité d'un certain nombre de moyens matériels à mettre à disposition pour pouvoir passer à une planification de traitement 3D et bien sur il faut bien préciser qu'il est indispensable de procéder avant tout traitement au contrôle de la qualité des équipements de simulation et de traitement. Ainsi les résultats obtenus lors de la qualité de ces équipements du CAC du Blida nous ont montré des écarts dans les tolérances édictées par le protocole internationaux.

Sur ce, la comparaison des résultats, dans la planification 2D et 3D chez trois patientes et en utilisant trois balistiques différentes, montre 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.

Référence :

- [01] Anaes, Service évaluation technologique, Service évaluation économique.
« Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité » Mai 2003.
- [02] Julian ITZCOVITZ, Didier DORMONT « Scanographie à rayons X. »
Janvier 2002.
- [03] Myriam COULIBALY et Boris ; « évolution technologique en
radiothérapie externe » GEYNET DESS TBH Année 2000 – 2001.
- [04] Bezoubiri fethi , « détermination expérimentale de la distribution de la dose
neutronique autour d'un accélérateur linac médical » université des sciencs et de
la technologie houari boumadine (USTHB).
- [05] M.MORELLE « analyse et perspective d'un nouvel algorithme de calcul
en mode photon » université catholique de Louvain.
- [06] Alain Noël, Albert Lisbona, Thierry Sarrazin Société Française de
radiothérapie Oncologique 18ème congrès national, « Dosimétrie in vivo-Record
& Verify » Paris, 28 – 30 novembre 2007.
- [07] Nassirou arouna, « utilisation des fantômes solide pour la dosimétrie des
faisceaux de photons de haut énergie » université des sciencs et de la
technologie houari boumadine (USTHB).
- [08] RADIOPROTECTION : 'Principes et utilisation des dosimètres
individuels', Octobre 2001. Université de Liège – SUCPR – Service
Universitaire de Contrôle Physique des Radiations.
- [09] Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de photons.
- [10] ICRU 62. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy
(supplement to ICRU report 50), report 62, Bethesda. États-Unis. 1999.
- [11] D. Lefkopoulos^{1,2}, J.N. Foulquier^{1,2}, Y. Petegnief^{1,3}, E. Touboul². « Aspects
physiques et méthodologiques de l'imagerie multimodalités et principes de
planification dosimétrique pour la radiothérapie conformationnelle
Tridimensionnelle » Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous
droits réservés, Cancer/Radiother 2001.

- [12] D, Kouamé, « Quantification des données TEP pour la caractérisation temporelle des tumeurs » Université Paul Sabatier, Toulouse, Laboratoire IRIT - Toulouse, équipe TCI.
- [13] P. Sevret ^a, N. Magné^a, C. Chargari ^a, A. Beaudré ^a, R. Ferrand ^b, J.-L. Habrand^{a,b} « Un système de contention original applicable à l'hadronthérapie » Département de radiothérapie, institut Gustave-Roussy, France Centre de protonthérapie, institut Curie, campus universitaire, Orsay, France.
- [14] M. Haz-Edine Assemblal le 11 janvier 2010 doctorat de l'université de CAEN/BASSE- Normandie.
- [15] Société Française de Radiothérapie Oncologique «guide des procédures de radiothérapie externe 2007 ».
- [16] J. Chavaudra*, A. Bridier' Définition des volumes en radiothérapie externe' rapports ICRU 50 et 62 Service de physique, institut Gustave-Roussy, 94805 Villejuif cedex, France.
- [17] Patrick VASSAL, de l'Université Joseph Fourier - Grenoble (mars 1992) « fusion d'image multi-modales pour la radiothérapie conformationnelle : application au repositionnement de patient ».
- [18] ATOUI Hussein, Ecole d'informatique et informatique pour la société(IIS) « Inférence de radiographies numériques par déformations Locales ».
- [19] La lutte contre le cancer du col de l'utérus « Guide des pratiques essentielles » (NLM classification: WP 480) 'Organisation mondiale de la Santé 2007'.
- [20] Jean Marc Classe, CRLCC, Nantes Cancer Gynécologiques, DUOnco Gériatrie.
- [21] Philippe MAINGON, Isabelle BARILLOT, Gilles HOUVENAEGHEL « Cancer du col utérin (147a) ». Université Médicale Virtuelle Francophone Polycopié national de cancérologie Novembre 2005.
- [22] O. Bauduceau^aP. Pons^a, F. Campana^b, M. Bollet^b, L. Romero^a and M. Fayolle^a « Comparaison simulation classique-simulation virtuelle au cours d'une irradiation mammaire : étude prospective sur 14 patientes ».
- [23] Pr Baldauf « tumeur d col l'uterin » Faculté de Médecine de Strasbourg 'Année 2005-2006'.

- [24] Julien Wojak, Elsa Angelini, Isabelle Bloch, « Segmentation multimodale de tumeurs pulmonaires et de ganglions lymphatiques par une méthode variationnelle ». Institut Télécom, Télécom Paristech, CNRS UMR France.
- [25] M^{elle} NORA FERGANE, « Dosimétrie de référence des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie utilisés en radiothérapie » université des sciences et de la technologie houari boumadine (USTHB), ALGER.
- [26] IAEA-TECDOC-1588, May 2008. « Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy ».
- [27] Edith BRIOT. J, Marc DENIS. G, GABORIAUD. Frédéric LAFAY. M, TOMSEJ « Contrôle de qualité des collimateurs multilâmes » Rapport S.F.P.M. n° 20 - 2003. Edité par: Société Française de Physique Médicale.
- [28] L. Moureau-Zabotto a, E. Touboul a,* , D. Lerouge a, E. Deniaud-Alexandre a, D. Grahek b, J.N. Foulquier a, Y. Petenief b, B. Grès a, H. El Balaa a, K. Kerrou b, F. Montravers b, « Tomographie par émission de positons et fusion d'images de simulation virtuelle par tomodensitométrie ».