Université Ferhat ABBAS - Setif 1
Faculté des Sciences

جامعة فرحات عباس سطيف 1
كلية العلوم

Soutenance de Doctorat LMD

Spécialité : Radiophysique et Imagerie Biomédicale

Par

KHOUDRI Saad

Intitulé de la thèse

Evaluation dosimétrique clinique des accélérateurs Clinac-iX miroirs

Devant le jury

AZIZI HACENE	**Pr**	**UFAS 1**	**Président**
CHAOUI ZINE EL ABIDINE	**Pr**	**UFAS1**	**Rapporteur**
LOUNIS MOKRANI ZAHRA	**Ch.Ex.Senior (HDR)**	**CRNA**	**Examinateur**
BELAFRITES ABDELFETTAH	**Pr**	**Univ. JIJEL**	**Examinateur**

Soutenu le 04/02 /2023

REMERCIEMENTS

Je remercie particulièrement **Pr Chaoui** qui a promu mon travail et m'a fait bénéficier de ces remarques et critiques fructueuses; qu'il veuille bien trouver ici l'expression de ma sincère gratitude. Merci de votre gentillesse, votre patience et vos précieux conseils. J'ai beaucoup apprécié travailler à vos cotés tant sur le plan scientifique que sur le plan humain. Je garde toujours beaucoup de plaisir à discuter avec vous et à bénéficier de vos conseils.

Je remercier vivement l'ensemble du jury pour l'intérêt porté à ce travail : **Pr AZIZI HACENE, LOUNIS MOKRANI ZAHRA Chercheur Expert Senior (HDR), Pr BELAFRITES ABDELFETTAH** pour avoir accepté d'être examinateurs de mes travaux et pour les remarques pertinentes. **Pr AZIZI** pour tenu le rôle de président.

Je remercie **Mon père**, pour m'avoir inculqué, tout petit, les valeurs de la vie. J'entends encore tes paroles sages m'enseigner les vertus du travail, du respect, de l'honnête qui font qu'aujourd'hui je suis arrivé la ou je suis. Ma réussite aujourd'hui est aussi tienne.

Je dédié ce travail de Thèse de Doctorat à **ma famille**. Merci pour votre soutien inconditionnel, vos encouragements, pour votre patience et pour votre support qui n'ont jamais faibli quelle que soit la situation dans laquelle vous nous trouviez. Merci de m'avoir aidé à devenir la personne que je suis ce n'est pas fini, je ne compte pas m'arrêter encore.

Et je n'oublierai pas cette fois de remercier **ma femme et mon fils**, sans lesquels ma vie serait bien terne.

Table des matières

Sommaire …….....i

Liste des abréviations……...v

Liste des tableaux.....vi

Liste des figures.....viii

Introduction Générale……..1

Chapitre I : Méthodologie d'analyse des machines jumelles

I.1. Introduction ……..…….……...5

I.2 Principe de fonctionnement d'un accélérateur d'électrons Clinac-iX….....8

I.2.1 Historique du détecteur EPID a-Si ……..….....11

I.2.1.1 Composition et principe de fonctionnement de L'EPID aS100…….11

I.3 Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux photons……13

I.3.1Qualité d'un faisceau de photon de haute énergie (Q)…….....14

I.3.1.1 Détermination directe « la distance source-chambre est constante »….14

I.3.1.2 Méthode indirecte en fonction des rendements en profondeurs…….15

I.3.2.Rendement en profondeur (PDD)……15

I.3.3.Facteur de Dose Relative (output)……16

I.3.4.Profils de dose……...17

I.3.5.Transmission à travers les lames (MLC)……..…18

I.3.6. Ecart interlame dosimétrique……...20

I.4. Caractéristiques des faisceaux d'électrons thérapeutique…….……21

I.4.1 Faisceaux des électrons en radiothérapie externe……21

I.4.2 Energie et spectre d'énergie…….…….…..21

I.4.3 Distribution de la dose sur l'axe du faisceau…….……...22

I.4.3.1. Rendement en profondeur (RP ou PDD).....22

I.4.3.2. Différents paramètres du RP……..……...24

I.4.3 .3. Pénombre et applicateurs……..…25

Table des matières

Chapitre II : Mesures dosimétriques effectuées sur trois Clinac-iX

II.1 Objectif ……..28

II.2 Matériels et méthodes……....28

II.2.1 Cuve à eau automatique 3D……...28

II.2.1.1 Logiciel d'acquisition de données Mephysto mc^2……....30

II.2.1.2 Le contrôleur……....31

II.2.1.3 Electromètre Tandem……31

II.2.2 Les chambres d'ionisation utilisées……32

II.2.3 Electromètre UNIDOS Webline……35

II.3 Méthode de mesures……...36

II.3.1 Montage expérimental de l'explorateur fantôme 3D MP3……..36

II.3.1.1 Mesures dosimétriques en mode photons……38

II.3.1.1 .1 Mesures d'écart inerlames dosimétriques (DLG)……39

II.3.1.1 .2 Facteurs de diffusion totale du collimateur et mesures de diffusion de la tête……40

II.3.1.2 Mesures dosimétriques en mode d'électrons……..41

II.3.1.3 Analyses statistiques……41

II.4 Interprétation des résultats.....45

II.5 Discussions……54

Chapitre III: Impact clinique des Clinac-iX jumelles : cas de dosimétrie 3D (Sein, Prostate)

III.1 Radiothérapie Conformationnelle 3D……..57

III.1.1Etapes de la planification d'un traitement de radiothérapie……...58

III.2 Volumes définis par l'ICRU pour la radiothérapie RC3D……..59

III.2.1 La spécification de la dose……...61

III.3 Possibilité de déplacer des patients traités en RC3D d'un Clinac iX à l'autre……..62

III.3.1 Machine jumelles (03 Clinac-iX)……62

III.3.2 Evaluation des paramètres dosimétriques du PTV et OAR……...63

III.3.2.1 Paramètres dosimétriques du PTV et OAR (cas cancer du sein)…….63

Table des matières

III.3.2.1.1 Rappel anatomique……63
III.3.2.1.2 Description de la technique RC3D mono-isocentrique…..65
III3.2.1.3 Indices dosimétriques et géométriques……...66
III.3.2.1.3.1 L'histogramme dose volume (HDV)……66
III.3.2.2 Résultats d'analyse des paramètres dosimétriques (PTV et OAR)….69
III.3.2.2.1 Analyse quantitative (cas du cancer du sein...…….69
III.3.2.2.1 Analyse qualitative (cas du cancer du sein)……77
III.3.2.3 Paramètres dosimétriques du PTVet OAR cancer de la prostate…..78
III.3.2.3.1 Rappel anatomique……78
III.3.2.3.2 Balistique et prescription médicale……79
III.3.2.3.3Résultats d'analyse des paramètres dosimétriques
(PTV et OAR)……80
III.3.2.3.3.1 Analyse quantitative (cancer de la prostate)…..80
III.3.2.3.3.2 Analyse qualitative (cancer de la prostate)……87
III.4 Conclusion et discussions……..88

Chapitre IV: Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

IV.1 Evolution de la radiothérapie……90
IV.2 Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (IMRT)……92
IV.2.1 Planification inverse……94
IV.2.2 Les Techniques d'IMRT par faisceaux stationnaires……..97
IV.2.3 Les Algorithmes d'optimisations……100
IV.2.3.1 La Fonction Objectif……100
IV.2.3.2 Les critères d'optimisation……100
IV.2.3.3 Les différentes méthodes d'optimisation……101
IV.2.3.3.1 La technique du Gradient……101
IV.2.3.3.2 Le recuit simulé……..102
IV.3 Impact clinique des ClinaciX : cas d'IMRT ORL et Prostate……..102
IV.3.1 IMRT ORL……102
IV.3.1.1 Recommandations ICRU 83……103
IV.3.1.1.1 Les volumes à traiter……..104

Table des matières

IV.3.1.1 .2 Les volumes à protéger……105
IV.3.1.2 Planification d'un cas d'ORL (cavum)……106
IV.3.1.2.1 Prescription de dose……106
IV.3.1.2.2 Optimisation……107
IV.3.1.3 Résultats et analyse qualitative d'un cas d'ORL……110
IV3.1.3.1 Analyse des courbes isodoses……110
IV3.1.3.2 Analyse des histogrammes doses volumes……111
IV.3.2 IMRT hypofractionnée cas du Cancer de la prostate localisé……112
IV.3.2.1 Balistique d'irradiation et prescription……113
IV.3.2.2 Résultats et analyse qualitative d'un cas de la prostate……114
IV.3.2.2.1 Analyse des courbes isodoses……114
IV.3.2.2.2 Analyse des histogrammes doses volumes……116
IV.4 Vérification en prétraitement de la dosimétrie par EPID……117
IV.4.1 Caractéristiques dosimétriques de l'EPID aS1000……117
IV.4.1.1 Calibration des images en niveaux de gris……117
IV.4.1.2 Calibration des images en dose……117
IV.4.1.3 Répétabilité et Reproductibilité……118
IV.4.1.4 Vérification de la linéarité de la réponse du détecteur aS1000 en fonction du nombre d'UM……119
IV.4.1.5 Variation de la réponse du détecteur aS1000 en fonction de la DSD.120
IV.4.2 Validation de l'algorithme de prédiction d'image portale en dose (PDIP)……120
IV.4.2.1 Tests spécifiques……121
IV.4.2.1.1 Test de la chaise……122
IV4.2.1.2 Test Flat fluence……123
IV4.2.1.3 Schéma Aida……124
IV.4.3 Vérification du plan ORL fortement modulés (ORL)……125
IV.4.4 Résultats et discussions……129
Conclusions Générale et perspectives……131
Bibliographie……133
Annexe : publication d'article……146

Liste des abréviations

PDD : Percentage Dose Depth
RDF : Relative Dose Factor
ICRU : International Commission on Radiation Units and measurements

DSD : Distance Source Détecteur

DSI : Distance Source Isocentre

DSC : Distance Source Chambre

DSS : Distance Source Surface

DCI : Distance Collimateur Isocentre

DSP : Distance Source Peau

EPID: Electronic Portal Imaging Detector

MLC: Multi leaf Collimator

TPS : Treatment Planning System

TPR : Tissu Phantom Ratio

RP : Rendement en Profondeur

RTC3D: Radiothérapie Conformationnelle Tridimensionnelle

IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy

TNM: Tumeur, Ganglion, Metastases
GTV: Gross Tumor Volume
CTV: Clinical Target Volume

PTV: Planning Target Volume

OAR: Organe à Risque

HDV : Histogramme Dose Volume

AAA : Anisotropic Analytical Algorithm

UM: Unité Monitoring

GOD: Globe Oculaire Droit

GOG: Globe Oculaire Gauche

NPD: Nerf Optique Droit

NPG: Nerf Optique Gauche

OIG: Oreille Iinterne Gauche

OID: Oreille Interne Droite

DLG : Dosimetric Leaf Gap

aS : amorphe Silicium

Liste des tableaux

Chapitre II

Tableau 2.1 : Spécifications techniques des quatre chambres d'ionsation PTW

Tableau 2.2 : Variation des paramètres dosimétriques des faisceaux de photons 6 MV issus des 03 Clinac-iX

Tableau 2.3 : Variation des paramètres dosimétriques des faisceaux de photons 18 MV issus des 03 Clinac-iX

Tableau 2.4 : Analyse du profil du faisceau pour trois accélérateurs linéaires Clinac-iX

Tableau 2.5 : Variation des paramètres Physiques pour les faisceaux d'électrons 6, 9, 12, 16 et 20 MeV issus des 03 Clinac-iX

Chapitre III

Tableau 3.1 : Définition des indices de conformation.

Tableau 3.2 : Contraintes de doses pour le PTV et OAR

Tableau 3.3 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente1_Sein

Tableau 3.4 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente2_Sein

Tableau 3.5 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente3_Sein

Tableau 3.6 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 4_Sein

Tableau 3.7 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 5_Sein

Tableau 3.8 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 6_Sein

Tableau 3.9 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 7_Sein

Tableau 3.10 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 8_Sein

Tableau 3.11 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 9_Sein

Tableau 3.12 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 10_Sein

Tableau 3.13 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 11_Sein

Tableau 3.14 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 12_Sein

Tableau 3.15 : Objectifs pour les différents organes à risque schéma étalement classique (cas de prostate)

Tableau 3.16 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 01_Prostate

Tableau 3.17 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 02_Prostate

Tableau 3.18 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 03_Prostate

Tableau 3.19 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 04_Prostate

Liste des tableaux

Tableau 3.20 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 05_Prostate

Tableau 3.21: Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 06_Prostate

Tableau 3.22 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 07_Prostate

Tableau 3.23 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 08_Prostate

Tableau 3.24 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 09_Prostate

Tableau 3.25 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 10_Prostate

Tableau 3.26 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 11_Prostate

Tableau 3.27 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 12_Prostate

Chapitre IV

Tableau 4.1 : Principales différences entre la RTC-3D et la RCMI

Tableau 4.2 : Avantages et inconvénients des deux techniques de RCMI

Tableau 4.3 : Avantages et inconvénients de gradients conjugue et de recuit simule

Tableau 4.4 : Les différentes angulations des faisceaux du plan IMRT

Tableau 4.5 : Prescription médicale selon le protocole CHAO

Tableau 4.6 : Synthèse de contraintes de doses habituellement proposées pour différents organes à risque lors d'une irradiation des voies aérodigestives supérieures

Liste des figures

Chapitre I

Figure 1.1 : Une vue globale du dispositif section accélératrice et tête d'un accélérateur linéaire (Varian ClinaciX) (A), schéma des éléments de production du faisceau (B).

Figure 1.2 : Système d'imagerie portale électronique EPID as1000 embarquée déplié sur un ClinaciX.

Figure 1.3 : Coupe d'un détecteur portal électronique au silicium amorphe. On distingue les différentes couches : une couche de métal de 1 mm (généralement du cuivre), une couche scintillante de phosphore (0.48 mm) et la matrice de photodiodes au silicium amorphe qui collecte la lumière

Figure 1.4 : Géométrie de définition des différentes fonctions dosimétriques. DSP, DSA, DSD, correspondent à la distance source peau, distance source axe (isocentre) et distance source détecteur (point d'intérêt) respectivement. A est la taille du champ. Pour les irradiations isocentriques : DSD = DSA. Pour les irradiations non isocentriques : DSP=DSA

Figure 1.5 : Schéma des conditions d'obtention de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$

Figure 1.6 : Rendement de dépôt d'énergie selon l'axe du faiseau (rendement en profondeur).

Figure 1.7 : Schéma des conditions d'obtention du S_C (HS_C) et du S_{CP} (TSCF)

Figure 1.8 : Courbe de profile de dose transverse(A), Profil diagonal(B)

Figure 1.9 : Schéma de la structure des lames du collimateur Varian Millenium MLC120 (A). Apparition d'une zone de sous-dosage due à la géométrie en créneaux des lames (B).

Figure 1.10 : A. Faisceau de rayonnement B. Lame MLC C. Extrémités lames arrondies D. Valeur de l'écart interlame dosimétrique E. Dose transmise au travers d'extrémités de lames de DMLC arrondies et fermées F. Dose transmise par les lames du MLC G.

Figure 1.11 : Spectre énergétique d'un faisceau d'électron à la sortie de l'accélérateur (a), à l'entrée du fantôme (b) et à une profondeur z (c) (ICRU 1984). Spectre d'énergie Simulée de 9 MeV délivré par l'accélérateur Varian iX du CLCC de Sétif.

Figure 1.12 : Rendement en profondeur de faisceaux d'électrons de différentes énergies comprises entre 6 et 20 MeV issu d'un Clinac-iX

Figure 1.13 : Différents paramètres du rendement en profondeur d'un faisceau d'électrons (Brahme and Svensson 1976)

Liste des figures

Figure 1. 14 : Applicateurs de type Varian de tailles de champs de 6 x 6 cm^2 à 25 x 25 cm^2

Chapitre II

Figure 2.1 : Les composants du système MP3(A), Photo et schéma descriptif du système MP3(B), système de positionnement des détecteurs TRUFIX (C)

Figure 2.2 : Software Mephysto mc^2 d'acquisition des données faisceaux

Figure 2.3 : Schéma du branchement du contrôleur

Figure 2.4 : Electromètre Tandem PTW

Figure 2.5 : Boitier de commande portatif

Figure 2.6 : Schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre

Figure 2.7 : Chambres d'ionisation cylindriques utilisées comme outils de mesure dosimétriques

Figure 2.8: Electromètre UNIDOS webline PTW (A), mini fantôme ESTRO (B)

Figure 2.9: Montage des mesures de dose relative par l'explorateur fantôme 3D PTW

Figure 2.10: Chambre mobile sur les bras (cercle vert), chambre de référence fixe en bord du champ (cercle rouge)

Figure 2.11 : Montage de mesures facteurs de diffusion de la tête (HSc)

Figure 2.12 : Rendements en profondeur pour des faisceaux de photons 6MV, issus des 03 Clinac-iX

Figure 2.13 : Rendements en profondeur pour des faisceaux de photons 18 MV, issus des 03 Clinac-iX

Figure 2.14 : TSCF et HSc en fonction de la taille de champs issus des trois Clinac-iX énergie 6MV

Figure 2.15 : TSCF et HSc en fonction de la taille de champs issus des trois Clinac-iX énergie 18MV

Figure 2.16 : Profils de doses transverses pour le faisceau de 6MV issus des trois Clinac-iX

Figure 2.17 : Profils de doses transverses pour le faisceau de 18MV issus des trois Clinac-iX

Figure 2.18 : Profils de doses diagonaux pour le faisceau de 6MV(A) et 18MV(B) issus des trois Clinac-iX.

Figure 2.19 : Rendements en profondeur pour des faisceaux d'électrons 6,9,12,16 et 20 MeV issus des 03 Clinac-iX (A) applicateur 6x6 cm², (B) applicateur 25x25 cm²

Figure 2.20 : Profil dans l'air pour un champ ouvert 40 x40 cm² pour les faisceaux d'électrons 9, 12 MeV issus des 03 Clinac-iX

Chapitre III

Figure 3.1 : Scanner dosimétrique SIEMENS SOMATOM (A), TPS de type Eclipse (B)

Figure 3.2 : caches plombés personnalisés (A), collimateur multilames MLC (B)

Figure 3.3 : Représentation des principaux volumes définis dans les rapports ICRU50 (A), et ICRU 62 (B)

Figure 3.4 : Point ICRU recommandé par le rapport ICRU 50 et 62

Figure 3.5 : Anatomie de la glande mammaire

Figure 3.6 : Réseau lymphatique du sein

Figure 3.7 : Classification de TNM et stades des cancers du sein

Figure 3.8 : Positionnement de l'isocentre entre la paroi thoracique et la région ganglionnaire

Figure 3.8 : Indices dosimétriques du PTV

Figure 3.9: Variation non significative l'indice d'homogénéité pour les trois Clinac-iX

Figure 3.10: Variation non significative l'indice couverture pour les trois Clinac-iX

Figure 3.11: Représentation du même nombre d'UM pour les trois Clinac-iX

Figure 3.12 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas du sein) des trois machines

Figure 3.13 : Anatomie de la prostate

Figure 3.14 : Balistique de traitement en RC3D avec 07 faisceaux coplanaires

Figure 3.15 : Variation non significative l'indice d'homogénéité pour les trois Clinac-iX

Figure 3.16 : Variation non significative l'indice couverture pour les trois Clinac-iX

Figure 3.17 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas de la prostate) des trois machines

Liste des figures

Chapitre IV

Figure 4.1 : La position du champ d'irradiation en radiothérapie conventionnelle est définie à l'aide de structures osseuses particulières (A), en radiothérapie conformationnelle les faisceaux sont ajustés pour irradier une zone réduite au minimum(B), l'utilisation de faisceaux modulés permet d'ajouter une liberté supplémentaire dans la définition du faisceau en jouant sur l'intensité de rayonnement dans n'importe quel point du faisceau(représenté ici par des niveaux de gris différents) (C).

Figure 4.2 : Evolution de la radiothérapie conventionnelle vers la radiothérapie Conformationnelle avec modulation d'intensité

Figure 4.3 : A. : Exemple de champ homogène obtenu en technique Conformationnelle et B. : Exemple de champ modulé obtenu en IMRT

Figure 4.4 : Etapes principales de la planification de plans de traitements de manière classique (planification directe, à gauche) et pour la modulation d'intensité (planification inverse, à droite).

Figure 4.5: Illustration des effets de la modulation de l'intensité sur la distribution de dose et la protection des OARs

Figure 4.6: IMRT type step and shoot

Figure 4.7: IMRT type sliding window

Figure 4.8 : Principe des algorithmes d'optimisation par la technique du gradient (à gauche) et par la technique du recuit simulé (à droite). x est la variable à optimiser pour obtenir le minimum de la fonction objectif F(x).

Figure 4.9 : Les volumes d'intérêt en radiothérapie

Figure 4.10 : Représentation les organes à risque

Figure 4.11 : Fenêtre d'optimisation

Figure 4.12 : Etablissement des contraintes d'optimisation

Figure 4.13 : Illustrations sur les mêmes coupes la distribution de dose obtenue pour un cas d'ORL issus des trois Clinac-iX

Figure 4.14 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas d'ORL) des trois machines

Figure 4.15 : Chevauchement du volume tumoral (prostate) et des organes à risques

Liste des figures

Figure 4.16 : Balistique d'irradiation en IMRT avec 07 faisceaux coplanaires

Figure 4.17 : Distribution de dose sur les trois plans pour un cas de la prostate localisé issus des trois Clinac-iX

Figure 4.18 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas d'ORL) des trois machines

Figure 4.19 : Mesure de répétabilité de l'EPID aS 1000 pour 6 MV

Figure 4.20 : Variation de la réponsede l'EPID aS1000 en fonction du nombre d'unités moniteur

Figure 4.21 : Variation de la réponsede l'EPID aS1000 en fonction en fonction de la DSD.

Figure 4.22 : Etapes de la dosimétrie Portale

Figure 4.23 : Profils de dose (Aida) inplane et crossplane superposés assurant le calcul correct du Kernel pour les trois Clinac-iX

Figure 4.24 : Profils de dose (Champ AP_P1_0) inplane légère une variation en crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Figure 4.25 : Profils de dose (Champ AP_P1_1) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Figure 4.26 : Profils de dose (Champ LAO_P1_0) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Figure 4.27 : Profils de dose (Champ LAO_P1_1) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Figure 4.28 : Profils de dose (Champ LPO_P1_0) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Figure 4.29 : Profils de dose (Champ LPO_P1_1) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Figure 4.30 : Profils de dose (Champ LPO1_P1_0) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Introduction Générale

Introduction générale

En 1896 Née la Radiothérapie juste après la découverte des rayons X le 08 novembre 1895 par le Physicien Allemand Conrad Röntgen[(1)]. Très tôt en envisagea l'utilisation des rayons X à des fins thérapeutique par le médecin français Georges Chicotot qui a mis en évidence des effets des rayons X sur les tissus sains et leur capacité de faire régresser les tumeurs cancéreuses et dans certains cas les stériliser .Au fil du temps, la Radiothérapie continue d'évoluer et progresser avec pour objectif de cibler de manière efficace et précise les tumeurs pour une meilleure prise en charge des malades atteints du cancer. Elle constitue un des trois piliers du traitement classique en cancérologie. La Radiothérapie est utilisée chez 60 à 70% des malades atteints de cancer. Dans environ 50% des cas la radiothérapie entraine la guérison qu'elle soit utilisée seule ou en association avec les autres thérapeutiques. Elle permet dans de nombreux cas de maintenir l'intégrité physique grâce à la conservation d'organes tels que le larynx, le rectum, le sein et l'utérus. En Algérie, il est intéressant de faire un bref historique de l'évolution de la Radiothérapie et d'en faire un parallèle comparatif avec d'autres pays. A l'indépendance en 1962, il n'existait dans le pays que deux centres de radiothérapie le Centre de Pierre et Marie Curie (CPMC) à Alger et le pavillon 10 à Oran pour une population totale de dix millions d'habitants. Cette insuffisance due initialement au contexte épidémiologique et aux choix stratégiques de politique en santé publique a perduré une trentaine d'années jusqu'à l'ouverture de nouveaux centres :

- 1987 au niveau de l'Hôpital Central de l'Armée (HCA) de Ain Naadja
- 1990 au CHU de Constantine et Centre de Lutte Contre le Cancer de Blida

La mutation rapide du paysage épidémiologique a alors révélé que le nombre d'appareils de traitement était nettement insuffisant et a généré une véritable crise de l'offre de soins en Radiothérapie. Un programme ambitieux de réalisation de Centre de Lutte Contre Le Cancer (CLCC) a alors été lancé. Plusieurs CLCC ont été ouverts mais tous les centres programmés ont connu d'énormes retards, certains n'ont toujours pas ouvert. L'ouverture de ces CLCC s'est faite progressivement :

Centre de Radiothérapie Emir Abdelkader (2009), Centre de Radiothérapie à Ouragla(2011) ,Centre de Sétif(2014) , Centre de Annaba (2015),Centre de Batna (2015)

Centres de Sidi Bel Abbés, Tlemcen ;(2017), Centre de Tizi Ouzou (2018)-Centres El Oued , Adrar et Bechar (2019).

L'Algérie a ainsi réalisé une grande avancée et de gros investissements aussi bien publics que privés dans le domaine de la radiothérapie. En effet, l'ouverture récente de plusieurs Centres de Lutte Contre Le cancer (CLLC) dans le secteur publics et dans le secteur privé a fait passer de 04 CLCC en 2010 à 22en 2020 (16 centres publics et 06 centres privés) équipés d'appareils de très haute technicité. En 2020, le nombre d'appareils de radiothérapie est de l'ordre de plus de soixante classant l'Algérie dans une bonne position selon les critères de l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA). Toutefois, selon les normes internationales, il devrait exister un accélérateur pour 15.000 Habitants ; soit un besoin pour l'Algérie avec 44 Millions d'Habitants allant de 150 à 200 accélérateurs. Le cancer constitue la maladie incontestablement la plus redoutée et elle assimilée à un véritable fléau moderne. Face à ce fléau qui est le cancer les pouvoirs publics ont décidés de mettre en place '' Un Plan National Cancer'' pour la période 2015-2019 vise à réduire à terme la morbidité et la mortalité de cette maladie. Le Cancer est un problème majeur de santé publique dans le monde. Selon l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), le nombre de nouveaux cas de cancer en 2012 est estimé à 14.1 millions et le nombre de décès à 8.2 millions. Il a été estimé en 2008 que 70% des décès par cancer dans le monde survenaient dans les pays en développement. La fréquence des cancers pourrait augmenter de 50% dans le monde avec 15 millions de nouveaux cas par an en 2020. A l'horizon 2030, il est prévu que le nombre de décès par cancer dans le monde s'élève à 13.1millions.

En Algérie selon l'enquête nationale de l'Institut National de Santé Publique (INSP), l'augmentation de l'incidence de cette maladie qui est passée de 80 nouveaux cas pour 100.000 habitants en 1990 à plus de 130 nouveaux cas pour 100.000 habitants en 2010 est significative et il prévisible qu'elle va progresser, pouvant atteindre rapidement 50.000 cas par an. Le service de Radiothérapie du Centre de Lutte Contre Le Cancer de Sétif est opérationnel depuis 14 juillet 2014 en traitant 2000 patients par an avec trois accélérateurs linéaires. Ayant trois machine jumelles ou miroirs peuvent se substituer en raison d'une panne soudaine ou de maintenance préventive sans nouvelle planification de traitement même dans le cas d'une radiothérapie complexe à modulation d'intensité (IMRT),

en assurant le traitement des patients pendant les temps d'arrêt de la machine. L'objectif principal de cette thèse est de soulever la problématique d'interruptions fréquente du fonctionnement normal des accélérateurs dues soit à des interventions de maintenance préventive, soit à des dommages matériels qui pourront impactés des multiples arrêts de traitement des patients. En effet pour pallier à ce sérieux problème, on envisage la possibilité de déplacer des patients d'un accélérateur à l'autre d'où la nécessité d'atteindre un écart tolérable entre la dose prescrite et la dose délivrée au volume cible lors du déplacement des patients d'un accélérateur à l'autre, une évaluation rigoureuse des différents paramètres d'assurance de qualité s'impose selon des aspects physiques , techniques et dosimétriques. En effet l'objectif du travail est de présenter une étude détaillée sur l'analyse des faisceaux équivalents en mode photons et électrons afin de certifier et de valider l'équivalence dosimétrique entre les trois Varian Clinac-iX utilisés dans notre centre.

Il est important de se rappeler qu'une modification de 7-10% de la dose délivrée à la tumeur peut influer notablement sur l'efficacité du traitement (ICRU N°24)[(2)]. De même, une variation de cet ordre dans la dose délivrée peut modifier sensiblement la fréquence et la gravité de la morbidité radio-induite.

Un recensement des observations concernant les doses efficaces et les doses excessives a conduit Herring et al (1971)[(3)] à conclure que l'appareillage doit permettre de délivrer au niveau du volume cible une dose qui ne s'écarte pas de plus de 5% de la dose prescrite – conclusion confirmée par un certain nombre d'études (ICRU N°24)[(2)].

La présente thèse subdivise en quatre chapitres : le premier chapitre est dédié à la méthodologie d'analyse des machines jumelles

Le deuxième chapitre portera sur des mesures dosimétriques réalisés autour des 03 accélérateurs Varian iX

Au cours du troisième chapitre, évaluation quantitative et qualitative des plans dosimétrique : cas de prostate et sein traités en technique conformationelle 3D

Dans le quatrième chapitre, on s'intéresse à la validation clinique des plans dosimétrique : cas de prostate, cas ORL traités par une technique innovante IMRT Slinding Windows (fenêtre glissante). La dernière partie est consacrée aux conclusions sur l'étude entreprise et les résultats obtenus.

Chapitre I

Méthodologie d’analyse des machines jumelles

Chapitre I : Méthodologie d'analyse des machines jumelles

I.1. Introduction

Le domaine de radiothérapie devrait connaitre une évolution importante. Elle est principalement due à l'augmentation de nouveaux cas et aux traitements tardifs ou reportés des patients. L'Algérie dispose trois registres du cancer validé par le Centre International de Recherche Contre le Cancer (CIRC). Selon l'Institut National de Santé Publique (INSP), le nombre de nouveaux cas été estimé à 50000 dont 14000 cancers du sein. Des actions adéquates ont été entreprises par le gouvernement algérien pour répondre aux principaux problèmes liés au cancer conformément aux recommandations de l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA). Vingt-quatre centres de traitement du cancer fonctionnent actuellement grâce au plan cancer algérien (2015-2019).

Récemment, notre Centre de Lutte Contre le Cancer de Sétif (Algérie) a été équipé de trois accélérateurs linéaires Varian (Varian Medical systems, Inc, Palo Alto, CA, USA) dénommés Clinac-iX1, Clinac-iX2 et Clinac-iX3. Les Clinac-IX possèdent deux faisceaux de photons d'énergies nominales de 6 et 18MV et cinq faisceaux d'électrons d'énergies de 6, 9, 12,16 et 20MeV. L'une de nos grandes priorités est de pouvoir maintenir l'efficacité du traitement. Ainsi il convient d'avoir des Linacs miroirs en effectuant une analyse des faisceaux équivalents*. Elle consiste en une étude de similarité entre les caractéristiques dosimétriques ; c'est-à-dire que ces caractéristiques doivent correspondre aux valeurs dosimétriques de référence dans un intervalle spécifié. Par conséquent, un examen dosimétrique détaillé est requis (Hrbacek et al. (2007)[(4)], Sarkar et al. (2013)[(5)]. Hrbacek et al. (2007)[(4)] ont présenté une évaluation quantitative de faisceau équivalent* en utilisant l'analyse gamma pour les faisceaux de photons et d'électrons des deux Varian Clinacs 2100C/D. Ils ont démontré que les faisceaux sont équivalents, 70% des courbes de profils sont effectivement conforment aux critères choisis. Sarka et al. (2013)[(5)] ont dérivé une formulation importante pour l'évaluation qualitative du faisceau équivalent* entre deux différents accélérateurs linéaires en étudiant les largeurs de bande pour déterminer le niveau de tolérance du faisceau équivalent* à partir des courbes de profil de faisceau ouvert et avec filtre en coin,

rendement en profondeur (PDD).

*Beam matching

Sjôtrôm et al. (2009)[6] ont étudié le concept des faisceaux équivalents sur plusieurs accélérateurs ; Bhangle et al. (2011)[7] ont présenté différents tests concordante après mise en service des deux accélérateurs siemens de type impression ONCOR ; Attalla et al. (2014)[8] ont comparé les facteurs d'ouverture collimateur, les facteurs coin, les profils de dose et les rendements en profondeur afin d'évaluer quantitativement les équivalences dosimétriques entre deux accélérateurs linéaires Siemens ONCOR. Seonghee et al.(2019)[9] indiquent que la plupart des établissements sont préoccupés par le déplacement des patients d'un accélérateur à l'autre en raison d'une panne brutale ou de l'augmentation du nombre de patients. Cependant, le déplacement des patients d'un accélérateur linéaire à un autre nécessite des considérations très prudentes puisque chaque accélérateur est mis en service individuellement. D'autres études ont évalué la variation dosimétrique entre différents accélérateurs linéaires malgré le fait que leurs faisceaux ne sont pas équivalents. Par exemple, dans les travaux de Krishnappan et al. (2018)[10], sur des faisceaux non équivalents issus de six machines Varian ont été utilisées ; lors de la dosimétrie sur des plans réalisés sur fantôme ou sur des patients, les différences dosimétriques ont été trouvées dans les limites de l'acceptabilité clinique. Les données de faisceau nécessaires à la modélisation des faisceaux dans le TPS dépendent du processus de mise en service. Il utilise des données dosimétriques mesurées et évaluées dans le but de vérifier la concordance entre l'accélérateur monté et des données de référence. L'utilisation de linacs à faisceaux indiscernables en les représentant avec le même ensemble de données dans le TPS peut ne pas être suffisamment sure et stricte pour garantir une correspondance optimale des faisceaux, cela est principalement dû au fait que les fabricants s'appuient sur des mesures relatives limitées à certains points de référence et non sur l'ensemble de l'analyse des courbes pour évaluer les critères de faisceau équivalent.

Dans certaines circonstances, même si les critères d'acceptation sont satisfaits, une interchangeabilité complète entre les linacs n'est toujours pas possible ; ceci est clairement montré par Sjôtrôm et al. (2009)[6], dans leur étude du concept faisceau équivalent pour huit accélérateurs VarianiX (en mode photons et électrons), ils ont confirmé que même si tous les accélérateurs satisfaisaient aux critères de « correspondance de faisceau fin » définis par le fournisseur, deux des huit accélérateurs présentaient une grande incohérence

non révélée par les conditions d'acceptation bien définies du fournisseur, alors que les six autres accélérateurs étaient raisonnablement miroirs[6]. Nécessitant des calculs TPS (un maillon important du processus de prise en charge des patients en radiothérapie) pour garantir que les accélérateurs sont dans une précision clinique satisfaisante. D'autres tests peuvent être effectués pour confirmer l'équivalence dosimétrique pour plus de paramètres et des techniques innovantes telles que la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) où de légères différences dans les facteurs de sortie ou MLC peuvent entraîner d'importantes incertitudes de dose et d'administration de dose [5,7]. Une autre étude a montré que l'incertitude 5% sur la dose délivrée entraînait une différence de 10% à 20% dans la probabilité de contrôle de la tumeur et jusqu'à 30% dans les probabilités de complications des tissus normaux [11]. A noter que certains incertitudes inévitables peuvent facilement s'accumuler dans la chaine de traitement [12] ; en conséquence, des restrictions de tolérance ont été recommandées [13,14]. De plus, les techniques actuelles de radiothérapie génèrent une incertitude de 3.9% hors incertitude liée aux calculs de dose[15]. De même, l'incertitude sur la dose administrée est de 04 % à 6.3 % lorsque l'incertitude sur la dose calculée est 1% à 5%. En revanche, un 3.5% dans la limite d'incertitude totale, pour le point de prescription de dose est suggéré 5% pour les autres points dans le volume de planification[16,17]. Le rapport de l'ICRU recommande une précision de ± 5%[2]. Les recommandations sur les restrictions d'incertitude tendent à prouver l'importance d'optimiser l'incertitude dans la chaine de traitement depuis la planification jusqu'à l'administration de la dose au patient[15-18] ; elle appelle à la nécessité de réduire l'incertitude lors de l'analyse de faisceau équivalent[4, 6,19].

Notre méthodologie d'analyse des machines miroirs ne se limite pas à l'évaluation de quelques points spécifiques sur la courbe d'ionisation préconisée par le fournisseur Varian. Notre étude d'analyse des faisceaux équivalents s'est basé sur la comparaison des paramètres dosimétriques en mode photons suivants : rendement en profondeur (PDD), planéité, symétrie et largeur de la pénombre des courbes de profils transverses, courbes de profils diagonaux, Dosimetric Leaf Gap (DLG), Facteur de transmission interlames du MLC, de l'Indice de qualité, Facteur de dose relative (RDF). En plus la comparaison des différents paramètres physiques en mode électrons : R_{100} : La profondeur du maximum de dose absorbée D_m, R_{50} : Profondeur du 50% de la dose max absorbée R90, parcours

thérapeutique Rp et profils de dose dans le milieu air . Caractéristiques dosimétriques de l'EPID AS1000 et configuration de l'algorithme PDIP, afin de valider des machines miroir par dosimétrie portale en utilisant des exemples cliniques de faisceaux IMRT dans le cas des cancers ORL et prostate (détaillé en chapitre IV).

I.2 Principe de fonctionnement d'un accélérateur d'électrons Clinac iX

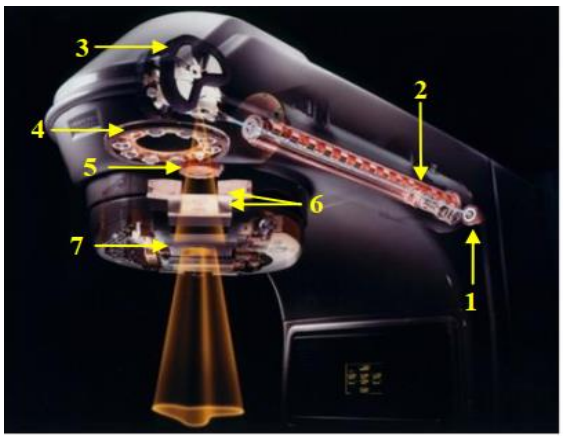
Les accélérateurs linéaires à usage médical accélèrent des électrons afin de produire des faisceaux de rayonnement (électrons ou photons) assez énergétiques pour être utilisés en radiothérapie pour le traitement de tumeurs superficielles et profondes. Les électrons sont produits, par effet thermoélectronique, à partir d'un filament de tungstène et sont ensuite accélérés[(20)] dans une section accélératrice au moyen du champ électrique d'une onde électromagnétique de haute fréquence (3000MHZ) et de forte puissance produite par un klystron. A la sortie de la section accélératrice, les électrons atteignent une énergie comprise entre 6 MeV et 20 MeV. Ils subissent une déviation magnétique à 270° qui rend le faisceau vertical, quasi-mono énergétique, focalisé et centré sur l'axe de collimation du faisceau. Le faisceau d'électrons pénètre alors dans la tête d'irradiation de l'accélérateur et peut avoir une double destinée : - soit, traverser un premier diffuseur de façon à élargir le faisceau initial d'électrons, - soit, frapper une cible de tungstène de façon à produire des photons X [(21, 22, 23, 24,25)] (Figure 1.1 A et B). En mode photons, la tête d'un accélérateur est constituée des éléments suivants :

- la cible permettant la production des photons X par rayonnement de freinage et émissions caractéristiques ;
- le collimateur primaire entourant la cible et délimitant un faisceau de sortie conique ;
- la fenêtre du vide assurant l'interface entre le vide à l'intérieur du collimateur primaire et l'air du reste de la tête d'irradiation ;
- le cône égalisateur permettant d'uniformiser la dose dans la champ d'irradiation. Le cône est fonction de l'énergie (ou plutôt de la tension accélératrice) du faisceau de photons utilisé ;

- les chambres moniteurs mesurant en continu le débit de dose de sortie de l'appareil ainsi que la symétrie et l'homogénéité du faisceau. Deux chambres sont présentes afin de palier un éventuel dysfonctionnement d'une d'entre elles ;
- le miroir reflétant la lumière d'une ampoule permettant de visualiser par un faisceau lumineux le champ de traitement ;
- les mâchoires X et Y assurant la collimation secondaire afin de réaliser des champs carrés ou rectangulaires, asymétriques ;
- un collimateur multilames (MLC) millénium 120 lames permettant de réaliser une forme d'irradiation complexe, plus conforme à la forme du volume ;
- la plaque de mylar comprenant le réticule permettant de matérialiser l'axe central du faisceau lumineux.

En mode électrons, la cible n'est pas présente ce qui permet de laisser passer le faisceau d'electrons. Le cône égalisateur est remplacé par un double diffuseur permettant la diffusion des particules et donc l'ouverture du faisceau. Il est composé de deux feuilles séparées de quelques centimètres, la première de Z élevé qui provoque une première ouverture et la seconde, plus légère, qui disperse essentiellement la partie centrale pour obtenir un faisceau homogène. A la suite de la plaque de mylar, une collimation additionnelle est réalisée à l'aide d'un applicateur électron. En effet le faisceau d'électrons, de par son caractère d'interaction obligatoire avec la matière, est sujet à une importante diffusion dans l'air et il est donc susceptible d'irradier le patient sur une large zone. Une collimation pratiquement en contact de la peau du patient est réalisée afin de conformer l'irradiation à la forme du volume cible.

(A)



1 : Le canon à électron

2 : La section accélératrice

3 : La déviation magnétique

4 : Le carrousel intégrant les cônes égalisateurs et les diffuseurs

5 : Les chambres " moniteur "

6 : Les mâchoires XY

7 : Le collimateur multilames

(B)

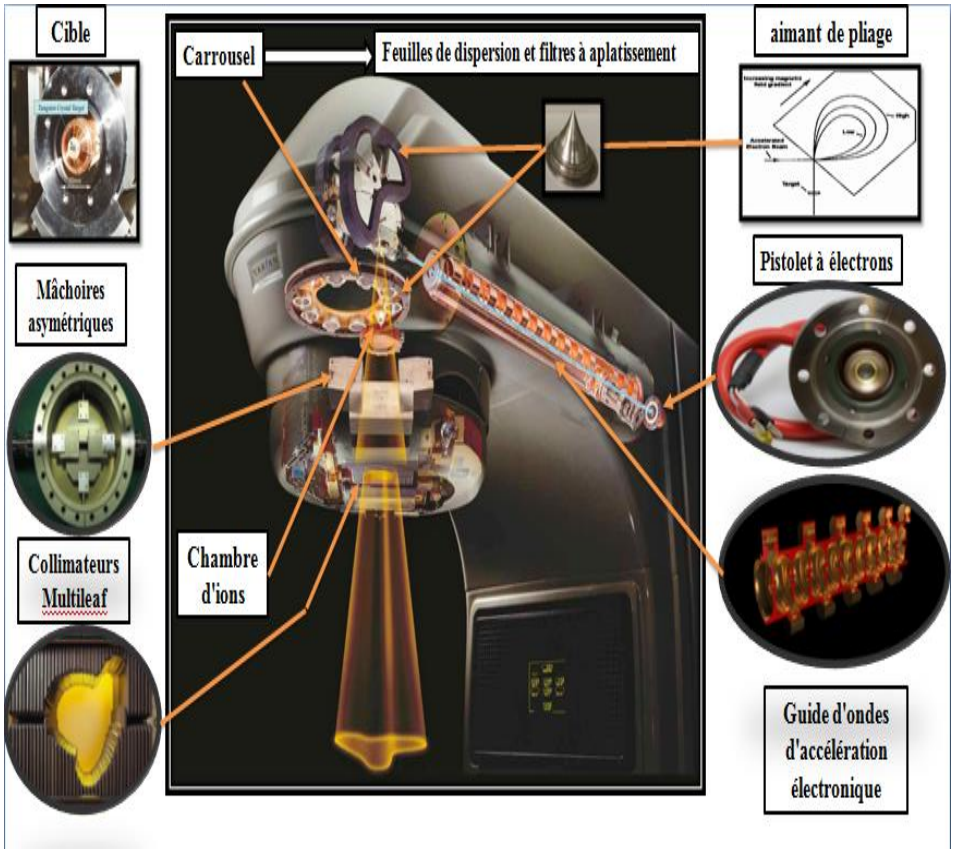


Figure 1.1 : Une vue globale du dispositif section accélératrice et tête d'un accélérateur linéaire (Varian ClinaciX) (A) , schéma des éléments de la production du faisceau (B).

Le Clinac-iX est une plateforme innovante capable de recevoir toutes les nouvelles modalités techniques mais aussi l'imagerie EPID (Figure 1.2)

Figure 1.2 : Système d'imagerie portale électronique EPID aS (amorphe Silicium)1000 embarqué en position déplié sur un Clinac-iX.

I.2.1 Historique du détecteur EPID aSi

Au début des années 1990, les systèmes d'imagerie portale électroniques ou Electronic Portal Imaging Device (EPID) sont apparus. Ces détecteurs présentent de nombreux avantages. Ce sont des détecteurs attachés au bras de l'accélérateur linéaire (Figure1.2) qui peuvent fournir une image en temps réel sous forme numérique grâce au faisceau de traitement. L'arrivée de ces nouveaux détecteurs a permis de nombreux développements, et aujourd'hui, ils sont utilisés de manière courante pour l'imagerie de contrôle. L'utilisation dosimétrique des EPID requiert que les valeurs des pixels contenues dans l'image portale soit une fonction quantitative de la dose délivrée à l'EPID. Plusieurs études ont permis de caractériser la réponse des différents systèmes d'imagerie portale électroniques et de déterminer la relation entre la réponse du détecteur et la dose.

I.2.1.1 Composition et principe de fonctionnement de L'EPID aS1000

L'EPID aS1000 Portal Vision (Figure1.2) est situé en regard du faisceau de traitement en photons de haute énergie et fixé à l'accélérateur à l'aide d'un support rétractable. La surface de détection est de 40 cm x 30 cm avec très haute résolution spatiale de 0.039 cm x 0.039 cm fournissant une image de 1024 x 768 pixels. La distance entre la source MV et le détecteur est variable de 100 cm à 160 cm.

Le système de détection est composé principalement d'une plaque de cuivre d'un scintillateur constitué d'un écran de phosphore (0.5 mm de Gd_2O_2S) et d'une matrice de photo-diodes au silicium amorphe [26, 27,28] (aSi). L'interaction du faisceau de photons avec la plaque de cuivre par effet Compton, prédominant pour les hautes énergies utilisées en radiothérapie (6 à 18MV), laisse une partie des électrons résultant migrer vers le scintillateur, une partie de l'énergie est réémise par le scintillateur sous forme de photons lumineux qui sont détectés par la matrice de photodiodes au silicium amorphe (aS). A chaque photodiode est couplé un transistor qui contrôle la décharge des photodiodes. Le couple photodiode-transistor forme un pixel de la matrice sur la quelle va se former l'image numérique (Figure 1.3).

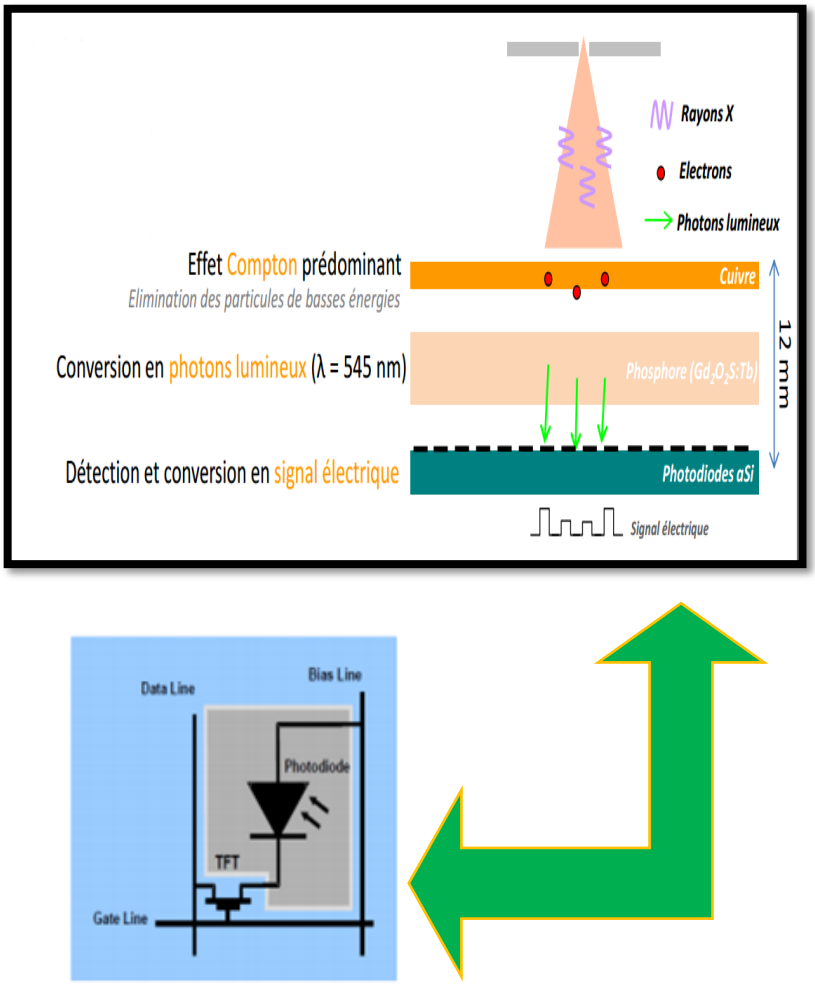


Figure1.3 : Coupe d'un détecteur portal électronique au silicium amorphe. On distingue les différentes couches : une couche de métal de 1 mm (généralement du cuivre), une couche scintillante de phosphore (0.48 mm) et la matrice de photodiodes au silicium amorphe qui collecte la lumière[29].

Le signal contenu dans chaque pixel est ensuite lu successivement ligne par ligne. Lorsque toutes les lignes du détecteur (768 pour le détecteur as1000) sont lues, le système d'acquisition génère une image élémentaire appelée « frame ». L'image affichée correspondra donc à la valeur moyenne du pixel des N_f frames générées pendant l'irradiation. Pour obtenir un signal qui intègre toute l'information dosimétrique, la valeur de chaque pixel de l'image doit être multipliée par le nombre de frames générés pendant toute la durée de l'irradiation. Par ailleurs, la fréquence de lecture et d'acquisition des lignes de pixels dépend du mode d'acquisition programmé (synchrone ou asynchrone). Dans le mode synchrone, la lecture est dépendante de la production du faisceau

d'irradiation par l'accélérateur linéaire et se réalise à chaque impulsion du canon à électrons. Dans le mode asynchrone, la fréquence de lecture est contrôlée par une horloge interne d'acquisition de l'imageur (Lucie Berger (2006))[30].

Le signal électrique pour chaque pixel de l'image, quel que soit, le mode d'acquisition, est codé sur 256 niveaux de gris et constitue le signal brut.

I.3. Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux photons

L'utilisation des accélérateurs linéaires en routine clinique pour le traitement des cancers, nécessite l'acquisition des paramètres dosimétriques exigés par le système de planification de traitement (TPS). La recette du TPS consisté à créer une nouvelle machine, à introduire les données dosimétriques nécessaires, à optimiser la machine et à valider la machine par des comparaisons entre mesures et calculs. En effet on procède par la caractérisation des faisceaux de photons par des fonctions dosimétriques suivants:

- Spécification de la qualité des faisceaux par l'indice de qualité $TPR_{20,10}$
- Rendement en profondeur (PDD)
- Facteur de dose relative
- Profils de dose transverses et diagonaux
- Transmission à travers les lames (Collimateur mulitlames)
- Dosimetric Leaf Gap (DLG) (Ecart interlame dosimétrique)

Ci-dessous la définition géométrique des différentes fonctions dosimétrique **(**DSP, DSA, DSD) Figure 1.4**:**

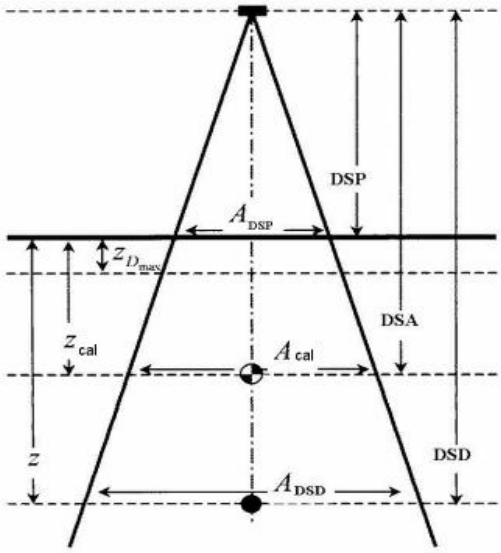


Figure 1.4: Géométrie de définition des différentes fonctions dosimétriques. DSP, DSA, DSD, correspondent à la distance source peau, distance source axe (isocentre) et distance source détecteur (point d'intérêt) respectivement. A est la taille du champ. Pour les irradiations isocentriques : DSD = DSA. Pour les irradiations non isocentriques : DSP=DSA

I .3.1.Qualité d'un faisceau de photon de haute énergie (Q)

L'indice **Q** de la qualité du rayonnement peut être déterminé par deux méthodes :

I.3.1.1.Détermination directe « la distance source-chambre est constante »

La qualité du rayonnement (**Q**) est le rapport tissu-fantôme $TPR_{20,10}$, défini comme le rapport de lecture à une profondeur de 20 et 10 cm respectivement à la même distance source point de mesure (DSA) et taille de champ de référence(AIEA398)[31] (Figure 1.5)

la qualité du rayonnement **Q** est donnée par la formule ci-après :

$$Q = TPR_{20,10} \qquad (1.1)$$

$TPR_{20,10}$ est indépendant de la contamination électronique du rayonnement de photons incident.

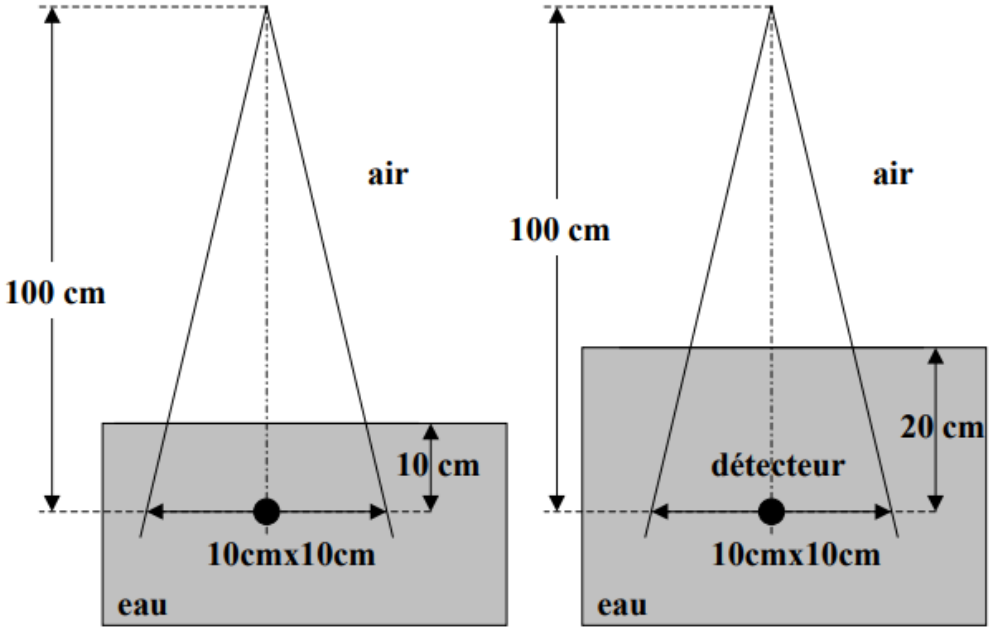


Figure 1.5: Schéma des conditions d'obtention de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$

I.3.1.2 Méthode indirecte en fonction des rendements en profondeurs

$TPR_{20,10}$ peut également être obtenu à partir d'une relation simple

$$TPR_{20,10} = 1{,}2661 PDD_{20,10} - 0{,}0595 \qquad (1.2)$$

$PDD_{20,10}$ définis comme le rapport des rendements en profondeur respectivement à 20 et 10 cm pour une taille de champ 10 cm x10 cm défini à DSP100cm.

I.3.2.Rendement en profondeur (PDD)

Le rendement en profondeur (**P**ercentage **D**epht **D**ose) en un point de matériau est défini comme le rapport de la dose absorbée en ce point et la dose absorbée à la profondeur du maximum de dose à la même distance source-surface. Dans la pratique clinique cette grandeur dépend de 03 paramètres : la distance source-peau (DSP), la profondeur (z) et l'énergie(E)[32].

$$\mathrm{PDD}(\mathrm{A_{DSP}};\mathrm{Z}) = \frac{\mathrm{D}(\mathrm{A_{DSP}};\mathrm{z})}{\mathrm{D}(\mathrm{A_{DSP}},\mathrm{z_{Dmax}})} \times 100 \qquad (1.3)$$

L'étude de la courbe de rendement en profondeur Figure1.6 peut être décomposée en trois partie : la dose maximale, la transition surface-dose maximale, la partie décroissance au de-là du maximum (Figure1.6)

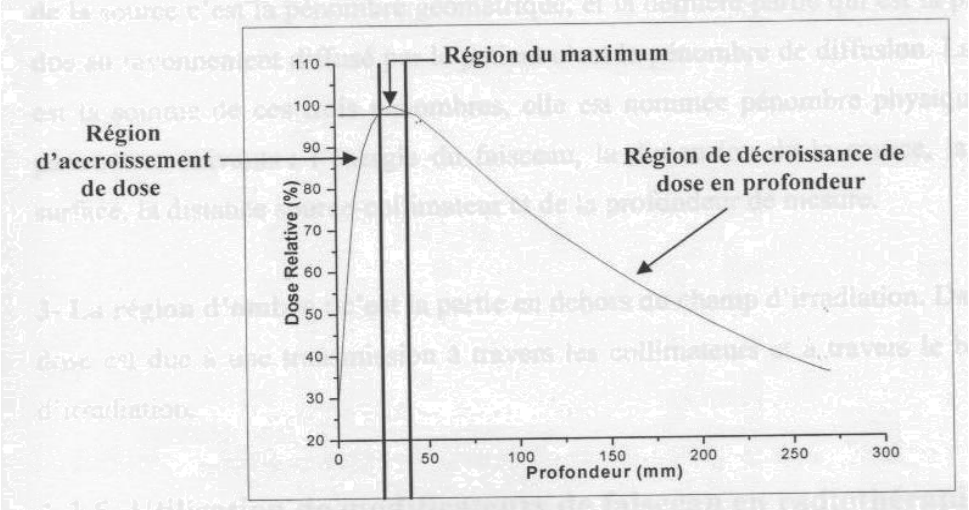


Figure 1.6 : Rendement de dépôt d'énergie selon l'axe du faiseau (rendement en profondeur)[33].

I.3.3.Facteur de Dose Relative (output)

Le facteur d'output d'un accélérateur de traitement est défini dans l'ICRU24 (ICRU, 1976)[2] comme le rapport du débit d'exposition ou de débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence ($C_{réf}$, $z_{réf}$). Il est noté RDF[32,34] (facteur de dose relative, S_{CP}, TSCF (Total Scatter Collimator Factor),OF (Figure1.7)

$$S_{CP}(A) = \frac{D(A;z_{réf})}{D(A_{réf},z_{réf})} \qquad (1.4)$$

La séparation d'ouput total (Total Scatter Collimator Factor dans l'eau) en facteur de diffusion dans la tête d'irradiation, S_C (HS_C), et le facteur de diffusion dans le fantôme S_P . Dans ce cas, le facteur d'Ouput, S_{CP}, est égale à :

$$S_{CP} = S_C \times S_P \qquad (1.5)$$

S_C (HS_C): est appelé aussi output dans l'air. Il est mesuré dans un mini-fantôme selon les mêmes conditions géométriques que le, S_{CP}(TSCF)

$$S_C(A) = \frac{D_{mini\text{-}fantome}(A;z_{réf})}{D_{mini\text{-}fantome}(A_{réf},z_{réf})} \qquad (1.6)$$

S_P : facteur de diffusion dans le fantôme. Il est souvent estimé par le rapport du facteur ouput (facteur de diffusion total, S_{CP}) et le facteur de diffusion dans le tête de traitement (S_C) car la mesure de S_P fait appel à des techniques souvent difficiles à réaliser expérimentalement.

$$S_{CP} = S_C \times S_P \qquad (1.7)$$

La variation de l'ouput avec la taille du champ au point de référence est fortement liée au rayonnement diffusé dans la tête d'irradiation. Il dépend donc de la structure de la tête qui varie d'une machine à l'autre. Cette variation dépend moins des diffusions dans le patient qui sont directement proportionnelles à la surface irradiée au point de mesure car les photons de hautes énergies les diffusions se font plutôt en amont que latéralement. Ainsi, le facteur de diffusion dans le tête S_C ou HS_C et le facteur de diffusion dans le fantôme peuvent être déterminés séparément et puis leur combinaison donne le facteur de diffusion totale (facteur d'output)

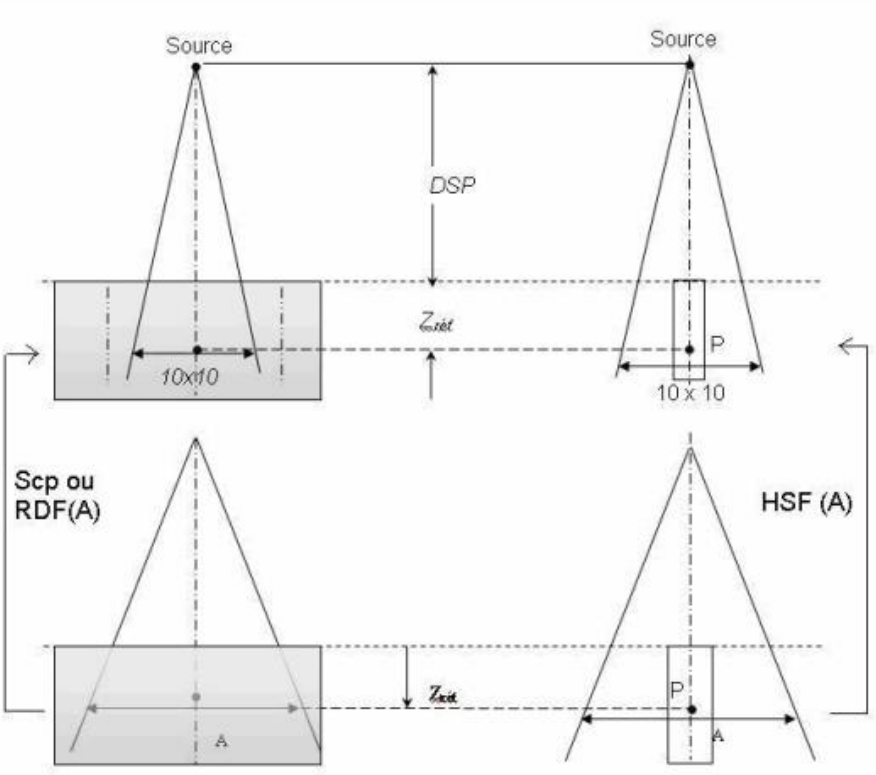


Figure 1.7 : Schéma des conditions d'obtention du S_C (HS_C) et du S_{CP} (TSCF)[32,34]

I.3.4.Profils de dose

Les profils de dose sont des courbes décrivant la variation de la dose le long d'un axe perpendiculaire à l'axe du faisceau, à différentes profondeurs et pour différentes tailles de champ. Les profils de dose sont particulièrement bien adaptés à la description de la planéité et la symétrie ainsi que la pénombre de champ. Ils se composent de trois régions distinctes : un plateau (zone homogène et symétrique). Une zone de décroissance (pénombre physique), une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre)[20] Figure1.8 (A)

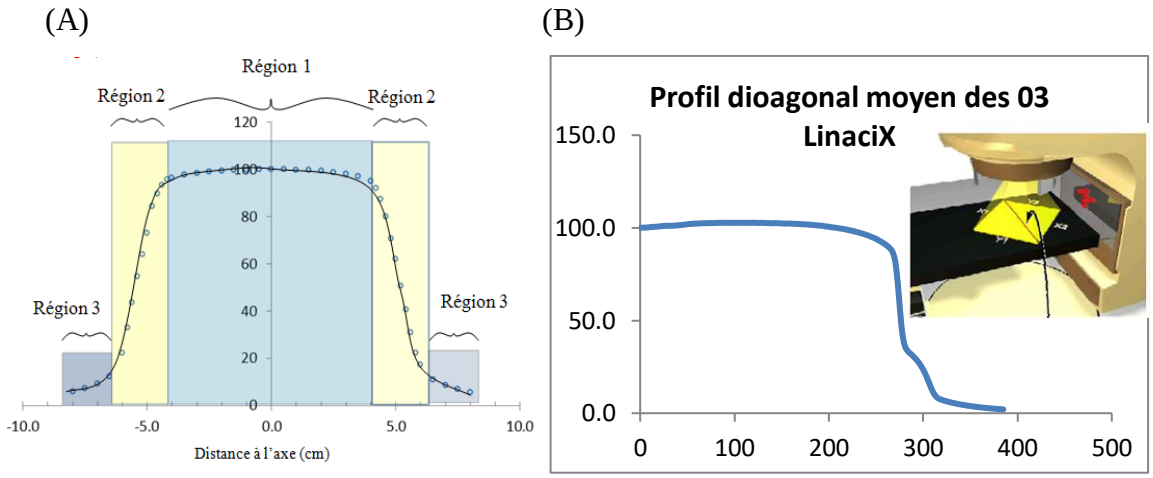


Figure.1.8 : Courbe de profile de dose transverse(A), Profil diagonal(B)

On peut définir à partir de la courbe de profile de la dose : la pénombre, la taille du champ et homogénéité, symétrie.

I.3.5.Transmission à travers les lames (MLC)

La transmission joue un rôle important dans la cas des faisceaux modulés puisque la dose par faisceau est le résultat de l'irradiation d'un enchainement complexe de champs élémentaires. L'accroissement de la durée d'irradiation provoque une influence de la transmission à travers les lames ou à travers le bout arrondi des lames (figure1.6 vue de coté) qui n'est pas négligeable devant la dose par le rayonnement direct (Holmes, 1997)[35]. Les conséquences d'une mauvaise estimation de ces valeurs peuvent entrainer de fortes erreurs sur le calcul de dose (Azcona, 2002)[36]. Afin de limiter la fuite à travers les lames le constructeur Varian du collimateur multilames Millenium 120 adopte une forme particulière entre les lames adjacentes. Cette forme, dite en tenon-mortaise (tongue and

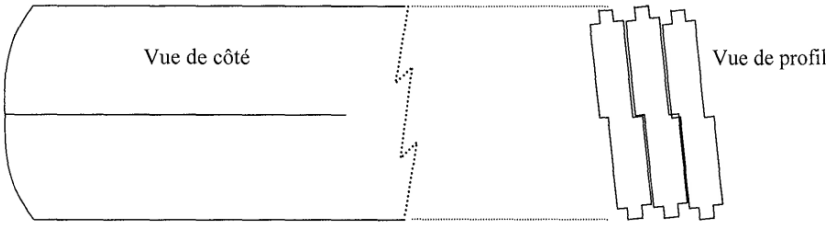
groove) permet un chevauchement des lames adjacentes de manière à limiter la fuite de rayonnement entre celle-ci (Figure1.9 (A) vue de profil). Cependant il peut arriver que le déplacement des lames crée un sous-dosage dans cette zone particulière comme illustre la Figure 1.9 (B) (Balog, 1999)[37]. Une solution proposée notamment par Papatheodorou et al,1998[38] pour prendre en compte cette transmission dans le cas de la collimation dynamique serait de modifier la fluence désirée $F(x_i)$ en y incluant la transmission τ, on obtient alors la fluence modifiée $f(x_i)$ par : $F(x_i) = T_{tot}.\tau + (1-\tau).f(x_i)$ (1.8)

Soit la nouvelle fluence :

$$f(x_i) = \frac{F(x_i) - T_{tot}.\tau}{(1-\tau)} \quad (1.9)$$

La fluence $f(x_i)$ servira alors de base pour le calcul des trajectoires de lames en tenant compte de la transmission du rayonnement à travers les lames

(A)



(B)

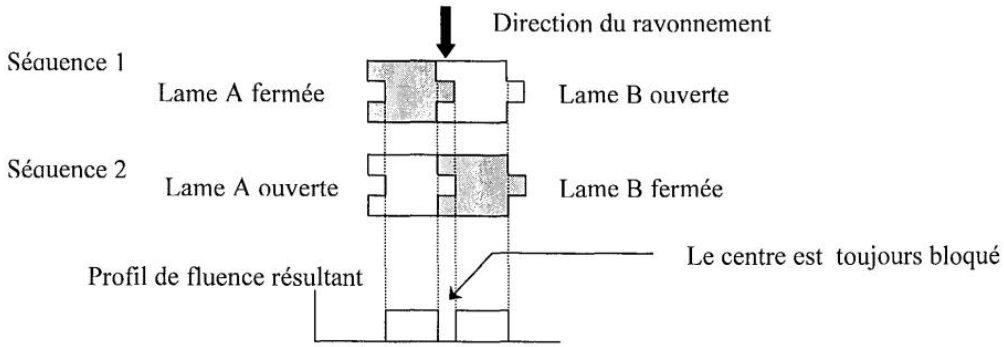


Figure1.9: Schéma de la structure des lames du collimateur Varian Millenium MLC120 (A). Apparition d'une zone de sous-dosage due à la géométrie en créneaux des lames (B).

I.3.6. Ecart interlame dosimétrique (DLG)*

Les trois accélérateurs linéaires Varian (Varian Medical systems, Inc, Palo Alto, CA, USA) dénommés Clinac-iX1, Clinac-iX2 et Clinac-iX3l hautement équipés d'un collimateur dynamique Millenium 120 lames auto calibré et contrôlé.

Les extrémités des 120 lames ont une forme arrondie, une certaine quantité de rayonnement passe entre les paires de lames même complètement fermées (Figure 1.10). Les algorithmes de fluences tiennent compte de la transmission avec extrémité de lame arrondie à l'aide du paramètre de configuration Ecart interlame dosimétrique[(39)]. Les algorithmes modélisent la forme des extrémités de lames comme pointues (par opposition à arrondies et prennent en compte la transmission avec extrémité de lame arrondie en déplaçant les positions de pointe de lame lors des calculs de fluence réelle. Les pointes de lames sont déplacées en tirant chacune d'elle en arrière de la moitié de la valeur du paramètre d'écart interlame dosimétrique, de façon à ce que l'espace existant au sein de la paire de lames complètement fermée soit égal au paramètre d'écart interlame dosimétrique. En effet l'impact dosimétrique du bout arrondi du MLC, pris en compte lors du traitement des patients par radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT).

*Dosimétric Leaf Gap

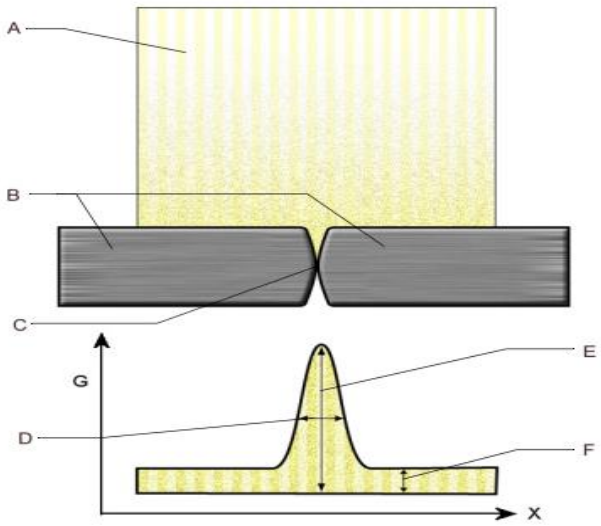


Figure1.10 : A. Faisceau de rayonnement **B**. Lame MLC **C**. Extrémités lames arrondies **D**. Valeur de l'écart interlame dosimétrique **E.** Dose transmise au travers d'extrémités de lames de DMLC arrondies et fermées **F.** Dose transmise par les lames du MLC **G.**

I.4. Caractéristiques des faisceaux d'électrons thérapeutiques

1.4.1 Faisceaux des électrons en radiothérapie externe

Les faisceaux d'électrons représentent une importante modalité de traitement en radiothérapie moderne, souvent fournissent une option unique dans le traitement des tumeurs superficielles (moins de 05 cm de profondeur)

1.4.2 Energie et spectre d'énergie

La raison de l'utilisation des faisceaux d'électrons en radiothérapie est la décroissance rapide de la dose absorbée au-delà d'une certaine profondeur dans le milieu traversé. Puisque cette profondeur dépend de l'énergie, il est nécessaire de définir et caractériser l'énergie du faisceau d'électron. Les accélérateurs linéaires médicaux produisent des faisceaux d'électrons adaptés à la radiothérapie des tumeurs superficielles et semi profondes sont stoppés par quelques centimètres de matière, en offrant une gamme d'énergie (6 fMeV à 20 MeV) qui permet de s'adapter à la profondeur à traiter,. Après l'accélération, tous les électrons ont des énergies voisines (spectre étroit) qui dépendent des paramètres physiques de l'onde accélératrice de la section et de la déviation. Les électrons subissent ensuite des collisions avec les matériaux situés dans la tête de l'accélérateur (diffuseurs, chambres moniteurs, collimateur) et avec l'air avant d'arriver à l'entrée du patient. Ils perdent une partie de leur énergie. Le faisceau est alors caractérisé par un spectre en énergie plus large. La figure 1.11 présente les spectres d'énergie d'un faisceau d'électron à la sortie de la tête de l'accélérateur à l'entrée et à une profondeur quelconque z du milieu.

E_{max} est l'énergie la plus élevée du spectre.

E_{moy}. L'énergie moyenne du faisceau d'électrons.

Ep l'énergie la plus probable ; l'énergie cinétique du plus grand nombre d'électrons.

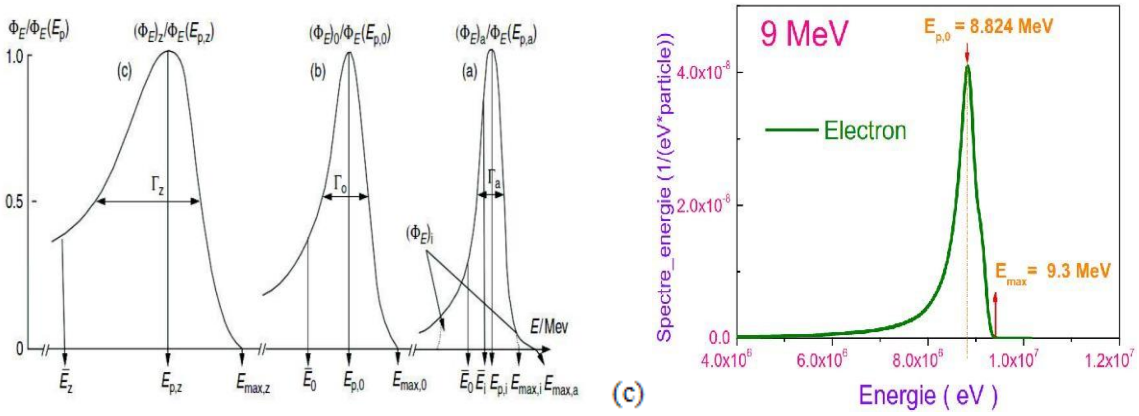


Figure1.11 : Spectre énergétique d'un faisceau d'électron à la sortie de l'accélérateur (a), à l'entrée du fantôme (b) et à une profondeur z (c) (ICRU 1984). Spectre d'énergie Simulée de 9 MeV délivré par l'accélérateur Clinac-iX du CLCC de Sétif (c) .

Avant de pénétrer dans le milieu, l'énergie moyenne $\bar{E}$ est très proche de l'énergie la plus probable E_P . Une petite différence est observée à l'entrée du milieu ($E_0 < E_{p,0} < E_{max,0}$). Mais lorsque le faisceau pénètre dans le milieu, il subit une dégradation continue de son spectre énergétique. $E_{max,z}$, $E_{moy\ z}$ et $E_{p,z}$ sont alors des fonctions de la profondeur z ($E_{moy\ z} << E_{p,z} << E_{max,z}$). En effet, pour les faisceaux d'électrons, quand la profondeur dans le milieu augmente, l'énergie des électrons diminue alors que leur fluence reste quasi constante (contrairement aux faisceaux de photons où l'énergie à peu prés constante et la fluence diminue en profondeur).

I.4.3 .Distribution de la dose sur l'axe du faisceau

I.4.3.1. Rendement en profondeur (RP ouPDD)

La distribution de la dose absorbée dans un fantôme irradié par un faisceau d'électrons pour une énergie donnée dépend de plusieurs facteurs comme la taille du champ, la distance source-surface (plus connue sous DSP comme distance source-peau), la composition du milieu. Afin d'utiliser des conditions de mesure indépendantes, au mieux possible, de ces facteurs et de permettre des comparaisons significatives entre différents faisceaux d'électrons de différents accélérateurs linéaires, la distribution de dose est

mesurée sur l'axe central du faisceau d'électrons dans un fantôme d'eau à DSP 100 cm (l'isocentre des accélérateurs linéaires est à 100 cm) pour des champs ≥ 10x10 cm^2 avec des énergies jusqu'à 10MeV et des champs >15x15 cm^2 pour des énergies jusqu'à 40 MeV. Cette distribution de dose sur l'axe ne change pas significativement avec des champs plus grands (Markus 1964) .Ces conditions sont dites de référence. La distribution de dose sur l'axe central du faisceau ou Rendement en profondeur (RP) est représentée par la variation de la dose absorbée (normalisée par rapport à la dose maximale absorbée) en fonction de la profondeur en cm (Figure 1.12).

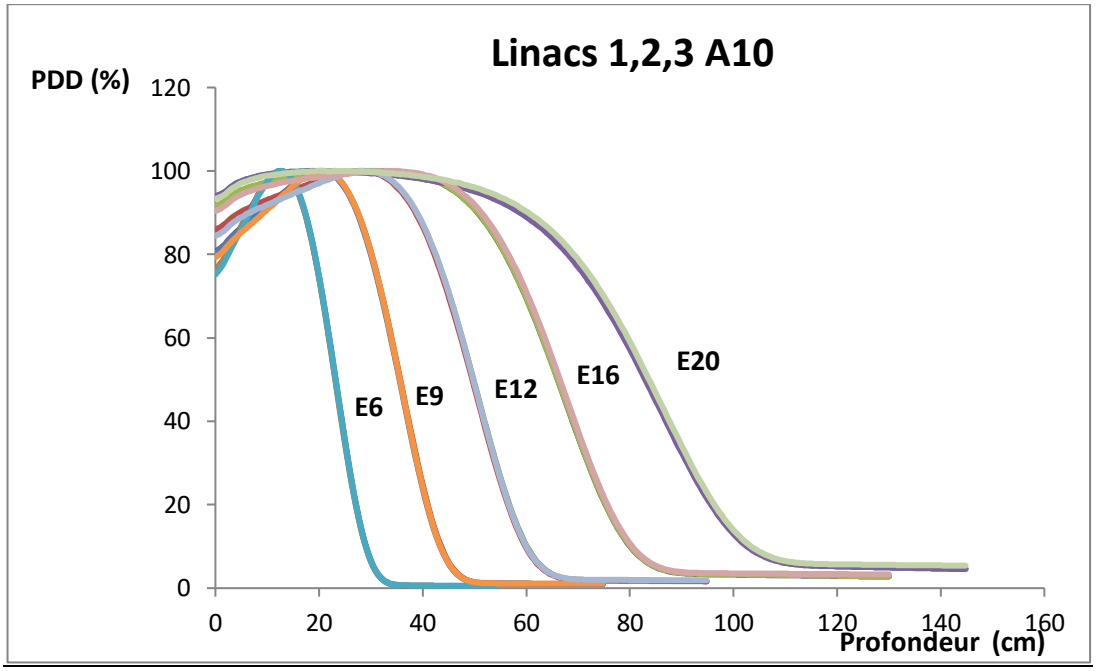


Figure1.12 : Rendement en profondeur de faisceaux d'électrons de différentes énergies comprises entre 6 et 20 MeV issu d'un Clinac-iX

A leur entrée dans le milieu les électrons ont une trajectoire presque parallèle à la direction du faisceau incident. En profondeur, du fait des diffusions, l'angle de la trajectoire des électrons augmente ce qui augmente leur fluence par unité de distance parallèlement à l'axe d'où l'augmentation des ionisations et donc la dose. L'augmentation de l'obliquité des trajectoires des électrons va causer une augmentation de la dose jusqu'à une valeur maximale situé sur un plateau d'autant plus large que l'énergie est élevée. Après ce plateau, la dose subit une décroissance rapide due essentiellement aux diffusions. Juste après cette décroissance rapide la dose résiduelle est due aux électrons qui n'ont pas subi beaucoup d'interactions. Enfin une part de rayonnement de freinage (photons générés

dans la tête de l'accélérateur et dans le milieu) contribue à la dose absorbée dans le milieu après l'arrêt des électrons (Brahme and Svensson 1976 ; ICRU 1984 ; AAPM 1991)[40].

I.4.3.2.Différents paramètres du RP

Le rendement en profondeur d'un faisceau d'électrons est caractérisé par différents paramètres physiques (Brahme and Svensson 1976)[40] (Figure 1.13)

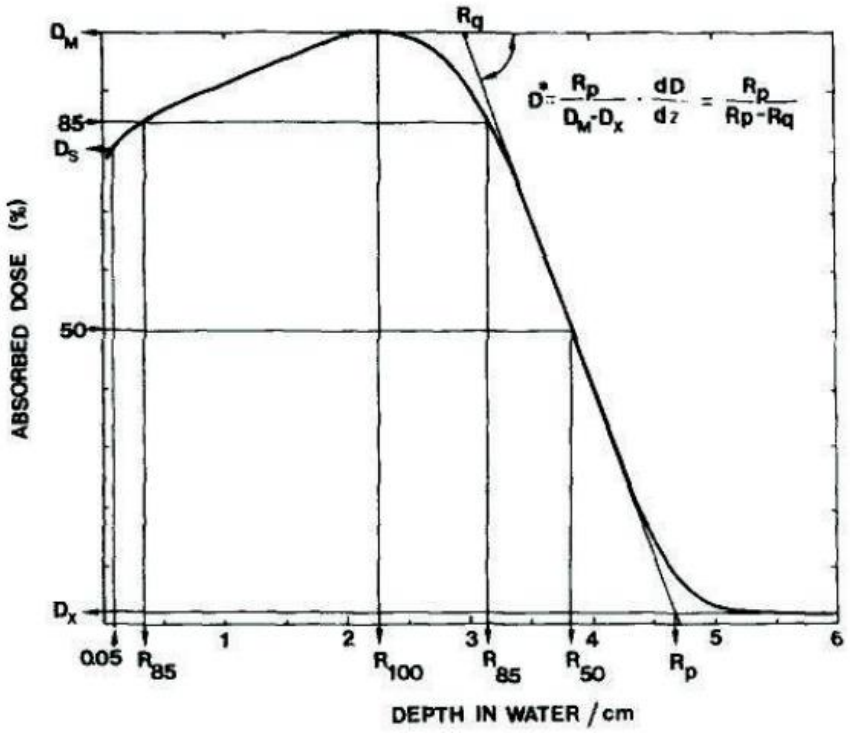


Figure 1.13 : Différents paramètres du rendement en profondeur d'un faisceau d'électrons (Brahme and Svensson 1976)[40].

- D_S : La dose surface, elle est définie à 0.5 mm de la surface. Cette profondeur est choisie pour qu'elle soit accessible à une mesure précise de la dose avec les détecteurs mais aussi parce que les couches radiosensibles de l'épiderme sont situées à peu prés à cette profondeur là (Svensson and Hettinger 1967[41] ; Hulten and Svensson 1975)[42]. D_S est donc définie comme le rapport de la dose absorbée à 0.5 mm et du maximum de dose absorbée. Pratiquement, elle varie de 70% de la dose maximale absorbée pour les faibles énergies, à plus de 90% pour des énergies plus élevées (>12 MeV).
- D_m : C'est la dose maximale absorbée sur l'axe. La courbe de distribution de dose sur l'axe est normalisée par rapport à sa valeur. Elle vaut alors 100% de la dose absorbée.

- D_X : La dose relative due aux rayons X de freinage (Bremsstrahlung). Elle est définie par extrapolation de la queue de la dose absorbée, après le parcours pratique R_p , due à la contribution du rayonnement de freinage. Les interactions des électrons avec la tête de l'accélérateur, le système de collimation et le milieu ou le patient sont à l'origine de cette contribution qui augmente avec l'énergie. Elle est de l'ordre de 1% pour les faibles énergies et peut atteindre 10% à 40MeV.
- R_{100} : La profondeur du maximum de dose absorbée D_m . R_{100} dépend de plusieurs paramètres comme la taille du champ, la DSP et la distribution énergétique et angulaire des électrons à la surface. Le R_{100} n'est pas toujours bien défini, pour les hautes énergies D_m présente un plateau et pas un point. Dans ce cas il est déterminé au milieu du segment des 2 points d'intersection du 98% ou du 99% de D_m avec le R_p.
- R_{85} : Il est appelé parcours thérapeutique : profondeur du 85% de D_m sur l'axe. Il est utilisé pour choisir l'énergie de façon à ajuster R_{85} à la profondeur maximale du volume cible à traiter. C'est quelque fois le R_{90} (90% de D_m) qui est utilisé dans ce but.
- R_{50} : Profondeur du 50% de la dose max absorbée sur l'axe. R_{50} est utilisé pour déterminer l'énergie moyenne à l'entrée qui définit la qualité du faisceau d'électrons.
- R_p : Le parcours pratique. C'est l'intersection entre la droite tangente à la partie décroissante du rendement en profondeur et l'extrapolation de la contribution du rayonnement de freinage en fin de parcours des électrons. Il dépend surtout de l'énergie et il est utilisé pour définir l'énergie la plus probable à la surface, énergie qui permet de spécifier le faisceau d'électrons.

La largeur de l'isodose 90% (ou 85%) qui doit englober le volume cible diminue en profondeur qu'à la surface. Elle va dépendre de l'énergie du faisceau et de la taille du champ.

I.4.3.3 Pénombre et applicateurs

L'applicateur est un système de collimation additionnel utilisé pour réduire la divergence et la contamination du faisceau d'électrons et pour réduire la largeur de la pénombre tout en évitant de détériorer la courbe RP. Les applicateurs ont plusieurs dimensions et sont fournis à plusieurs tailles de champs carrés de 6 x 6 cm^2 à 25 x 25 cm^2. (Figure 1.14) Ils sont fixés à la tête de l'accélérateur et ont la capacité de fixer à leur base inférieure des accessoires en alliage de plomb, les caches ou inserts, pour délimiter des champs irréguliers adaptés aux situations d'irradiation. Avec ou sans cache, l'applicateur

est placé au plus prés de la surface irradiée afin de limiter les diffusions des électrons et donc d'avoir une pénombre étroite. En pratique clinique, pour faciliter la mise en place, on accepte généralement de s'éloigner de 5 cm.

La justification de l'utilisation des applicateurs est d'essayer de délimiter le faisceau d'électrons vers le volume irradié dans le patient tout en minimisant la propagation latérale du faisceau, qui se produit, par diffusion dans l'intervalle entre la tête de l'accélérateur à la surface du patient.

L'efficacité de la conception se repose :

- D'une part, sur sa capacité de bloquer les électrons diffusés par les matériaux présents dans la tête de l'accélérateur ou par l'air, pour qu'ils ne se propagent pas en dehors des parois de l'applicateur.
- D'autre part, sur la réduction des rayonnements secondaires produits dans la matière de l'applicateur

Cependant, les rayonnements diffusés par l'applicateur influencent, d'une part la distribution de la dose dans le champ de traitement (Ebert, M.A and P.W.Hoban.1995)[43], d'autre part La dose à l'extérieur du champ de traitement dans la patient (Huizenga and Storchi 1978[44], Pennington et al 1988[45], Battum et al 2003[46]). Pour les applicateurs de type Varian (Figure1.14), trois niveaux de diaphragmes offrent une gamme de tailles de champs de 6 cm x 6 cm à 25 cm x 25 cm. Tous les diaphragmes ont une largeur de 5 cm et une épaisseur d'environ 2 cm (bord intérieur) se réduisant 0.2 cm (bord extérieur). La composition en matériaux de tous les applicateurs est la suivante : 8.4% d'aluminium, 1% de cuivre et 0.02 d'alliage de manganèse, zinc. Une étude avec Monte Carlo a été rapportée par (Shimozato et al. 2013)[47]. Ils ont calculé la distribution de la fluence et la distribution de la dose hors l'applicateur Varian , Clinac 2100CD. Ils ont trouvé que la dose hors champ d'irradiation était 1% de Dmax pour l'énergie 16 MeV.

Figure 1.14 : Applicateurs de type Varian de tailles de champs de 6 x 6 cm^2 à 25 x 25 cm^2

CHAPITRE II

Mesures dosimétriques effectuées sur trois Clinac-iX

II.1 Objectif

Le Centre Lutte Contre le Cancer (CLCC) de Sétif (Algérie) s'est équipé de trois accélérateurs linéaires Varian (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA) dénommés ClinaciX1, ClinaciX2, et ClinaciX3. Ils ont été réceptionnés, après vérification de quelques paramètres mécaniques, géométriques et dosimétriques insuffisants pour l'équivalence dosimétrique entre accélérateurs et par conséquent ne garantissent la qualité de traitement des patients. En fait le protocole préconisé par le fournisseur est généralement appliqué pour vérifier la différence en certains points sur les courbes d'ionisation pour les profils de dose ou rendement en profondeur (PDD)[7]. Par conséquent, des mesures dosimétriques détaillées sont requises et nécessaires après la mise en service des accélérateurs.

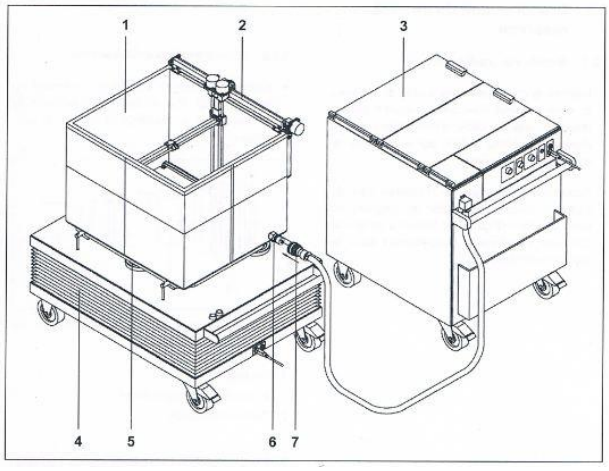
II.2 Matériels et méthodes

II.2.1 Cuve à eau automatique 3D

La cuve à eau représente un des éléments de mesure important en radiothérapie. Les mesures qui peuvent être réalisées sont : rendement en profondeur, profil de dose, dose absolue. L'eau utilisée, est une eau distillée, permettant ainsi de représenter au mieux le tissu humain. C'est pour cette raison que la majorité des mesures sont effectuées dans l'eau. La cuve à eau est composée de trois moteurs pas à pas permettant un pas de progression minimal de 0.1 mm, la reproductibilité du positionnent s'élève également à ± 0.1 m .Trois potentiomètres (déplacement individuel) permettant le déplacement de la chambre d'ionisation dans les trois plans de l'espace via le contrôleur et les moteurs grâce au logiciel Méphysto . Les limites de la course de déplacement peuvent être réglées et enregistrées dans le boitier de commande (TBA CONTROL UNIT), de sorte que les détecteurs ne puissent pas venir buter contre les parois en verre acrylique. Ainsi on peut par exemple réaliser une dose absolue au centre du champ à 10 cm de profondeur, des mesures de rendement en profondeur et de profils de dose transverses et diagonaux. La cuve à eau en verre acrylique MP3 (PMMA) de dimensions extérieures (LxlxH) 734 mm x 636 mm x 522.5 mm en forme de cube d'une contenance maximale de 200 l Figure 2.1 A ,B. L'installation doit être la plus minutieuse possible pour ne pas fausser les mesures. En effet la cuve est équipée du système de positionnement de détecteur TRUFIX permet à l'aide d'un support personnalisé à chaque détecteur, d'ajuster le

point effectif de mesure à la position voulue et de pouvoir changer de détecteur sans devoir refaire de nouveau point d'origine (Figure 2.1 C).

(A) (B)



1. Récipient en verre acrylique

2. Mécanisme de mouvement

3. Réservoir d'eau

4. Chariot élévateur

5. Dispositif d'ajustage

6. Raccord enfichable

Figure 2.1 : Photo et schéma descriptif du systèmeMP3(A)[47], système de positionnement des détecteurs TRUFIX (B)

II.2.1.1 Logiciel d'acquisition de données Mephysto mc^2

Ce logiciel permet de recueillir les données après une irradiation. Le déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur et les moteurs de déplacement s'effectue à partir de ce logiciel. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source/surface eau (DSP, distance source peau), on peut réaliser nos mesures. Pour cette étude, Méphysto[48] sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur, profil de dose et dose absolue (Figure2.2).

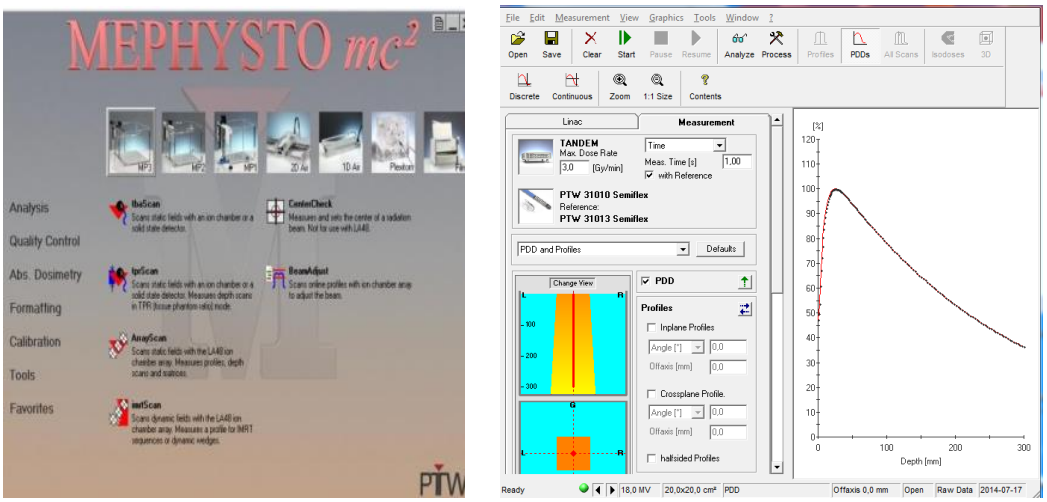


Figure 2.2 : Software Mephysto mc^2 d'acquisition des données faisceaux

II.2.1.2 Le contrôleur

Il permet de faire le lien entre la cuve à eau et le logiciel d'acquisition de données Méphisto. Lorsqu'une information est transmise à partir de Mephysto, comme la position de la chambre d'ionisation, le contrôleur envoie un signal à la cuve qui déplace les moteurs en position voulue. Il permet également de transmettre les charges mesurées par l'électromètre au logiciel Mephysto, afin que celui-ci interprète les résultats. Pour réaliser cette étude, nous utiliserons deux électromètres dont un qui a un contrôleur intégré, l'électromètre TandemMP3 de la société PTW FREIBURG.

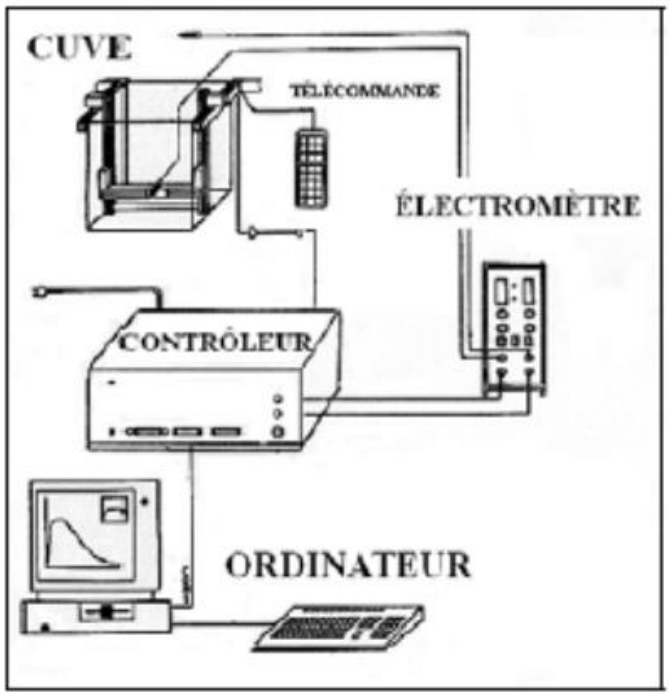


Figure 2.3 : Schéma du branchement du contrôleur [49]

II.2.1.3 Electromètre Tandem

L'électromètre Tandem[50] de la société PTW FREIBURG (Figure2.4) a été utilisé avec les chambres d'ionisation TM 31010 PTW et TM 31013 PTW. Il a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur ainsi que des profils de dose. L'électromètre a recueilli les charges collectées par la chambre d'ionisation puis a retransmis les informations au logiciel Mephysto par l'intermédiaire du contrôleur.

Figure 2.4 : Electromètre Tandem PTW

L'électromètre est muni d'un boîtier de contrôle[51]. Ce boîtier de contrôle sert à positionner la chambre d'ionisation dans la position voulue. Il peut se brancher indifféremment sur l'électromètre ou sur la cuve à eau. Lors de l'installation de la cuve à eau, le boîtier de contrôle est branché sur celle-ci afin de réaliser le positionnement de la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules. Les trois coordonnées de l'espace sont représentées par les points A, B, C, avec une résolution de 0.1 mm. Le mouvement des trois axes bénéficie de deux vitesses. Le contrôle des mouvements peut se faire par pas de 0.1 mm ou 1mm. Il est possible de créer des points limites permettant à la chambre d'ionisation de ne jamais venir butter contre les parois de la cuve.

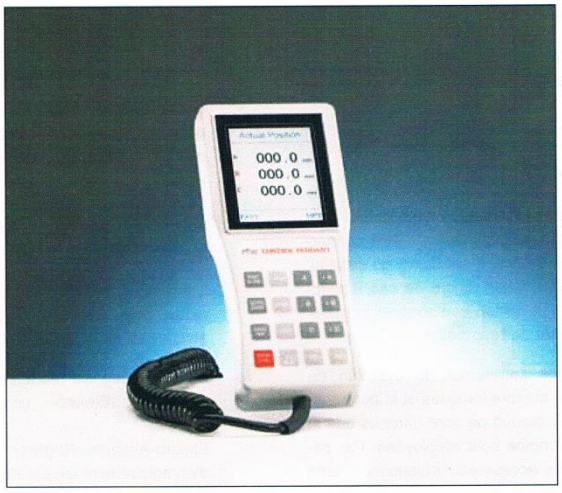


Figure 2.5 : Boitier de commande portatif

II.2.2 Les chambres d'ionisation utilisées

Une chambre d'ionisation est une cavité d'air comprise entre deux électrodes (électrode externe et électrode de collection) entre lesquelles une différence de potentiel est appliquée afin de créer un champ électrique dans le volume (Figure 2.6).

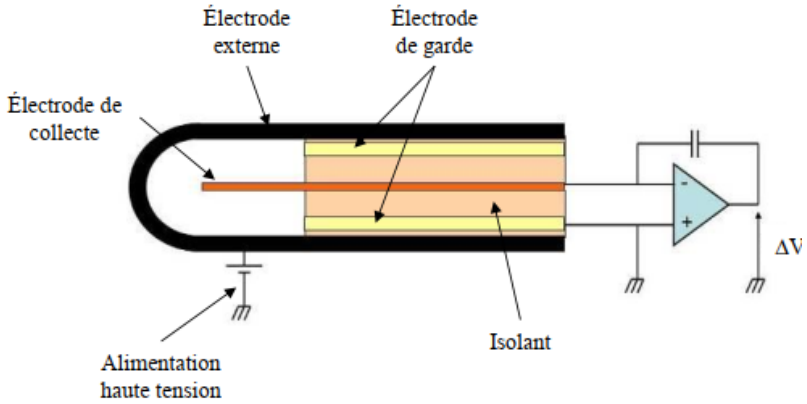


Figure 2.6 : Schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre

Un rayonnement ionisant traverse le volume cible du détecteur (cavité d'air) va ioniser l'air et créer des paires électron-ion. Les électrons sont accélérés grâce à la différence de potentiel entre la cathode et l'anode et vont ioniser à leur tour le milieu pour provoquer des ionisations en chaine. Le déplacement des charges va induire un courant proportionnel à la dose absorbée mesuré[(52)] par un électromètre.

Dans nos travaux, nous avons utilisé quatre chambres d'ionisation de différentes volumes, Framer 0.6 $cm^{3,}$ chambres semi flexibles 0.3cm^3 et 0.125 cm^3 et la Pintpoint 3D 0.016 cm^3adaptée à la taille de champ 2 x 2 cm^2 (Figure 2.7).

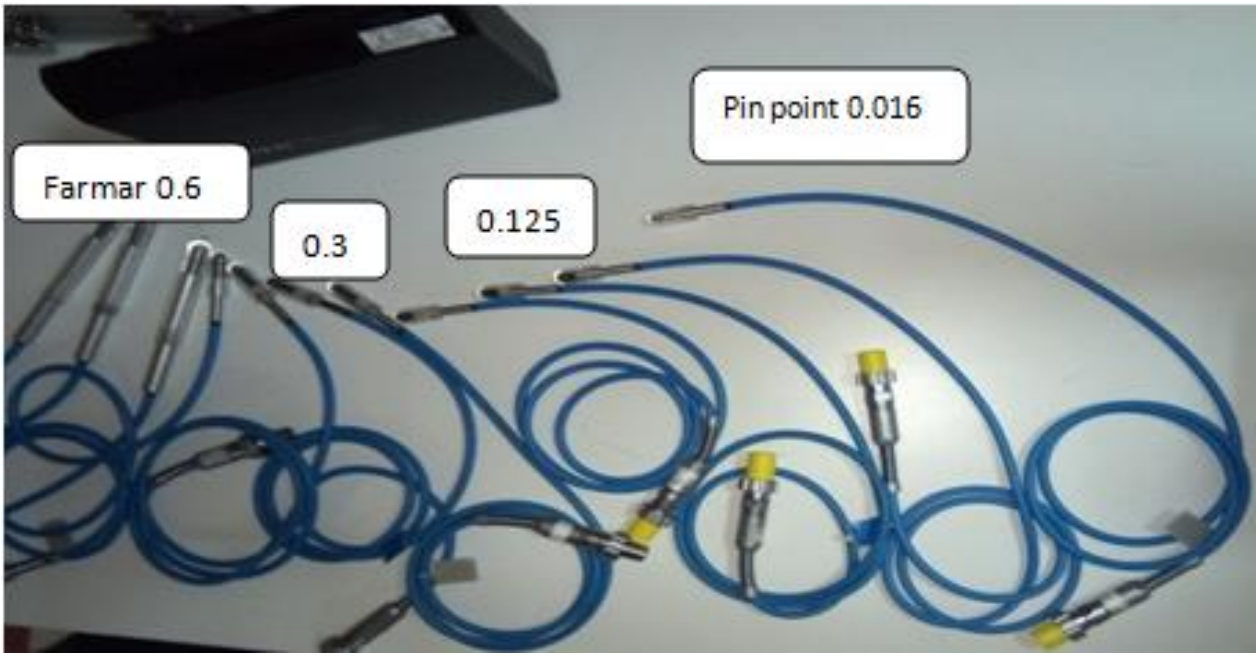


Figure2.7 : Chambres d'ionisation cylindriques utilisées comme outils de mesure dosimétriques

- Chambre Farmer TM30013 0.6 cm^3
- Chambre semi flexible TM 31013 0.3 cm^3
- Chambre semi flexible TM 31010 0.125 cm^3
- Chambre Pinpoint 3D TM 31016 0.016 cm^3, lors des mesures dosimétriques, l'axe de cette chambre est placé parallèlement à l'axe du faisceau contrairement aux mesures habituelles[53]

Chambre d'ionisation	Farmer TM 30013	Semi flexible TM 31013	Semi flexible TM 31010	PinPoint 3D TM31016
Volume	0.6 cm^2	0.3 cm^2	0.125 cm^2	0.016 cm^2
Réponse	20 nC /Gy	10 nC/Gy	3,3 nC/Gy	400 pC/Gy
Courant de fuite	≤ ±4 fA	≤ ±4 fA	≤ ±4 fA	≤ ±4 fA
Tension de polarisation	Max. ± 500 V	Max. ± 500 V	Max. ± 500 V	Max. ± 500 V
Irradiation des câbles	≤ 1pC/(Gy.cm)	≤ 1pC/(Gy.cm)	≤ 1pC/(Gy.cm)	≤ 1pC/(Gy.cm)
Matériau des parois	0.335 mm de PMMA + 0.09 mmde graphite	0.55 mm de PMMA + 0.15 mmde graphite	0.55 mm de PMMA + 0.15 mmde graphite	0.57 mm de PMMA + 0.09 mmde graphite
Capuchon d'accumulation	4.55mm de PMMA	3.00 mm de PMMA	3.00 mm de PMMA	3.00 mm de PMMA
Densité de surface	56.5 mg/cm^2	78 mg/cm^2	78 mg/cm^2	85 mg/cm^2
Matériau des électrodes	Al 99.98 Ø =1.1 mm	Al 99.98 Ø =0.9 mm	Al 99.98 Ø =1.1 mm	Al 99.98 Ø =0.3 mm
Gamme de température	(-20….+60) °C	(10….40) °C	(10….40) °C	(10….40) °C
Gamme d'humidité	(10…..80) %	(10…..80) %	(10…..80) %	(10…..80) %
Temps de collection d'ions	140 µs	121 µs	121 µs	60 µs

Tableau 2.1 : Spécifications techniques des quatre chambres d'ionisation cylindriques PTW

II.2.3 Electromètre UNIDOS Webline

L'électromètre UNIDOS Webline de la société PTW FREIBURG est utilisé avec las chambres d'ionisation en mode photons de type 30013 PTW et la chambre Markus 23343. C'est l'électromètre de référence du service. Il a été étalonné avec la chambre de référence 30013 en dose absorbée pour les photons de haute énergie et la chambre Markus de type 23343 pour les électrons d'énergies 6, 9, 12,16 et 20 MeV . Lors des mesures de dose absolue ou relative (S_C (HS_C)), le signal exploité est la collection des électrons traduit par des charges en (nC). Il suffit de mettre l'électromètre en mode Coulomb pour mesurer la charge recueillie. Afin de pallier au bruit de fond de la chambre d'ionisation, l'appareil est équipé d'une remise à zéro. Il faut s'assurer lors d'un branchement d'une chambre que l'appareil est hors tension afin d'éviter d'endommager la chambre d'ionisation.

L'électromètre UNIDOS Webline à été utilisé pour mesurer les facteurs de diffusion (S_C (HS_C))de la tête des trois Clinacix 1,2 et 3 avec une chambre d'ionisation PTW semi flexibles 0.125 cm^3 connectée au mini fantôme ESTRO T40036.1.020[54] (Figure 2.8 (A) et (B)

(A) (B)

Figure2.8: Electromètre UNIDOS webline PTW (A), mini fantôme ESTRO (B)

II.3 Méthode de mesures

La méthodologie repose principalement sur la comparaison dosimétrique entre les trois accélérateurs à l'aide d'une grande banque de données faisceaux mesurés en mode photons (6 et18MV) et électrons (6, 9, 12, 16 et 20MeV). Les grandeurs mesurées sont le PDD, les profils de dose transversaux et diagonaux, la planéité, la symétrie et la pénombre des champs d'irradiations, écart de interlame dosimétrique (DLG), facteur de transmission à travers les lames (MLCT), l'indice de qualité, facteur de diffusion dans la tête d'irradiation, S_C (HS_C),, de dose relative, S_{CP}, TSCF(Total Scatter Collimator Factor), en plus R_{50} : Profondeur du 50% de la dose max absorbée sur l'axe, parcours thérapeutique R_{90} (90% de D_{max}) , parcours pratique R_p . Les mesures des données faisceaux effectuées conformément aux paramétrages des deux algorithmes AAA (Anisotropic Analytical Algorithm version 11.0.31)[55] en mode photons et eMC[56] en mode électrons indispensable pour le commissioning du système de planification de traitement (TPS) [55]. Les mesures des données faisceaux ont été réalisées conformément à la pratique et recommandations internationales telles que le groupe de travail AAPM TG-106[57]. Nous avons utilisé l'explorateur fantôme (MP3, PTW Freiburg, Allemagne) pour les mesures dosimétriques, il est équipé de deux chambres d'ionisation, à savoir la 0.125 cm^3 (semi flexible, PTW Freiburg, Allemagne) et la 0.3 cm^3 ((semi flexible, PTW Freiburg, Allemagne) , les résultats obtenues ont été analysées à l'aide d'un logiciel de navigation (MEPHYSTO mc^2. PTW Allemagne).

II.3.1 Montage expérimental de l'explorateur fantôme 3D MP3

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour le recueil de données. Son installation doit être la plus juste possible afin d'optimiser la précision des mesures des effectuées. Tout d'abord, il faut faire coïncider le centre de la cuve avec celui du faisceau directeur de l'accélérateur de particules Il suffit d'utiliser le réticule situé dans la tête de l'accélérateur et de le superposer sur la croix au fond de la cuve. Afin de faciliter la mise en place, il est possible d'utiliser les lasers de repositionnement. La cuve est ensuite remplie d'eau distillée qui se trouve dans le compartiment sous-jacent, c'est un milieu de référence équivalent aux tissus biologiques étant composés à plus de 80%

. La distance source/surface eau (DSS) doit être réglée à 100 cm grâce au télémètre afin de positionner la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules. L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée avec des niveaux de contrôle. La dernière étape de l'installation de la cuve est la mise en place des chambres d'ionisation (Figure 2.9). L'explorateur fantôme 3D MP3 (PTW, Freiburg, Allemagne) couplée à un électromètre double entrée permettant de placer deux chambres d'ionisation. La chambre semi flexible de mesure PTW TM 31010 est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir être déplacée. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules

Figure2.9: Montage des mesures de dose relative par l'explorateur fantôme 3D PTWMP3

La chambre de référence semi flexible (PTW M 31013) est placée sur un support au-dessus de la cuve, au bord du champ lumineux (Figure 2.10). Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre MP3, celui-ci étant relié lui-même au logiciel Mephysto nécessaire pour l'acquisition des données faisceaux (Rendements en profondeur, Profils de dose et Relative Dose facteur)

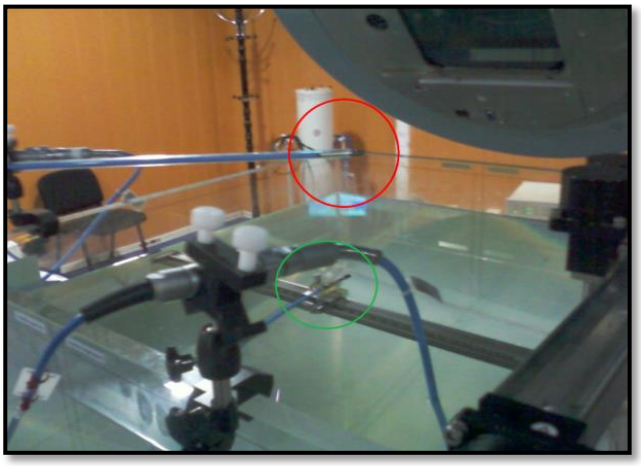


Figure 2.10: Chambre mobile sur les bras (cercle vert), chambre de référence fixe en bord du champ (cercle rouge)

II.3.1.1 Mesures dosimétriques en mode photons :

Les mesures des rendements en profondeur (PDD), des profils de dose transversaux et diagonaux, facteur de diffusion dans la tête d'irradiation, S_C (HS_C), de dose relative , S_{CP}, TSCF (Total Scatter Collimator Factor, ont été réalisées sur trois ClinaciX (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) pour des faisceaux de photons des 6MV,18MV.

La profondeur de dose maximale et la PDD à 10 cm ont été évaluées pour cinq tailles de champ : 2 x 2 cm², 6 x 6 cm², 10 x 10 cm², 20 x 20 cm² et 40 x 40 cm². Notez qu'une attention particulière est requise dans la mesure de la dose pour un petit champ de 2x2 cm2 [21, 22]; nous avons utilisé la chambre d'ionisation 3D recommandée avec un petit volume actif de 0,016 cm^3 (Pinpoint 3D, PTW Freiburg, Allemagne) [53,58].

À des fins de comparaison, nous avons utilisé l'indice de qualité du faisceau $TPR_{20,10}$ tel que défini dans TRS-398[31] ; il est déterminé à partir des données PDD20cm et PDD10cm mesurées en utilisant :

$$TPR_{20,10} = 1{,}2661 PDD_{20,10} - 0{,}0595 \qquad (2.1)$$

Où PDD20/10 est le rapport du pourcentage de profondeur à 20 cm et 10 cm. La planéité et la symétrie des profils de faisceau à 10 cm ont été comparées pour des tailles de champ de 2 x 2 cm², 10 x 10 cm² et 30 x 30 cm². La planéité peut être quantifiée comme une variation maximale autorisée en pourcentage de la dose moyenne sur les 80 % centraux de la pleine largeur à mi-hauteur (FWHM) du profil dans un plan transversal à l'axe du faisceau [(59)]. La planéité du faisceau F a été évaluée en trouvant d'abord les valeurs maximales des points de dose dmax et dmin sur le profil du faisceau dans les 80 % centraux de la largeur du faisceau, puis en calculant

$$F = \frac{dmax - dmin}{dmax + dmin} \qquad (2.2)$$

Le calcul de la symétrie des profils a également été considéré et jugé satisfaisant. La pénombre du profil du faisceau a été évaluée en considérant les points de dose relative de 80 % et 20 % ; la taille du champ a été définie comme la largeur à une dose relative de 50 %. Nous avons effectué une analyse statistique pour des tailles de champ uniformes à l'aide de mâchoires symétriques. Pour les configurations MLC non uniformes, les paramètres de pénombre de surface et d'indice d'uniformité sont suggérés au lieu de la définition conventionnelle de la pénombre physique [(60)]. Notez qu'en alternative à l'utilisation du système de balayage d'eau MP3, le 2D-Array-729 peut être utilisé pour le contrôle qualité de routine des profils de faisceaux de photons dans la limite de ± 3 % [(61)].

II.3.1.1 .1 Mesures d'écart interlames dosimétriques (DLG)

Pour les faisceaux de photons, le MLC doit être pris en compte lors du comissioning . Nos accélérateurs linéaires ont des collimateurs multilames (MLC) de forme arrondie lissée; ils modifient le champ de rayonnement par transmission aux bouts des lames[(62)]. Par conséquent, il est important d'évaluer et d'inclure l'écart interlame dosimétrique (DLG) dans le système de planification du traitement ; Il compense la transmission et a un impact important dans la planification IMRT et Rapid-Arc où un débit de dose élevé est utilisé. Les DLG ont été mesurés le long de la configuration de distance de l'axe source à 10 cm de profondeur. Conformément à la procédure du fournisseur, des exécutables d'écarts de champ MLC coulissants programmés notés g avec une vitesse constante de 2 mm, 4 mm, 6 mm, 10 mm, 14 mm, 16 mm et 20 mm ont été utilisés.

. Des points de contrôle sont attribués à la position des lames tous les 10 mm. Plus de détails sont donnés dans la référence[63]. La mesure de l'écart entre les lames est effectuée pour 6 MV et 18 MV. DLG est défini en traçant la taille de l'écart g en fonction de la lecture de l'écart corrigé Rg

$$g(R_g) = a \times R_g + b \quad (2.3)$$

$$R_g = (r_g - r_{gT}) \quad (2.4)$$

$$r_{gT} = R_T(1 - g(mm))/120mm \quad (2.5)$$

$$R_T = (R_{T,A} + R_{T,B})/2 \quad (2.6)$$

La valeur au point d'intersection (équation 1) le long de l'axe des x est la valeur DLG. La lecture de l'écart corrigé Rg (équation 2) est calculée à partir de chaque écart g avec la lecture du compteur avec la taille de l'écart g ; (équation 3) est la contribution de la transmission foliaire moyenne du MLCT. TR (équation 4) est la transmission MLCT moyenne pour les banques A et B.

II.3.1.1.2 Facteurs de diffusion totale du collimateur et mesures de diffusion de la tête

Les facteurs de diffusion totale du collimateur (TSCF) et la diffusion de la tête (HSc) ont été mesurés pour des faisceaux de photons de 6 MV et 18 MV avec des champs carrés ouverts de 3x3 cm², 5x5 cm², 7x7 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm² . La taille du champ de référence est de 10x10 cm². Les mesures de HSc ont été effectuées avec une chambre d'ionisation (volume sensible de 0,125 cm^3) logée à 10 cm de profondeur dans un mini-fantôme (mini-fantôme ESTRO, PTW Freiburg, Allemagne) en acrylique et en forme de cylindre (4 cm de diamètre, 17 cm long) (Figure 2.11).

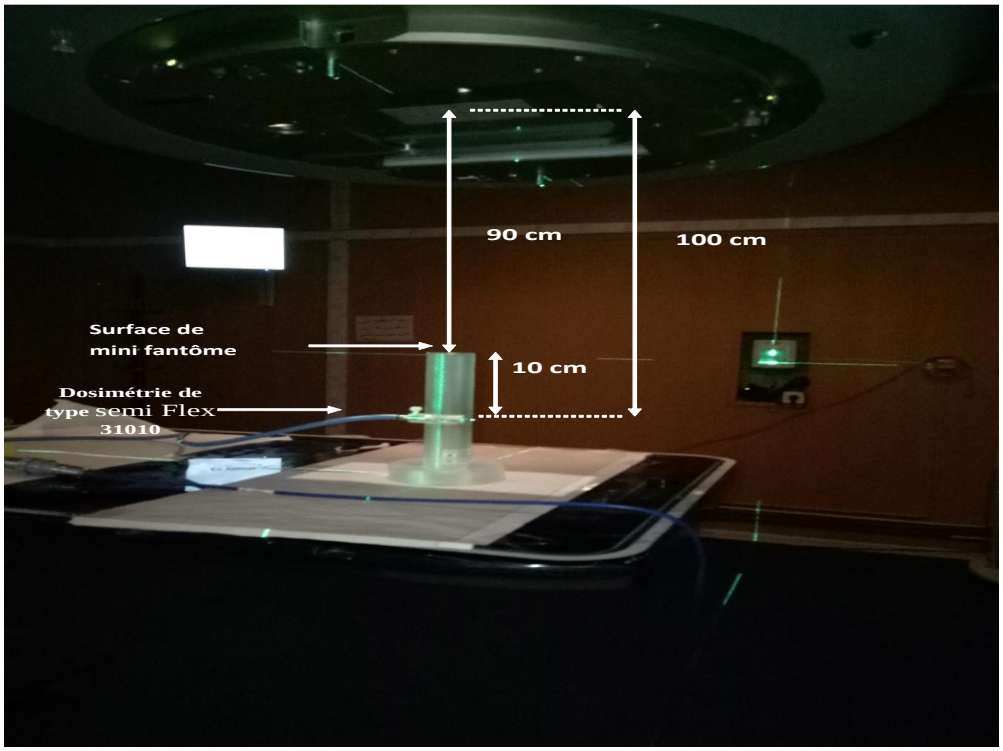


Figure 2.11 : Montage de mesures facteurs de diffusion de la tête (HSc)

II.3.1.2 Mesures dosimétriques en mode d'électrons

Pour le cas des électrons, les mesures de PDD des trois accélérateurs linéaires Varian Clinac-iX sont effectuées pour 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV et 20 MeV avec une chambre d'ionisation de 0,125 cm3. Des applicateurs d'électrons de 6x6 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² et 25x25 cm² sont considérés dans la présente étude ; ils collimatent le faisceau, limitent le champ de rayonnement et offrent une homogénéité de dose en zone irradiée. Les faisceaux d'électrons MeV ont une portée limitée; une profondeur de 15 cm est suffisante pour mesurer les PDD pour les cinq énergies citées précédemment. En pratique, l'énergie du faisceau d'électrons est généralement quantifiée par sa profondeur distale correspondant à 90 % de la dose maximale, elle représente la dose utilisée pour couvrir le volume cible prévu ; la structure immédiatement adjacente est critique[(64)].

II.3.1.3 Analyses statistiques

Pour notre analyse de la variation des différentes mesures, nous nous sommes concentrés sur la moyenne et l'écart-type ; l'intervalle de confiance (IC) à 95 % a été calculé à l'aide de la distribution t de Student (Addinsoft XLStat 2020).

Les analyses statistiques Mann-Whitney Monte Carlo ont été utilisées pour évaluer les valeurs p (Addinsoft XLStat 2020). P<0,05 a été considéré comme statistiquement significatif.

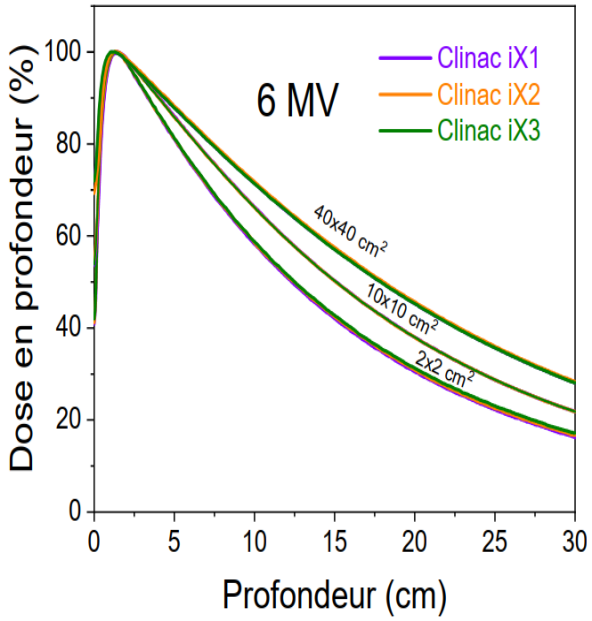


Figure 2.12 : Rendements en profondeur pour des faisceaux de photons 6MV, issus des 03 Clinac-iX

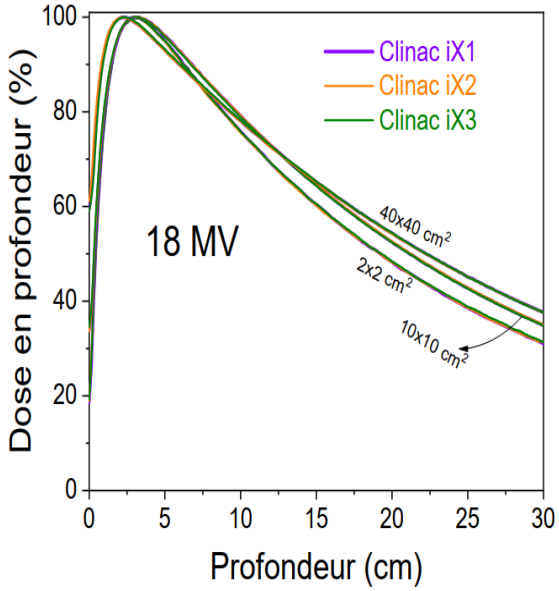


Figure 2.13 : Rendements en profondeur pour des faisceaux de photons 18 MV, issus des 03 Clinac-iX

Donnés	TC (cm2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	Dev .max.	Std.dev (σ)	95% IC
d_{max} (cm)	2x2	1.45	1.35	1.35	1.38	0.07	0.06	[1.24 - 1.53]
	6x6	1.40	1.40	1.40	1.40	0.00	0.00	[1.40- 1.40]
	10x10	1.40	1.50	1.40	1.43	0.07	0.06	[1.29- 1.57]
	20x20	1.40	1.40	1.30	1.37	0.07	0.06	[1.22- 1.51]
	40x40	1.20	1.30	1.30	1.23	0.07	0.06	[1.09- 1.38]
PDD5(%)	2x2	81.1	81.2	81.2	81.2	0.10	0.06	[81.0- 81.3]
	6x6	84.7	84.7	84.6	84.7	0.10	0.06	[84.5- 84.8]
	10x10	86.0	85.8	85.8	86.1	0.30	0.31	[85.3- 86.8]
	20x20	87.2	87.5	87.0	87.2	0.30	0.25	[86.6- 87.9]
	40x40	87.9	88.2	87.8	88.0	0.20	0.21	[87.4- 88.5]
PDD10(%)	2x2	58.2	58.5	58.8	58.5	0.30	0.30	[57.8- 59.2]
	6x6	63.5	63.6	63.6	63.6	0.10	0.06	[63.4- 63.7]
	10x10	66.3	66.2	66.2	66.3	0.10	0.15	[66.0- 66.7]
	20x20	69.5	69.6	69.2	69.4	0.20	0.21	[68.9- 70.0]
	40x40	71.4	71.8	71.4	71.5	0.30	0.23	[71.0- 72.1]
PDD20(%)	2x2	30.5	30.9	31.3	30.9	0.40	0.40	[29.9- 31.9]
	6x6	35.1	35.2	35.1	35.1	0.10	0.06	[35.0- 35.3]
	10x10	38.0	38.0	38.0	38.0	0.00	0.00	[38.0- 38.0]
	20x20	42.2	42.4	41.9	42.2	0.30	0.25	[41.5- 42.8]
	40x40	45.3	45.7	45.3	45.4	0.30	0.23	[44.9- 46.0]
MLCT (%)	10x10	1.50	1.49	1.47	1.49	0.02	0.02	[1.44- 1.53]
DLG(mm)	10x10	1.53	1.58	1.48	1.53	0.05	0.05	[1.40- 1.65]
$TPR_{20/10}$	2x2	0.604	0.610	0.615	0.610	0.006	0.010	[0.596-0.623]
	6x6	0.639	0.640	0.641	0.640	0.001	0.001	[0.638-0.642]
	10x10	0.666	0.667	0.667	0.667	0.001	0.001	[0.665-0.668]
	20x20	0.710	0.712	0.708	0.710	0.002	0.002	[0.705-0.715]
	40x40	0.743	0.746	0.744	0.744	0.002	0.002	[0.741-0.748]

Tableau 2.2 : Variation des paramètres dosimétriques des faisceaux de photons 6 MV issus des 03 Clinac-iX

Donnés	TC (cm^2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moyenne	Dev .max.	Std.dev (σ)	95% IC
d_{max} (cm)	2x2	3.15	3.00	3.04	3.06	0.09	0.08	[2.87- 3.26]
	6x6	3.40	3.50	3.40	3.43	0.07	0.06	[3.29- 3.58]
	10x10	3.10	3.10	3.10	3.10	0.00	0.00	[3.10- 3.10]
	20x20	2.50	2.60	2.60	2.60	0.10	0.06	[2.42- 2.71]
	40x40	2.30	2.20	2.30	2.27	0.07	0.06	[2.12- 2.41]
PDD5(%)	2x2	95.1	94.9	95.0	94.9	0.20	0.10	[94.8- 95.2]
	6x6	97.2	97.1	97.2	97.2	0.10	0.06	[97.0- 97.3]
	10x10	96.1	96.1	95.9	96.0	0.10	0.12	[95.7- 96.3]
	20x20	93.8	93.9	94.0	93.9	0.10	0.20	[93.7- 94.1]
	40x40	93.0	92.9	93.2	93.0	0.20	0.15	[92.7- 93.4]
PDD10(%)	2x2	75.9	75.6	75.8	75.7	0.20	0.21	[75.2- 76.3]
	6x6	79.4	79.4	79.4	79.4	0.00	0.00	[79.4- 79.4]
	10x10	79.2	79.2	78.9	79.1	0.20	0.17	[78.7- 79.5]
	20x20	78.0	78.1	78.1	78.1	0.10	0.06	[77.9- 78.2]
	40x40	78.1	77.9	78.2	78.1	0.20	0.15	[77.7- 78.4]
PDD20(%)	2x2	48.3	48.2	48.4	48.3	0.10	0.15	[47.9- 48.6]
	6x6	51.6	51.7	51.6	51.6	0.10	0.06	[51.5- 51.8]
	10x10	52.5	52.6	52.4	52.5	0.10	0.10	[52.3- 52.7]
	20x20	53.2	53.3	53.3	53.3	0.10	0.06	[53.1- 53.4]
	40x40	54.4	54.2	54.4	54.3	0.10	0.12	[54.0- 54.6]
MLCT (%)	10x10	1.55	1.55	1.52	1.54	0.02	0.02	[1.50- 1.58]
DLG(mm)	10x10	1.64	1.68	1.58	1.63	0.05	0.05	[1.51- 1.76]
$TPR_{20/10}$	2x2	0.746	0.747	0.748	0.747	0.001	0.001	[0.745-0.749]
	6x6	0.762	0.765	0.764	0.764	0.002	0.002	[0.760-0.767]
	10x10	0.779	0.781	0.782	0.781	0.002	0.002	[0.777-0.784]
	20x20	0.805	0.804	0.805	0.805	0.001	0.001	[0.803-0.806]
	40x40	0.822	0.822	0.821	0.822	0.001	0.001	[0.820-0.823]

Tableau 2.3 : Variation des paramètres dosimétriques des faisceaux de photons 18MV issus des 03 Clinac-iX

II.4 Interprétation des résultats :

Des mesures de photons et d'électrons ont été effectuées sur les trois Clinac-iX (1, 2, 3). Les doses de profondeur en pourcentage (PDD) pour les photons de 6 MV et 18 MV(figure 2.12 et 2.13) sont présentées dans les tableaux 2.1 et 2.2 avec leur analyse détaillée pour les tailles de champ 2x2 cm², 6x6 cm², 10x10 cm², 20x20 cm² et 40x40 cm². Pour les deux énergies de photons, les différences de dose maximale dmax étaient toutes inférieures à 0,2 mm ; Les différences de PDD variaient de 0,1 % à 0,4 % pour les photons de 6 MV et de 0,1 % à 0,2 % pour un faisceau de 18 MV en comparant les PDD à des profondeurs de 5 cm (PDD5 %), 10 cm (PDD10 %) et 20 cm (PDD20 %) avec leurs valeurs moyennes correspondantes. Sur les mêmes tableaux, les données TPR20/10 (Rapport du fantôme tissulaire à 20 et 10 cm) ne montrent aucune différence reflétant la qualité du faisceau. Le facteur MLCT pour la banque A et la banque B a été mesurée séparément. Pour une taille de champ de 10 x 10 cm² et des énergies de 6 MV et 18 MV, les différences maximales de MLCT étaient inférieures à 0,2 % ; le DLG moyen résultant des trois Clinac-iX, calculé à l'aide de l'Eq. (2.3 – 2.6), est de 1,53 mm pour 6 MV et de 1,63 mm pour 18 MV avec une différence maximale de 0,05 mm (Std.dev de 0,05 mm) (tableaux 2.2 et 2.3).

Les figures 2.14 et 2.15 affiche nos mesures de TSCF et HSc pour 6 MV et 18 MV, respectivement ; Les différences dans le TSCF et le HSc allaient de 0,001 à 0,005 pour les énergies et les tailles de champ 3x3 cm^2, 5x5 cm^2, 7x7 cm^2, 10x10 cm^2, 15x15 cm^2, 20x20 cm^2, 30x30 cm^2 et 40x40 cm^2.

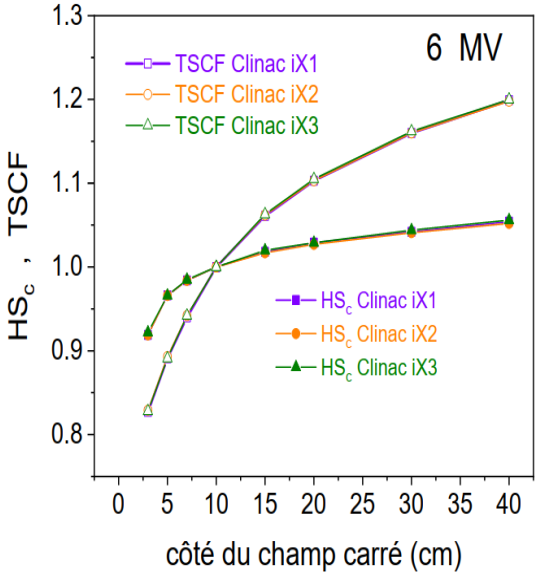


Figure 2.14 : TSCF et HSc en fonction de la taille de champs issus des trois Clinac-iX énergie 6MV

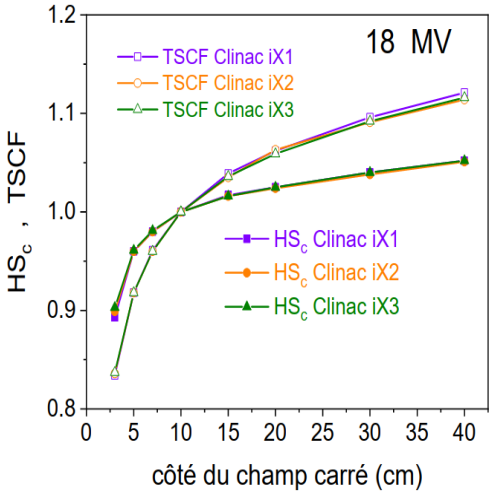


Figure 2.15 : TSCF et HSc en fonction de la taille de champs issus des trois Clinac-iX énergie 18MV

Des mesures approfondies du profil de dose relative (transverse) pour les faisceaux de 6 et 18MV normalisés à 100 % sur l'axe central à 10 cm de profondeur pour différentes tailles de champ sont effectuées sur les trois Clinac-iX. Leurs profils correspondants sont comparés en incluant leur profil de dose relative moyenne comme référence (Figures 2.16 et 2.17)

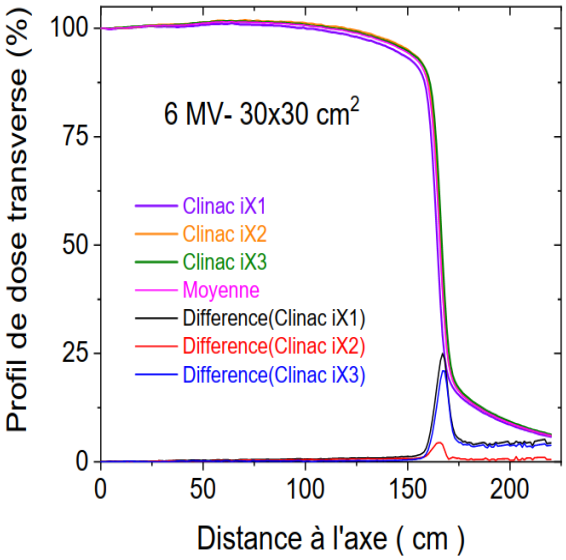


Figure 2.16 : Profils de doses transverses pour le faisceau de 6MV issus des trois Clinac-iX

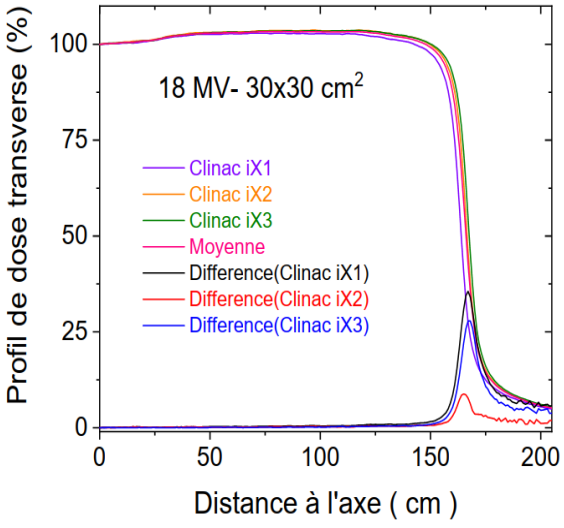


Figure 2.17 : Profils de doses transverses pour le faisceau de 18MV issus des trois Clinac-iX

Une analyse détaillée est présentée dans le tableau 2.4 pour des tailles de champ de 2x2 cm^2, 10x10 cm^2 et 30x30 cm^2.

E (MV)	Prof (cm)	Donnés	TC (cm^2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	Dev. max	Dev. Std (σ)	95% IC Moyenne
6	10	Plan transverse Homogéeite faisecau (%)	2x2	7.03	7.95	7.08	7.35	0.60	0.52	[6.07-8.64]
			10x10	2.70	2.45	2.36	2.50	0.20	0.18	[2.07-2.94]
			30x30	1.96	2.16	1.95	2.02	0.14	0.12	[1.73-2.32]
		Plan transverse Symétrie faisecau (%)	2x2	0.64	1.17	0.39	0.73	0.44	0.40	[-0.26-1.72]
			10x10	1.34	0.60	0.35	0.76	0.58	0.51	[-0.52-2.04]
			30x30	0.48	1.10	0.36	0.65	0.45	0.40	[-0.34-1.63]
		Penombre Dt/Gch Moyenne in mm	2x2	3.29	3.54	3.48	3.44	0.15	0.13	[3.11-3.76]
			10x10	6.93	7.07	7.11	7.04	0.11	0.09	[6.80-7.27]
			30x30	8.96	8.98	9.16	9.03	0.13	0.11	[8.76-9.31]
18	10	transverse Homogéeite faisecau (%)	2x2	9.53	9.48	9.35	9.45	0.10	0.09	[9.22-9.68]
			10x10	2.42	2.30	2.10	2.27	0.17	0.16	[1.87-2.67]
			30x30	1.67	1.86	1.80	1.78	0.11	0.10	[1.54-2.02]
		Plan transverse Symétrie faisecau (%)	2x2	0.47	0.63	0.38	0.49	0.14	0.13	[0.18-0.81]
			10x10	0.83	0.69	0.31	0.61	0.30	0.27	[-0.06-1.28]
			30x30	0.74	1.41	0.95	1.03	0.38	0.34	[0.18-1.88]
		Penombre Dt/Gch Moyenne in mm	2x2	4.48	4.52	4.64	4.55	0.09	0.08	[4.34-4.75]
			10x10	8.21	8.20	8.22	8.21	0.01	0.01	[8.19-8.23]
			30x30	9.21	9.15	9.15	9.17	0.04	0.03	[9.08-9.26]

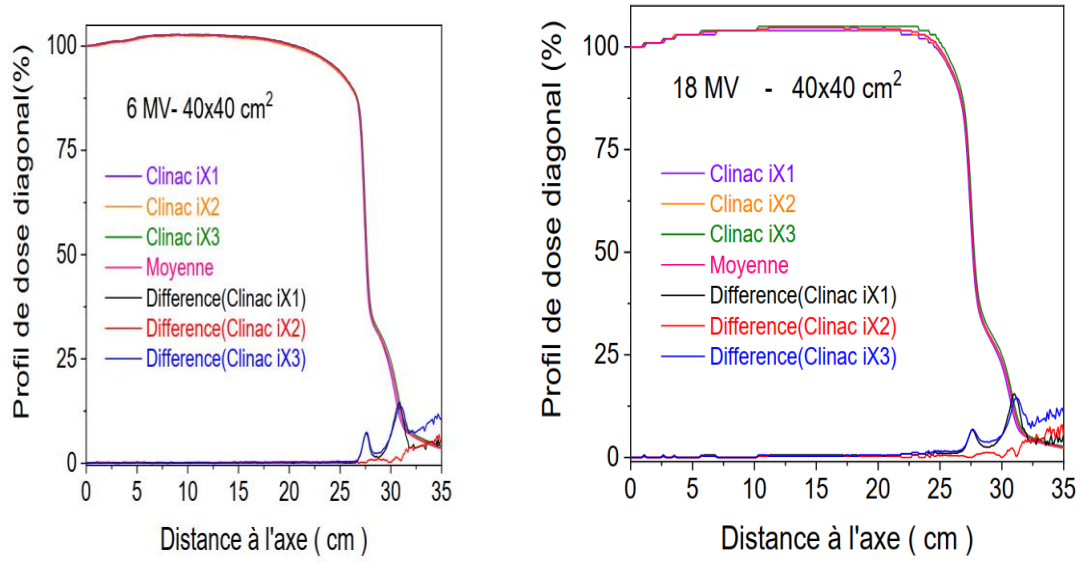
Tableau 2.4 : Analyse du profil du faisceau pour trois accélérateurs linéaires Clinac-iX

Notons que pour un faisceau de 6 MV à une profondeur de 10 cm, les écarts maximaux de planéité et de symétrie du faisceau dans le plan transversal sont respectivement de 0,6 % et 0,58 % ; en excluant le petit champ 2x2cm^2, les écarts maximum de planéité et de symétrie du faisceau plan transversal sont compris entre 0,2% et 0,58%. De même, les différences maximales pour le faisceau 18 MV sont respectivement de 0,17 % et 0,38 %. Dans la zone de pénombre, les valeurs maximales sont de 0,15 mm (Std.dev 0,18 mm) pour 6 MV et 0,09 mm (Std.dev 0,08 mm) pour 18 MV ; Pour une taille de champ de 30x30 cm^2, ces différences représentent jusqu'à 25 % de différence par rapport à la valeur moyenne pour 6 MV et jusqu'à 30 % pour 18MV. Notez que cette région n'est pas cliniquement significative. Les analyses statistiques utilisant la méthode Mann-Whitney Monte Carlo sur le profil de faisceau couramment utilisé de 30x30 cm^2 par rapport à la

courbe moyenne du profil de faisceau des trois résultats Clinac-iX aux valeurs p (seuil de signification de 5%) de p = 0,731 (Clinac-iX1), p = 0,572 (Clinac-iX2), p = 0,967 (Clinac-iX3) pour 6 MV et p=0,314 (Clinac-iX1), p = 0,282 (Clinac-iX2), p = 0,334 (Clinac-iX3) pour 18 MV. Ces résultats confirment que les trois machines ne sont pas différentes ; ce qui justifie de considérer que les trois Clinac-iX sont dosimétriquement équivalentes.

De plus, pour plus d'explorations, nous avons mesuré des profils diagonaux de taille de champ de 40x40 cm^2 à partir des trois accélérateurs linéaires, y compris leur courbe moyenne correspondante pour 6 MV et 18 MV ; Leurs analyses statistiques avec des tests non paramétriques de Mann-Whitney Monte Carlo se sont révélées très satisfaisantes ; concluant ainsi l'équivalence dosimétrique des trois Clinac-iX le long du profil diagonal (figure 2.18 A et B).

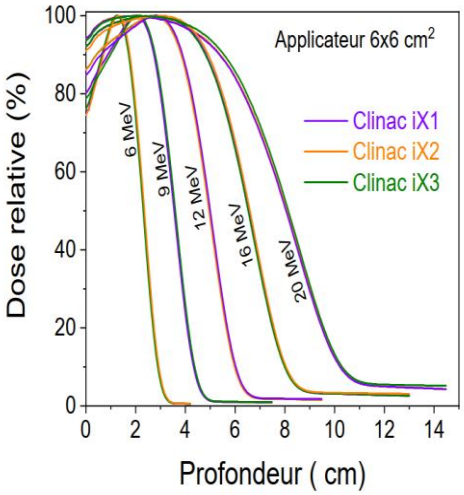
(A) (B)



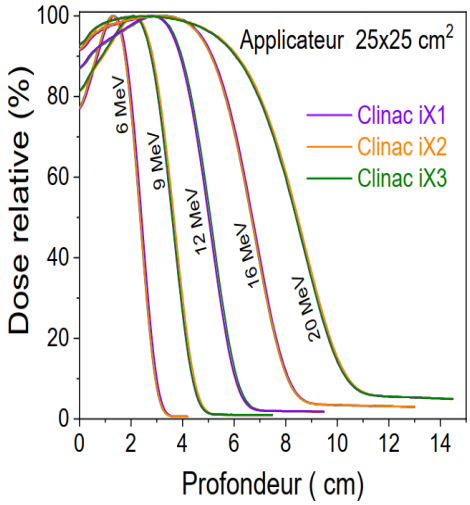
Figures 2.18 : Profils de doses diagonaux pour le faisceau de 6 MV(A) et 18 MV(B) issus des trois Clinac-iX

En mode électrons, de mesures PDD ont été effectué sur les trois Clinac-iX pour des faisceaux d'électrons de 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV et 20 MeV avec des applicateurs d'électrons de 6x6 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² et 25x25 cm². A titre d'exemple, le figure 2.19 A et B montre nos mesures PDD (faisceaux d'électrons de 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV et 20 MeV) pour le plus petit applicateur de 6x6 cm2 et le plus grand de 25x25 cm2.

(A)



(B)



Figures 2.19 : Rendements en profondeur pour des faisceaux d'électrons 6,9,12,16,20 MeV issus des 03 Clinac-iX (A) applicateur 6x6 cm², (B) applicateur 25x25 cm²

Une analyse détaillée des données de ces mesures PDD pour les cinq énergies (applicateur 10x10 cm2) est présentée dans le tableau 2.5. Les comparaisons des données d'analyse statistique PDD pour les cinq énergies de faisceau d'électrons et les cinq applicateurs cités ci-dessus parmi les trois Clinac-iX se sont révélées être très rassurant; nous avons trouvé un écart maximal de 0,53 mm (0,46 std.dev) à une profondeur de dose maximale (dmax ou R100), un max.dev de 0,52 mm (0,45 std.dev) pour R50 (la plage de 50 % de la plage à dmax), un max. dev de 0,51 mm (0,45 std.dev) pour R90 et 0,54 mm (std. dev 0,48) pour le parcours pratique Rp.

E (MeV)	Donnés (mm)	Appli (cm^2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moyenne	Dev.max.	Dev .std. (σ)	95% CI
6 MeV	dmax	6x6	12.80	12.39	13.17	12.79	0.78	0.40	[11.8-13.8]
		10x10	12.79	12.41	12.98	12.73	0.57	0.29	[12.0-13.5]
		15x15	12.80	12.42	12.80	12.67	0.38	0.22	[12.1-13.2]
		20x20	12.41	12.80	12.82	12.68	0.41	0.23	[12.1-13.3]
		25x25	13.59	12.80	13.18	13.19	0.79	0.40	[12.2-14.2]
	R50	6x6	23.28	23.05	23.45	23.26	0.40	0.20	[22.8-23.8]
		10x10	23.20	23.13	23.12	23.15	0.08	0.04	[23.0-23.3]
		15x15	23.33	23.24	23.42	23.33	0.18	0.09	[23.1-23.6]
		20x20	23.11	23.37	23.53	23.34	0.42	0.21	[22.8-23.9]
		25x25	24.13	23.46	23.54	23.71	0.67	0.37	[22.8-24.6]
	R90	6x6	17.37	17.19	17.56	17.37	0.37	0.19	[16.9-17.8]
		10x10	17.29	17.24	17.24	17.26	0.05	0.03	[17.2-17.3]
		15x15	17.38	17.35	17.52	17.42	0.17	0.09	[17.2-17.6]
		20x20	17.16	17.45	17.60	17.40	0.44	0.22	[16.9-18.0]
		25x25	18.17	17.53	17.60	17.77	0.64	0.35	[16.9-18.6]
	Rp	6x6	29.30	29.05	29.46	29.27	0.41	0.21	[28.8-29.8]
		10x10	29.29	29.14	29.20	29.21	0.15	0.08	[29.0-29.4]
		15x15	29.33	29.30	29.46	29.36	0.16	0.09	[29.2-29.6]
		20x20	29.17	29.40	29.64	29.40	0.47	0.24	[28.8-30.0]
		25x25	30.22	29.59	29.59	29.80	0.63	0.36	[28.9-30.7]
9 MeV	dmax	6x6	20.04	20.02	20.51	20.19	0.49	0.28	[19.5-20.9]
		10x10	20.50	20.01	20.01	20.17	0.49	0.28	[19.5-20.9]
		15x15	20.49	20.50	20.98	20.66	0.49	0.28	[20.0-21.4]
		20x20	20.48	20.02	20.50	20.33	0.48	0.27	[19.7-21.0]
		25x25	21.01	20.52	20.99	20.84	0.49	0.28	[20.2-21.5]
	R50	6x6	35.79	35.48	35.84	35.70	0.36	0.20	[35.2-36.2]
		10x10	35.66	35.54	35.48	35.56	0.18	0.09	[35.3-35.8]
		15x15	35.82	35.62	35.82	35.75	0.20	.011	[35.5-36.0]
		20x20	35.61	35.81	35.75	35.72	0.20	0.10	[35.5-36.0]
		25x25	36.68	35.90	36.03	36.20	0.78	0.42	[35.2-37.2]
	R90	6x6	27.57	27.35	27.66	27.53	0.31	0.16	[27.1-27.9]
		10x10	27.46	27.37	27.30	27.38	0.16	0.08	[27.2-27.6]
		15x15	27.61	27.44	27.66	27.57	0.22	0.12	[27.3-27.9]
		20x20	27.40	27.64	27.75	27.60	0.35	0.18	[27.2-28.0]
		25x25	28.48	27.70	27.82	28.0	0.78	0.42	[27.0-29.0]
	Rp	6x6	43.88	43.52	43.90	43.77	0.38	0.21	[43.2-44.3]
		10x10	43.81	43.62	43.59	43.67	0.22	0.12	[43.4-44.0]

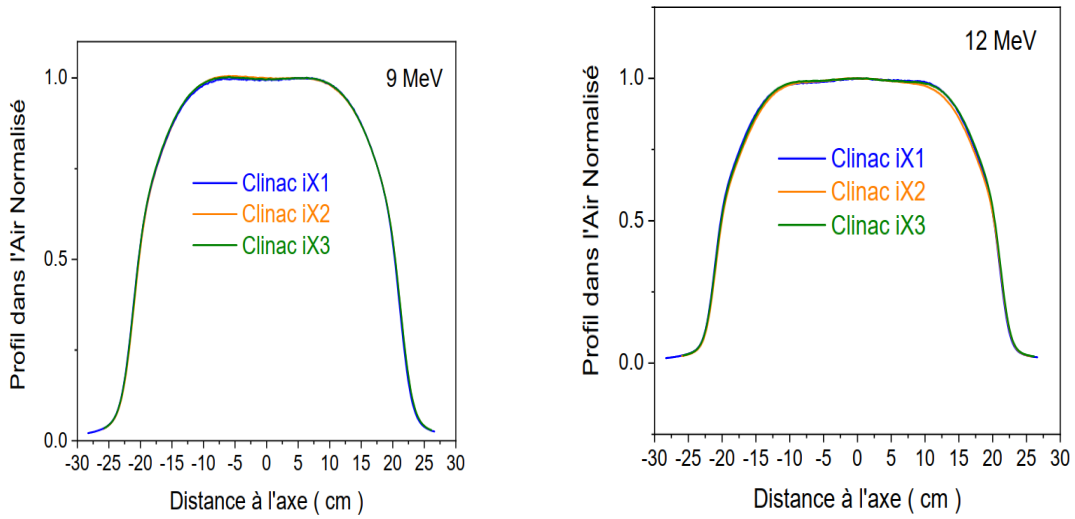
	Rp	15x15	43.98	43.76	43.93	43.89	0.22	0.12	[43.6-44.2]
		20x20	43.78	43.88	44.03	43.90	0.25	0.13	[43.6-44.2]
		25x25	44.83	44.01	44.15	44.33	0.82	0.44	[43.2-45.4]
12 MeV	**dmax**	6x6	27.51	27.52	27.97	27.67	0.46	0.26	[27.0-28.3]
		10x10	28.01	28.50	28.0	28.17	0.50	0.29	[27.5-28.9]
		15x15	27.99	27.51	28.49	28.00	0.98	0.49	[26.8-29.2]
		20x20	27.96	28.01	27.99	27.99	0.05	0.03	[27.9-28.1]
		25x25	28.53	28.49	28.49	28.50	0.04	0.02	[28.5-28.6]
	R50	6x6	49.85	49.51	49.80	49.72	0.34	0.18	[49.3-50.0]
		10x10	49.79	49.60	49.56	49.65	0.23	0.12	[49.3-50.3]
		15x15	49.97	49.73	49.90	49.87	0.24	0.12	[49.6-50.2]
		20x20	49.75	49.90	49.99	49.88	0.24	0.12	[49.6-50.2]
		25x25	50.85	50.02	50.13	50.33	0.83	0.45	[49.2-51.5]
	R90	6x6	38.56	38.28	28.52	38.45	0.28	0.15	[38.1-38.8]
		10x10	38.76	38.65	38.55	38.65	0.11	0.11	[38.4-38.9]
		15x15	38.87	38.75	38.90	38.84	0.15	0.08	[38.6-39.0]
		20x20	38.61	38.82	38.82	38.75	0.21	0.12	[38.5-39.1]
		25x25	39.72	38.99	39.03	39.25	0.73	0.41	[38.2-40.3]
	Rp	6x6	60.50	60.05	60.40	60.32	0.45	0.24	[59.7-60.9]
		10x10	60.20	59.97	59.96	60.04	0.23	0.14	[59.7-60.4]
		15x15	60.44	60.11	60.33	60.29	0.33	0.17	[59.9-60.7]
		20x20	60.30	60.32	60.55	60.39	0.25	0.14	[60.0-60.7]
		25x25	61.33	60.42	60.61	60.79	0.91	0.48	[59.6-62.0]
16 MeV	**dmax**	6x6	27.96	28.00	27.20	27.72	0.80	0.44	[26.6- 28.8]
		10x10	30.40	30.40	31.19	30.66	0.79	0.46	[29.5-31.8]
		15x15	31.99	32.79	32.00	32.26	0.80	0.46	[31.1-33.4]
		20x20	28.80	29.60	29.60	29.33	0.80	0.46	[28.2-30.5]
		25x25	32.00	31.99	31.22	31.74	0.78	0.45	[30.6-32.9]
	R50	6x6	65.46	65.25	65.61	65.44	0.36	0.18	[65.0-65.9]
		10x10	66.09	66.09	66.14	66.11	0.05	0.03	[66.0- 66.2]
		15x15	66.27	66.27	66.45	66.33	0.18	0.10	[66.1-66.6]
		20x20	66.07	66.40	66.49	66.32	0.42	0.22	[65.8-66.9]
		25x25	67.16	66.60	66.72	66.83	0.56	0.29	[66.1-67.6]
	R90	6x6	48.41	48.04	48.38	48.28	0.37	0.21	[47.8-48.8]
		10x10	50.62	50.66	50.70	50.66	0.08	0.04	[50.6-50.8]
		15x15	50.85	50.84	51.04	50.91	0.20	0.11	[50.6-51.2]
		20x20	50.54	50.77	50.90	50.74	0.36	0.18	[50.3-51.2]
		25x25	51.65	51.08	51.19	51.31	0.57	0.30	[50.6-52.1]
	Rp	6x6	80.13	79.94	79.67	79.91	0.46	0.23	79.3-80.5]
		10x10	79.56	79.64	80.26	79.82	0.70	0.38	[78.8-80.8]
		15x15	79.73	79.79	80.01	79.84	0.28	0.15	[79.5-80.2]
		20x20	79.60	79.92	80.09	79.87	0.49	0.25	[79.3-80.5]
		25x25	80.70	80.16	80.29	80.38	0.54	0.28	[79.7-81.1]
	dmax	6x6	18.00	18.02	18.01	18.01	0.02	0.01	[18.0-18.0]
		10x10	19.98	19.98	20.00	19.99	0.02	0.01	[20.0-20.0]
		15x15	23.00	23.02	22.99	23.00	0.03	0.02	[23.0-23.0]
		20x20	24.00	24.00	24.00	24.00	0.00	0.00	[24.0-24.0]
		25x25	26.00	26.00	26.00	26.00	0.00	0.00	[26.0-26.0]
	R50	6x6	80.77	80.46	80.67	80.63	0.31	0.16	[80.2- 81.0]
		10x10	83.27	82.95	83.05	83.09	0.32	0.16	[82.7- 83.5]
		15x15	83.67	83.47	83.61	83.58	0.20	0.10	[83.3- 83.8]
		20x20	83.53	83.60	83.74	83.62	0.21	0.11	[83.4- 83.9]
		25x25	84.69	83.95	83.98	94.21	0.74	0.42	[83.2- 85.3]

20 MeV	**R90**	6x6	54.00	53.70	54.12	53.94	0.42	0.22	[53.4- 54.5]
		10x10	58.94	58.79	58.82	58.85	0.15	0.08	[58.7- 59.1]
		15x15	60.17	60.24	60.28	60.23	0.11	0.06	[60.1- 60.4]
		20x20	59.87	60.13	60.17	60.06	0.30	0.16	[59.7- 60.5]
		25x25	61.35	60.50	60.66	60.84	0.85	0.45	[59.7- 62.0]
	Rp	6x6	101.85	101.49	101.79	101.71	0.36	0.19	[101.2-102.2]
		10x10	101.35	100.88	101.12	101.12	0.47	0.24	[100.5-101.7]
		15x15	101.41	101.20	101.42	101.34	0.22	0.12	[101.0-101.7]
		20x20	101.34	101.28	101.57	101.40	0.29	0.15	[101.0-101.8]
		25x25	102.33	101.59	101.52	101.81	0.81	0.45	[100.7-102.9]

Tableau 2.5 : Variation des paramètres Physiques pour les faisceaux d'électrons 6, 9, 12, 16 et 20 MeV issus des 03 Clinac-iX

A noter que d'autres mesures nécessaires à la configuration du système de planification de traitement en mode électronique ont également été réalisées ; les plus importantes sont les mesures des données de distance à la surface de la source (SSD) et le profil mesuré dans le milieu air pour un champ max 40 x40 cm^2 et SSD 95cm données. Leur analyse statistique a montré une bonne concordance au sein des trois Clinac-iX (figure 2.20 A et B)

(A) (B)



Figures 2.20 : Profil dans l'air pour un champ ouvert 40 x40 pour les faisceaux d'électrons 9 (A), 12 MeV(B) issus des 03 Clinac-iX

De l'ensemble des données présentées dans la présente étude en mode photons et électrons réalisée sur les trois Clinac-iX de notre centre, l'analyse statistique présentée dans les tableaux 1 à 4 est en général très réaliste et encourageante ; en particulier, les intervalles de confiance à 95 % pour les valeurs standard semblent très concluants ; ainsi, offrez un contrôle pour la reproductibilité projetée. En fait, comme évalué lors du comissioning, nos résultats et analyses montrent qu'il n'y a pas de variation significative entre les trois machines.

II.4 Discussions

Nos comparaisons avec des études similaires ont montré en général un très bon accord pour la plupart des grandeurs dosimétriques prises en compte dans notre analyse d'adaptation de faisceau ; concernant le PDD où nous avons trouvé des différences n'excédant pas 0,3% pour les champs standards pour les deux 6 et 18 MV (Tableau 2.2 et 2.3), Kang et al. (2019)[9], Attalla et al. (2014)[8], Beyer (2013) [63], Bhangle et al. (2011)[7] et Sjöström et al. (2009) [6] Les mesures de PDD étaient toutes appariées à moins de 1 %. Contrairement aux mesures de Beyer (2013)[63] d'un écart maximal de dmax de 2 mm, Krishnappan et al. (2018)[10] ont trouvé une valeur de 1,2 mm ; dans notre cas, pour dmax, les trois machines sont appariées à 1 mm près. Fenoglietto et al. (2016)[65] ont inclus de petits champs dans leur procédure d'appariement à utiliser pour l'IMRT ; ils ont appliqué un seuil de 0,5 % dans leur PDD pour correspondre à leurs linacs ; Comme le montre le tableau (2.2, 2.3) pour un petit champ de 2x2 cm^2, nous avons trouvé un écart maximal de 0,4 % pour les deux énergies sans imposer de seuil. La transmission DLG et MLCT sont des paramètres importants pour l'IMRT ; Pour 6 MV et 18 MV, nos valeurs maximales d'écart de 0,05 mm et 0,02 % (Tableau 2.2 et 2.3) , nos mesures parmi les trois Clinac-iX sont bien meilleures que celles rapportées dans Kang et al. (2019)[9] dans leur procédure d'équivalence dosimétrique des deux linacs VitalBeam pour 6 MV et 10 MV. Concernant le TPR20/10, comme rapporté dans les tableaux (2.2 et 2.3) nos mesures sont meilleures que celles rapportées par Attalla et al. (2014)[8]. Nous avons trouvé un écart type de 0,001 pour des tailles de champ de 10x10 cm2 et 40x40 cm2 en très bon accord avec les mesures de Beyer (2013)[63] pour 6 MV dans leur analyse d'équivalence dosimétrique pour trois linacs à faisceau réel ; tandis que pour 18 MV, nos résultats sont bien meilleurs pour 10x10 cm2. Sjöström et al.(2009)[6] ont trouvé un écart maximum TPR20/10 de 0,004 et 0,003 pour 6MV et 15 MV par rapport à nos valeurs de 0,001 et 0,002 pour 6 MV et 18 MV, respectivement. La variation de notre TSCF mesuré pour 6 MV et 18 MV ne différait pas de plus de 0,36 % des trois Clinac-iX pour toutes les tailles de champ à 10 cm de profondeur illustrées aux figures 2.14 et 2.15. Cependant, Kang et al. (2019)[9] les mesures étaient à moins de 1 % pour deux linacs VitalBeam avec 6 MV et 10 MV pour toutes les tailles de champ jusqu'à 30x30 cm^2 ; Fenoglietto et al. (2016)[65] ont rapporté une valeur de 0,5 % dans deux machines jumelées pour 6, 8, 18 et 25 MV, ce qui est similaire à Attalla et al. (2014)[8]mesures sur deux machines ONCOR pour toutes les tailles

de champ pour 6 et 10 MV. Pour la taille de champ particulière de 35x35 cm2, Krishnappan et al. (2018)[10] ont trouvé un écart type de 0,01 à partir de six linacs Varian non adaptés au faisceau (6 MV) ; pour notre cas, nous avons trouvé une meilleure valeur de 0,001 écart type. Pour 6 MV, nos TSCF et HSc correspondant à des différences de 0,2 % entre les trois Clinac-iX sont meilleurs que ceux de Bhangle et al. (2011)[7] mesures d'écarts de ±1% entre deux machines Siemens ONCOR pour 4x4 cm2 à 40x40 cm2. Dans l'étude détaillée de Kang et al. (2019)[9], les différences maximales de planéité et de symétrie de cinq tailles de champ entre deux linacs VitalBeam de 6 MV étaient de 0,4 % et -0,33 % ; En revanche, pour une taille de champ de 10x10 cm2 et 30x30 cm2, nous avons trouvé des écarts maximum de 0,2% et 0,58% respectivement (tableau 2.4). Pour la largeur de la pénombre, nos mesures sont en accord avec celles de Beyer Beyer (2013)[63]. En particulier, le profil diagonal montré ici sur la figure 2 .18 (A, B) pour 6 et 18 MV concorde bien avec les mesures de la figure 7 de Beyer (2013)[63]sur leurs machines Clinac 2100 et Trilogy. Concernant les mesures de PDD en mode électronique, l'écart maximal de dmax, R50, R90, Rp de la moyenne est de 0,49 mm, 0,48 mm, 0,51 mm et 0,54 mm, respectivement. Nos résultats sont meilleurs que ceux de Hrbacek et al. (2007)[4]; ils ont utilisé deux clinacs Varian 2100C/D appariés pour toutes les énergies et l'applicateur et ont trouvé un écart maximum de ±1,5 mm de la moyenne pour dmax et ±1 mm pour R50, R90, R80.Une valeur légèrement supérieure de 0,7 mm d'écart maximum de la moyenne a été rapportée par Sjöström et al. (2009)[6] pour deux paramètres R50, R85 en utilisant huit machines Varian iX pour toutes les énergies et tous les applicateurs. Une valeur de déviation maximale similaire de 0,7 mm a été trouvée par Attalla et al. (2014)[8]pour Rp, R50, R80, R85, R90 avec deux Siemens ONCOR. De toute évidence, notre déviation maximale est très encourageante, reflétant la bonne correspondance des faisceaux entre les trois Clinac-iX pour les modes électrons et photons utilisés dans notre centre.

CHAPITRE III

Impact clinique des Clinac-iX jumelles : cas de dosimétrie 3D (Sein, Prostate)

Chapitre III : Impact clinique des Clinac-iX jumelles : cas de dosimétrie 3D (Sein, Prostate)

III.1 Radiothérapie Conformationnelle 3D:

Le passage de la radiothérapie 2D à la radiothérapie conformationnelle 3D(RTC) a débutée, au Centre de Lutte Contre Le Cancer de Sétif en 2017 grâce à la disponibilité d'un scanner hélicoïdal Siemens Somatom 128 barrettes dédié à la Radiothérapie Oncologie (voir figure 3.1(A)), du collimateur multilames et le développement du système de calcul dosimétrique 3D (Système de planification des Traitements ou TPS voir Figure 3.1(B)) ont ouvert la voie vers des techniques prometteuses. Parmi ces techniques la radiothérapie conformationnelle est la dénomination américaine3D Conformal Radiotherapy traduite, c'est-à-dire irradier suivant le forme de la tumeur ou plus généralement du volume cible. La radiothérapie conformationnelle utilise des isodoses qui doivent être au plus proche de la forme de la lésion tumorale (d'où le terme « conformationnel » qui épouse la forme de la structure). L'objectif de cette radiothérapie est de diminuer la dose délivrée aux tissus sains entourant la tumeur, d'augmenter la dose dans la tumeur, et d'obtenir un meilleur contrôle local, donc un accroissement de la survie des patients[66,67,68,69,70,71,72,73,74,75,76]

(A) (B)

Figure3.1 : Scanner dosimétrique SIEMENS SOMATOM (A), TPS de type Eclipse (B)

III.1.1 Etapes de la planification d'un traitement de radiothérapie

Le traitement par RC3D se déroule selon plusieurs étapes[77] :

- Acquisition des données anatomiques du patient : Après avoir défini une position de traitement la plus reproductible possible, réalisation d'un scanner dosimétrique avec des coupes axiales comprenant la zone à traiter et les organes à protéger. Les images sont ensuite envoyées au TPS (treatment planning system).

- Définition des volumes cibles et Organes à risque (OAR) : Il faut alors déterminer les volumes à irradier (GTV, CTV et PTV), ainsi que les organes à risque, cette étape comprend aussi le calcul des densités électroniques à partir du scanner (convention nombre Hounsfield – densité électronique)

- Dosimétrie prévisionnelle : elle consiste à définir une balistique de traitement (énergie, orientation du bras, rotation du collimateur…). Le TPS calculera alors la dosimétrie prévisionnelle par un algorithme de calcul. La lecture de cette dosimétrie se fait grâce à des courbes isodoses couvrants le PTV et à l'analyse de l'histogramme dose volume (HDV)

-Implémentation du plan de traitement comprenant le calcul du nombre d'unités moniteur,la génération du rapport et le transfert vers le système d'enregistrement et de vérification (system record and verify ou R&V)

- Délivrance de la dose : Une fois la préparation du traitement vérifiée et terminée, le traitement est délivré au patient quotidiennement à l'aide d'un accélérateur de particules.

- Contrôle de la position géométrique du patient (garant de la dose reçue par le patient). A une certaine fréquence, une comparaison entre les DRR (Digitally Reconstructed Radiography) et les images issues de l'imagerie embarquée ou non embarquée est effectuée pendant le traitement pour garantir le bon positionnement du patient et replacement de celui-ci si besoin. La RC3D utilise plusieurs faisceaux fixes. Un Collimateur Multi Lames (CML) peut être utilisé pour améliorer la conformation ainsi que des caches focalisés et des filtres en coin. Les caches plombés personnalisés (figure3.2 (A)), peuvent notamment être très efficace. En effet, ils permettent une bonne conformation au volume et n'ont aucun souci de fuite de dose alors que le MLC[78] a inévitablement un effet en « marches d'escalier » (figure 3.2 (B)) et a parfois des problèmes de fuite inter-lames et intra-lames.

(A) (B)

Figure3.2 : caches plombés personnalisés (A), collimateur multilames MLC (B)

III.2 Volumes définis par l'ICRU pour la radiothérapie RC3D

La prescription et la réalisation de la radiothérapie impliquent la définition précise des volumes cibles et des doses[(79)] qui doivent y être délivrées. C'est dans ce contexte que l'ICRU (Internationnal Commission on Radiation Units and measurements) a publié des recommandations via leurs rapports n°50 (1993) et 62 (1999) pour la radiothérapie externe [ICRU50][(80)][ICRU62][(81)].Le but de ces rapports est d'uniformiser les pratiques et le langage entre les centres (sur le plan national et international) afin d'homogénéiser la prescription

(dose et volumes) et le rapport. Pour les volumes tumoraux, on retrouve :

Le volume tumoral macroscopique (GTV : Gross Tumor Volume) qui représente l'ensemble des lésions tumorales mesurables, palpables ou visibles sur l'imagerie (scanner, IRM ou TEP). Il recevra logiquement la dose la plus forte.

Le volume cible anatomo-clinique (CTV : Clinical Target Volume) qui représente l'ensemble du volume anatomique dans lequel on veut éradiquer la maladie cancéreuse macroscopique et/ou microscopique. Il comprend donc le GTV, ainsi que les extensions infracliniques, non visibles sur l'imagerie, mais connues à partir de l'histoire naturelle de la maladie

Le volume cible interne (**ITV** : Internal Target Volume) : qui représente le CTV plus des marges de mouvements internes (physiologique). Ces dernières peuvent être déterminées à partir d'une acquisition 4D synchronisée avec la respiration (scanner 4D ou TEP 4D).

La détermination de ce volume permet de prendre des marges de mouvements internes personnalisées au patient

Le volume cible prévisionnel (PTV : qui comprend le CTV et une marge de sécurité qui permet de prendre en compte :

- Le mouvement physiologique des organes (ITV)
- Les écarts de repositionnement du patient (marge externe). Il prend en compte les incertitudes mécaniques de l'appareil (et non dosimétrique). Le GTV, le CTV, et l'ITV représentent donc des volumes cliniques alors que le PTV représente un volume géométrique.

L'ICRU définit **l'organe à risque** (**OAR**) comme étant un tissu normal dont la sensibilité aux rayonnements ionisants peut influencer significativement le choix du plan de traitement ou de la dose prescrite. On distingue deux types d'organes à risques :
- Les OAR de type parallèle. Ces organes sont sensibles lorsqu'un certain volume de l'organe a reçu une certaine dose. Plus le volume irradié est important, plus la fonctionnalité de l'organe est atteinte (exemple : rein)
- Les OAR de type série. Ces organes sont sensibles à une dose importante reçue en un point. Si une partie de l'organe atteint cette dose limite, l'intégralité de l'organe ne fonctionne plus (exemple : moelle).

Dans son rapport62, l'ICRU ajoute la notion **PRV** (Planning Organ at Risk Volume) qui comprend l'organe à risque et une marge de sécurité comprenant les marges internes et externes. Enfin, il est défini :

- **Le volume traité**, qui est le volume compris à l'intérieur d'une surface isodose dont la valeur est la dose minimale acceptée dans le volume cible. Cette isodose représenté 95% de la dose de prescription. Ce volume devrait donc être aussi proche que possible du PTV
- **Le volume irradié**, qui est le volume de tissu recevant une dose considérée comme significative pour la tolérance des tissus sains. Il est le plus souvent défini par la surface de l'isodose 50% de la dose de prescription. La figure 3.3 (A) et (B) schématise l'ensemble de ces volumes

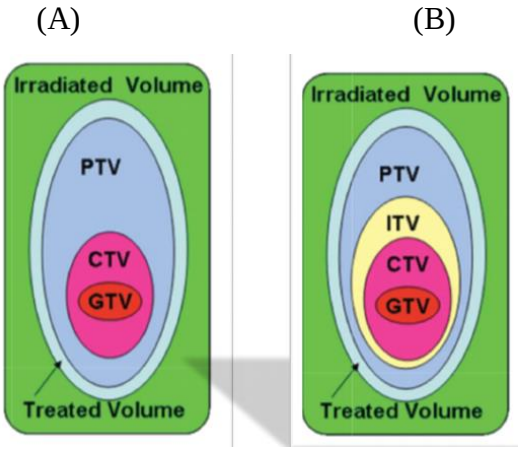


Figure3.3 : Représentation des principaux volumes définis dans les rapports ICRU50 (A), et ICRU 62 (B)

III.2.1 La spécification de la dose

Pour la radiothérapie conformationnelle, le rapport ICRU 50 définit un point de référence (point ICRU) qui va être le point de prescription de la dose (figure3.4).Ce point doit être représentatif de la dose reçue au PTV et doit donc respecter les critères suivants :

- doit être cliniquement pertinent (ni dans l'os, ni dans l'air) ;
- doit être défini de manière claire et non ambigüe ;
- doit être choisi de telle sorte que la dose puisse être déterminée avec précision (pas dans la zone de Buid-up) ;
- doit être placé dans une zone sans gradient de dose ;
- doit être le plus possible au centre du PTV et si possible au centre des intersections des faisceaux.

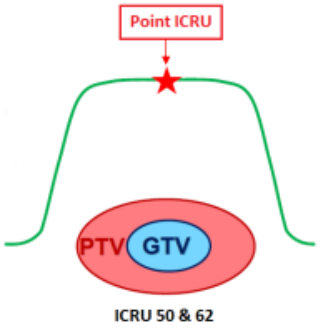


Figure 3.3 : Point ICRU recommandé par le rapport ICRU 50 et 62

III.2 Possibilité de déplacer des patients traités en RC3D d'un Clinac iX à l'autre

III.2.1 Machine jumelles (03 Clinac-iX)

Les critères d'équivalence dosimétrique des machines de traitement en mode photons d'énergie 6 et 18 MV sont basés sur l'analyse des paramètres suivants :

- Profondeur de la dose max
- Rendement en profondeur à 10 cm (PDD)
- Rapport tissu fantôme (TPR) à des profondeurs 20 cm et 10 cm qui spécifie la qualité des rayonnements
- Facteur d'ouverture collimateur (RDF)
- Pénombre (droite ou gauche) et taille de champ relevés à partir de la courbe de profil pour les champs carrés10 x10 et 20 x20 et 30 x30 cm^2
- Profil diagonal

Il ressort de l'étude précédente (Chapitre II) qu'aucune discordance entre ces paramètres dosimétriques relevés lors du commissioning des trois accélérateurs (Clinac iX)

Après avoir assurer que les 03 Clinac iX sont dosimétriquement équivalentes en se référant aux données faisceaux obtenues lors du commissioning, s'avère insuffisants d'où la nécessité de procéder aux validations dosimétriques des deux cas de cancer les plus recrutés au sein dans notre service de radiothérapie Oncologie de Sétif (sein, prostate) pour un traitement de radiothérapie. Afin d'éviter de modifier les plans de traitement des patients lors du déplacement d'une machine à l'autre, notre étude a été mené sur un échantillon de 12 patients en faisant une évaluation des paramètres dosimétriques du PTV et des organes à risque des deux cas de cancer (sein , prostate) en se basant sur une comparaison des indices dosimétriques et sur les résultats des contraintes de dose dans les organes à risque (OAR) obtenus à partir des histogramme doses –volume.

III.2.2 Evaluation des paramètres dosimétriques du PTV et OAR

III.2.2.1 Paramètres dosimétriques du PTV et OAR (cas cancer du sein)

III.2.2.1.1 Rappel anatomique

Le sein a une moyenne proche de celle de l'eau. Mais, il se trouve proche de deux hétérogénéités importantes : les cotes et le sternum avec une densité de 1.85 g/cm^3 et les poumons avec une faible densité. Les organes à risque regroupent : les poumons, la moelle épinière, l'œsophage, le cœur, le foie, le plexus brachial, le larynx et la thyroïde

La glande mammaire repose sur de la graisse profonde au-dessus des muscles pectoraux. Elle est constituée de lobules regroupés en lobes. Le lait est conduit vers le mamelon par des canaux galactophores[82]. **(**Figure 3.4)

Il existe différents types de cancer du sein suivant leur origine anatomique. Les carcinomes lobulaires se développent aux dépens des lobules et les carcinomes canalaires aux dépens des canaux galactophores. Ces derniers sont les plus répandus. La glande mammaire est drainée par trois réseaux lymphatiques. Les ganglions les plus touchés lors de l'expansion des cellules cancéreuses sont les ganglions axillaires[83] (figure 3.5).

Il existe une classification internationale TNM pour chaque cancer. Elle consiste à classer lors de sa découverte, le cancer selon trois données. Selon la localisation de la lésion, le type de cancer et son stade, l'invasion ou non des aires ganglionnaires, le traitement (étudié cas par cas) sera différent en radiothérapie (figure3.6)

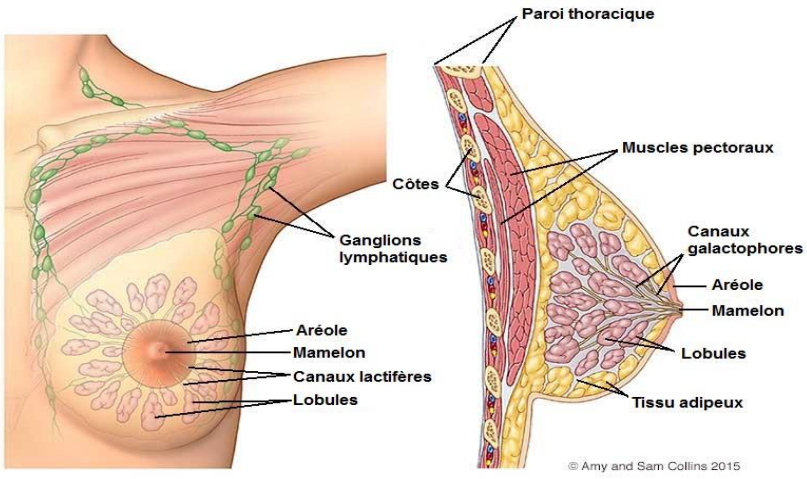


Figure 3.4 : Anatomie de la glande mammaire

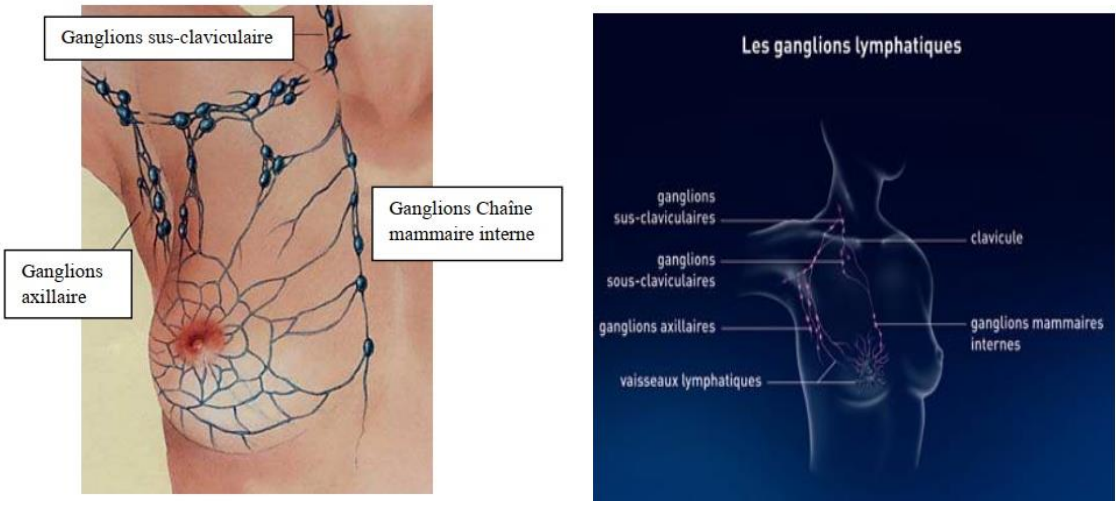


Figure 3.5 : Ganglions lymphatiques du sein

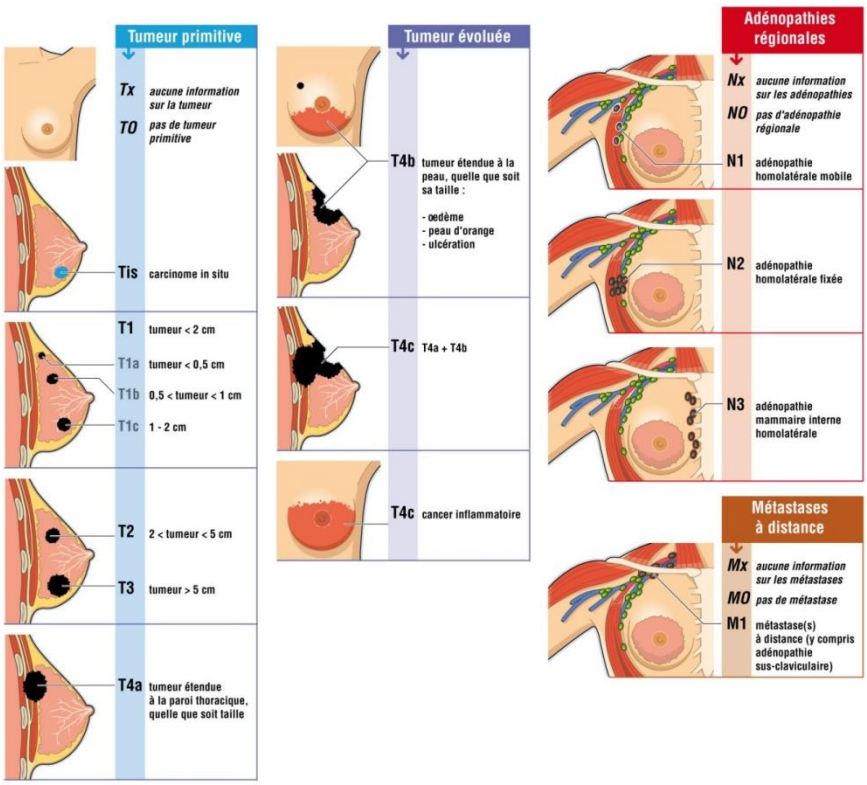


Figure 3.6 : Classification de TNM et stades des cancers du sein [84,85]

III.2.2.1.2 Description de la technique RC3D mono-isocentrique

La technique mono-iso centrique applique dans toutes les situations de traitement de cancer du sein, par ce qu'elle à comme propriétés : meilleure reproductibilité, élimination des zones de sur ou sous dosages, nombre de points de tatouages réduits, moins de risque d'erreurs de centrage, impossibilité de transférer la technique classique sous l'appareil de traitement (3/4 d'heure de simulation pour un sein complet avec la scopie), aussi les indications choisi pour le traitement couvrent les différents types d'irradiations : sus clave(ant), TGE , TGI. En effet l'utilisation d'un iso-centre (figure3.7) de traitement unique permet de maitriser ces jonctions et autorise un positionnement unique pour tous les champs de traitement [86,87]. Les champs tangentiels sont réalisés à partir d'un quart de la surface du collimateur. Ainsi, pour obtenir une répartition homogène de la dose dans le volume cible, il convient de mettre en œuvre une technique dite « champ dans le champ »qui va permettre de compenser les inhomogénéités induites par les irrégularités de surface du sein. La glande mammaire est alors traitée à l'aide de deux faisceaux tangentiels opposés auxquels sont ajoutés deux faisceaux réduits qui utilisent le collimateur multilames (MLC) pour protéger les zones dans lesquelles la dose est déjà optimale. La prescription était de 50 sur le PTV à raison de 2 Gy par fraction (25 fractions) pour irradier la paroi thoracique, et de 46 Gy à raison de 2 Gy par fraction (23 fractions) pour irradier le volume des aires ganglionnaires sus et sous claviculaires

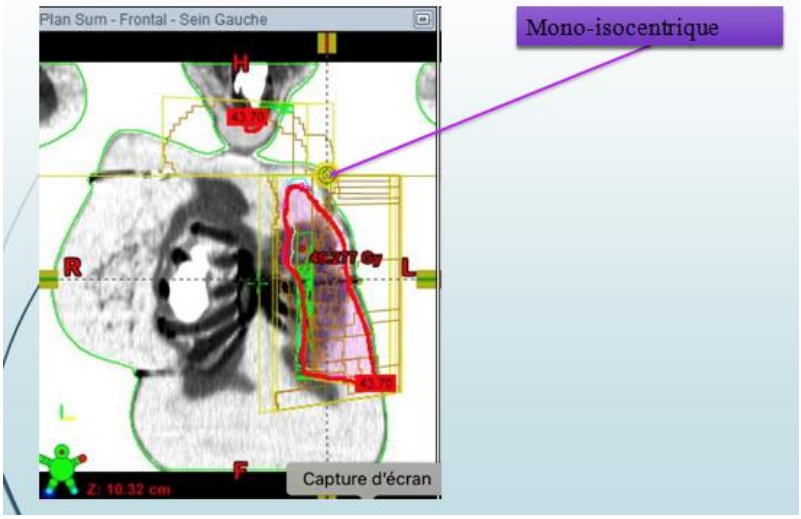


Figure 3.7 : Positionnement de l'isocentre entre la paroi thoracique et la région ganglionnaire

III.2.2.1.3 Indices dosimétriques et géométriques

L'objectif de la radiothérapie conformationnelle est de délivrer de façon homogène 95 à 107% de la dose prescrite dans 100% du volume tumoral tout en maintenant au niveau le plus faible possible les doses reçues par les tissus sains avoisinants. Après l'élaboration de différents plans de traitement, le radiothérapeute aura besoin de critères d'appréciation simples et objectifs lui permettant de privilégier un plan de traitement par rapport aux autres en quantifiant la dose reçue par les volumes cibles et les organes critiques.

La majorité de ces critères d'évaluation peuvent être déterminés à partir des Histogrammes Dose-Volume (HDV)[88] proposés par les systèmes de planification de traitement et de calcul de dose (TPS). Les indices dosimétriques et géométriques du PTV et OAR sont obtenus à partir du Histogramme Dose Volume (DVH) cumulatif

III.2.2.1.3.1 L'histogramme dose volume (HDV)

L'histogramme dose volume (HDV) est une représentation graphique de la distribution de la dose dans le volume irradié : tumeur et organe a risque avec en abscisse la dose et en ordonnée le pourcentage de volume de l'organe. C'est un outil utilisé dans l'analyse graphique quantitatif des traitements en radiothérapie externe. Il existe deux types d'histogrammes dose-volume [89] :

- Les histogrammes dose-volume différentiels)
- Les histogrammes dose-volume cumulatifs

HDV différentiel : L'ensemble du volume considéré, qu'il soit tumoral ou à risque, est fragmenté de façon tridimensionnelle en une multitude de sous-unités de volumes appelées Voxel. Le volume de chaque voxel est suffisamment petit pour que l'on considère que la dose délivrée en son sein est homogène. A chaque voxel correspond un niveau de dose délivrée. L'HDV différentiel est la représentation graphique du nombre de voxel correspondant à chaque niveau de dose quel que soit sa répartition géographique .

HDV cumulatif :

Représente le volume de l'organe qui reçoit une dose égale ou plus grande que la dose donnée. L'analyse de l'histogramme dose volume permet de comparer : la dose

moyenne (Dmoy),la dose minimale (Dmin), la dose maximale (Dmax), les volumes (exprimés en % ou cm^3) recevant au moins une certaine dose (Vdose); et les doses (exprimées en % ou en gray) reçu par un volume donné exprimé en pourcentage du volume cible à traiter (Dvol en pourcentage) **(90)**

Six points sur le HDV sont importants (figure3.8) :

- $D_{98\%}$ qui correspond au minimum de dose absorbée
- $D_{95\%}$ qui correspond à 95% du volume du PTV qui doit recevoir au moins 95% de la dose prescrite
- $D_{50\%}$ est la dose reçue par 50% du volume du PTV, qui doit correspondre à la 100% de la dose prescrite
- $D_{2\%}$ qui correspond au maximum de dose absorbée
- Dmax (point chaud 107%)
- Dose moyenne (D_{moy})

La dose est la moyenne de dose reçue par l'ensemble des voxels de l'organe considéré. Elle est exprimée par l'équation suivant **(90)** :

$$Dmean = \frac{1}{N}\sum_v Di,j,k \qquad (3.1)$$

Où : N est le nombre de voxel, i, j et k représentent les coordonnées du voxel dans la matrice tridimensionnelle D est la dose reçue à chaque point de cette matrice considérant le volume V.

Ces points permettent également de calculer l'homogénéité d'un plan défini par l'ICRU 83 Pour les OARs, on s'intéresse à la D_{moy} pour les organes dits en parallèle et $D_{2\%}$ pour les organes dits en série **(90)**.

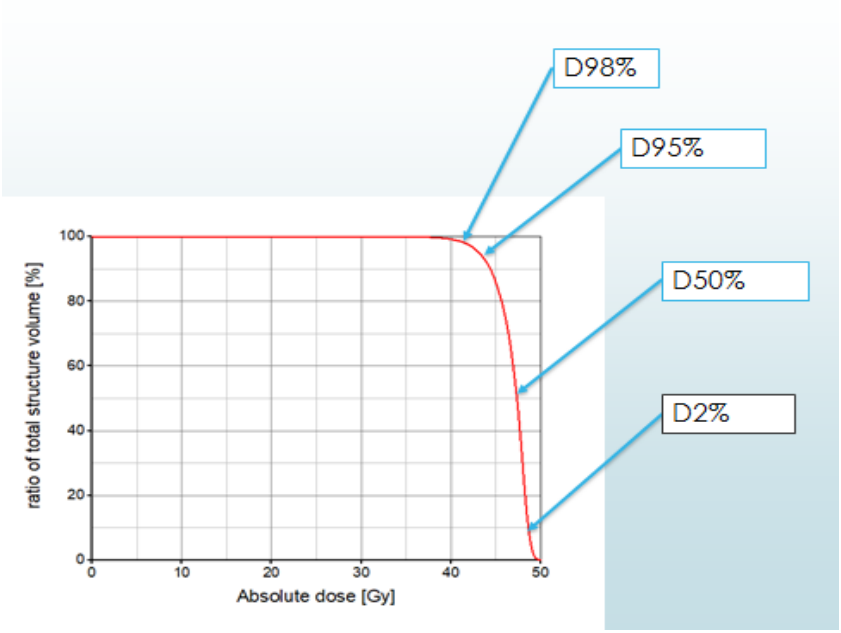


Figure 3.8 : Indices dosimétriques du PTV

Les indices dosimétriques (de conformation) permettent une analyse géométrique de la distribution de la dose et peuvent faciliter l'analyse d'une dosimétrie ; la difficulté réside dans la multiplicité de ces indices et dans l'interprétation de leurs valeurs. Seuls les indices utilisés dans cette étude seront analysés ici. Les indices sont basés à partir de la définition des volumes, selon la figure 3.8 et les formules (Tableau 3.1) [(91)].

Le nom de l'indice	Formule	L'objectif	La description
L'indice d'homogénéité IH	$IH = \frac{D2\% - D98\%}{D50\%}$	0	La différence entre la dose maximale et la dose minimale normalisée par la dose médiane
L'indice de couverture CO	$CO = \frac{D98\%}{DR}$	1	C'est le quotient de la dose minimale par la dose de référence (estimée à 95% par la norme de ICRU 83)

Tableau 3.1 : La définition des indices de conformation.

Les contraintes de doses pour le PTV et les différents organes[92] à risques sont résumées dans le tableau 3.2

PTV D (99% ou 98%)	>45
PTV D (95%)	>45
PTV D (50%)	<54
PTV D (0,3cc)	<57
cœur (D men)	<5
cœur V (15 Gy)	<20
cœur D (5%)	<25
Sein droit D (0,3cc)	<3
Sein droit D (5%)	<3
Meolle D (0,03cc)	<20
poumon droite D (5%)	<6
poumon gauche (D moy)	<15
poumon gauche V (20Gy)	<20 ou 35
poumon gauche V (10Gy)	<40
poumon gauche V (5Gy)	<70
PTV [Indice d'homogénéité] IH (50Gy)	<0,2
PTV [Indice de couverture CO] (47,5Gy)	>0,9

Tableau 3.2 : Contraintes de doses pour le PTV et OAR[92]

III.2.2.2 Résultats d'analyse des paramètres dosimétriques (PTV et OAR)

III.2.2.2.1 Analyse quantitative (Cas du cancer du Sein)

Les paramètres dosimétriques du PTV et OAR sont obtenues à partir des DVH's des 12 patientes atteintes de cancer du sein, les 576 indices dosimétriques et 72 indices géométriques présentes dans 06 tableaux (de 3.3 à 3.14) et 03 histogrammes (voir figures de 3.9 à 3.11) ont été étudié afin de confirmer les 03 Clinac –iX sont dosimétriquement équivalentes cliniquement

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 1 SeinG PTV50tot	Dmax	54,644	54,502	54,344	54,497	0,123	0,2	1,003	1,000	0,997
	Dmoy	50,417	50,297	50,350	50,355	0,049	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	50,700	50,598	50,645	50,648	0,042	0,1	1,001	0,999	1,000
	D2%	53,608	53,445	53,381	53,478	0,095	0,2	1,002	0,999	0,998
	D98%	45,644	45,323	45,692	45,553	0,164	0,4	1,002	0,995	1,003
	D0,3cc	54,366	54,182	54,088	54,212	0,116	0,2	1,003	0,999	0,998
	D95%	46,916	46,793	46,887	46,865	0,053	0,1	1,001	0,998	1,000
	IH<0,2	0,157	0,161	0,152	0,156	0,004	2,3	1,004	1,026	0,970
	CO	0,973	0,969	0,975	0,972	0,002	0,3	1,001	0,997	1,003
Poumon homolateral	Dmoy	12,694	12,660	12,711	12,688	0,021	0,2	1,000	0,998	1,002
	D25%	23,655	23,571	23,679	23,635	0,047	0,2	1,001	0,997	1,002
	D35%	7,682	7,703	7,801	7,729	0,052	0,7	0,994	0,997	1,009
	D40%	5,512	5,511	5,620	5,548	0,051	0,9	0,994	0,993	1,013
	D70%	1,548	1,537	1,559	1,548	0,009	0,6	1,000	0,993	1,007
Coeur	Dmoy	5,751	5,740	5,787	5,759	0,020	0,3	0,999	0,997	1,005
	D20%	3,667	3,686	3,771	3,708	0,045	1,2	0,989	0,994	1,017
	D5%	43,592	43,445	43,461	43,499	0,066	0,2	1,002	0,999	0,999
Moelle	D0,03cc	17,337	17,174	17,224	17,245	0,068	0,4	1,005	0,996	0,999
Nombre UM		472	473	474	473	0,816	0,2	0,998	1,000	1,002

Tableau 3.3 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente1_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 2 sein drt PTV50tot	Dmax	54,042	53,857	53,805	53,901	0,102	0,2	1,003	0,999	0,998
	Dmoy	51,016	50,939	50,989	50,981	0,032	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	51,288	51,232	51,297	51,272	0,029	0,1	1,000	0,999	1,000
	D2%	53,227	53,111	53,037	53,125	0,078	0,1	1,002	1,000	0,998
	D98%	47,331	47,135	47,367	47,278	0,102	0,2	1,001	0,997	1,002
	D0,3cc	53,781	53,632	53,544	53,652	0,098	0,2	1,002	1,000	0,998
	D95%	48,245	48,139	48,212	48,199	0,045	0,1	1,001	0,999	1,000
	IH<0,2	0,115	0,117	0,111	0,114	0,003	2,3	1,008	1,023	0,969
	CO	0,981	0,979	0,982	0,981	0,001	0,1	1,000	0,998	1,002
Poumon homolateral	Dmoy	14,683	14,668	14,692	14,681	0,010	0,1	1,000	0,999	1,001
	D25%	32,393	32,327	32,276	32,332	0,048	0,1	1,002	1,000	0,998
	D35%	10,616	10,628	10,699	10,648	0,037	0,3	0,997	0,998	1,005
	D40%	7,352	7,380	7,471	7,401	0,051	0,7	0,993	0,997	1,009
	D70%	2,379	2,374	2,413	2,388	0,017	0,7	0,996	0,994	1,010
Coeur	Dmoy	6,306	6,302	6,353	6,320	0,023	0,4	0,998	0,997	1,005
	D20%	4,058	4,087	4,201	4,115	0,062	1,5	0,986	0,993	1,021
	D5%	44,114	44,054	44,095	44,088	0,025	0,1	1,001	0,999	1,000
Moelle	D0,03cc	40,690	40,660	40,641	40,664	0,020	0,0	1,001	1,000	0,999
Nombre UM		480	480	480	480	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.4 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente2_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 3 seinG PTV50tot	Dmax	53,725	53,437	53,566	53,576	0,118	0,2	1,003	0,997	1,000
	Dmoy	49,908	49,778	49,909	49,865	0,062	0,1	1,001	0,998	1,001
	D50%	50,065	49,954	50,064	50,028	0,052	0,1	1,001	0,999	1,001
	D2%	52,589	52,443	52,560	52,531	0,063	0,1	1,001	0,998	1,001
	D98%	45,867	45,370	46,041	45,759	0,285	0,6	1,002	0,991	1,006
	D0,3cc	53,232	52,800	53,192	53,075	0,195	0,4	1,003	0,995	1,002
	D95%	47,057	46,928	47,080	47,022	0,067	0,1	1,001	0,998	1,001
	IH<0,2	0,134	0,142	0,130	0,135	0,005	3,5	0,992	1,046	0,962
	CO	0,975	0,967	0,978	0,973	0,005	0,5	1,002	0,993	1,005
Poumon homolateral	Dmoy	14,197	14,172	14,185	14,185	0,010	0,1	1,001	0,999	1,000
	D25%	26,729	26,734	26,659	26,707	0,034	0,1	1,001	1,001	0,998
	D35%	11,443	11,401	11,444	11,429	0,020	0,2	1,001	0,998	1,001
	D40%	6,803	6,808	6,871	6,827	0,031	0,5	0,996	0,997	1,006
	D70%	2,230	2,214	2,234	2,226	0,009	0,4	1,002	0,995	1,004
Coeur	Dmoy	5,933	5,917	5,968	5,939	0,021	0,4	0,999	0,996	1,005
	D20%	4,711	4,715	4,814	4,747	0,048	1,0	0,993	0,993	1,014
	D5%	37,151	36,956	36,994	37,033	0,084	0,2	1,003	0,998	0,999
Moelle	D0,03cc	38,884	39,139	38,966	38,996	0,106	0,3	0,997	1,004	0,999
Nombre UM		491	493	492	492	0,816	0,2	0,998	1,002	1,000

Tableau 3.5 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente3_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente4 PTV50tot	Dmax	55,595	55,44	55,459	55,498	0,069	0,1	1,002	0,999	0,999
	Dmoy	50,956	50,871	51,010	50,946	0,057	0,1	1,000	0,999	1,001
	D50%	51,281	51,217	51,353	51,284	0,056	0,1	1,000	0,999	1,001
	D2%	53,675	53,545	53,598	53,606	0,053	0,1	1,001	0,999	1,000
	D98%	46,650	46,460	46,862	46,657	0,164	0,4	1,000	0,996	1,004
	D0,3cc	55,049	54,897	54,917	54,954	0,068	0,1	1,002	0,999	0,999
	D95%	47,738	47,654	47,869	47,753	0,088	0,2	1,000	0,998	1,002
	IH<0,2	0,137	0,138	0,131	0,136	0,003	2,3	1,011	1,021	0,968
	CO	0,977	0,975	0,979	0,977	0,002	0,2	1,000	0,998	1,002
Poumon homolateral	Dmoy	14,339	14,316	14,37	14,342	0,022	0,2	1,000	0,998	1,002
	D25%	26,549	26,457	26,527	26,511	0,039	0,1	1,001	0,998	1,001
	D35%	10,065	10,088	10,196	10,116	0,057	0,6	0,995	0,997	1,008
	D40%	7,023	7,058	7,171	7,084	0,063	0,9	0,991	0,996	1,012
	D70%	2,429	2,416	2,455	2,433	0,016	0,7	0,998	0,993	1,009
Coeur	Dmoy	4,981	4,979	5,033	4,998	0,025	0,5	0,997	0,996	1,007
	D20%	3,565	3,596	3,699	3,620	0,057	1,6	0,985	0,993	1,022
	D5%	35,879	35,757	35,795	35,810	0,051	0,1	1,002	0,999	1,000
Moelle	D0,03cc	4,700	4,741	4,825	4,755	0,052	1,1	0,988	0,997	1,015
Nombre UM		516	517	519	517,33	1,247	0,2	0,997	0,999	1,003

Tableau 3.6 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 4_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 5 PTV50tot	Dmax	54,819	54,682	54,497	54,666	0,132	0,2	1,003	1,000	0,997
	Dmoy	51,525	51,419	51,457	51,467	0,044	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	51,865	51,784	51,800	51,816	0,035	0,1	1,001	0,999	1,000
	D2%	53,779	53,637	53,488	53,635	0,119	0,2	1,003	1,000	0,997
	D98%	46,973	46,587	47,091	46,884	0,215	0,5	1,002	0,994	1,004
	D0,3cc	54,482	54,333	54,160	54,325	0,132	0,2	1,003	1,000	0,997
	D95%	48,637	48,399	48,691	48,576	0,127	0,3	1,001	0,996	1,002
	IH<0,2	0,131	0,136	0,124	0,130	0,005	4,0	1,007	1,045	0,948
	CO	0,966	0,963	0,967	0,965	0,002	0,2	1,001	0,997	1,002
Poumon homolateral	Dmoy	15,099	15,041	15,111	15,084	0,031	0,2	1,001	0,997	1,002
	D25%	32,505	32,170	32,438	32,371	0,145	0,4	1,004	0,994	1,002
	D35%	9,968	9,953	10,090	10,004	0,061	0,6	0,996	0,995	1,009
	D40%	7,015	7,015	7,150	7,060	0,064	0,9	0,994	0,994	1,013
	D70%	2,023	2,013	2,065	2,034	0,023	1,1	0,995	0,990	1,015
Coeur	Dmoy	0,711	0,709	0,736	0,719	0,012	1,7	0,989	0,987	1,024
	D20%	1,099	1,098	1,144	1,114	0,021	1,9	0,987	0,986	1,027
	D5%	1,883	1,897	1,980	1,920	0,043	2,2	0,981	0,988	1,031
Moelle	D0,03cc	22,179	21,852	22,415	22,149	0,231	1,0	1,001	0,987	1,012
Nombre UM		478	476	481	478,33	2,055	0,4	0,999	0,995	1,006

Tableau 3.7 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 5_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 6 PTV50tot	Dmax	54,503	54,232	54,441	54,392	0,116	0,2	1,002	0,997	1,001
	Dmoy	50,667	50,569	50,636	50,624	0,041	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	51,194	51,143	51,128	51,155	0,028	0,1	1,001	1,000	0,999
	D2%	52,942	52,837	52,821	52,866	0,054	0,1	1,001	0,999	0,999
	D98%	44,268	43,705	44,551	44,175	0,352	0,8	1,002	0,989	1,009
	D0,3cc	54,033	53,772	53,911	53,905	0,107	0,2	1,002	0,998	1,000
	D95%	46,537	46,131	46,681	46,450	0,233	0,5	1,002	0,993	1,005
	IH<0,2	0,169	0,179	0,162	0,170	0,007	4,0	0,997	1,051	0,952
	CO>0.6	0,951	0,947	0,954	0,951	0,003	0,3	1,000	0,996	1,004
Poumon homolateral	Dmoy	17,697	17,662	17,673	17,677	0,015	0,1	1,001	0,999	1,000
	D25%	34,519	34,404	34,361	34,428	0,067	0,2	1,003	0,999	0,998
	D35%	20,302	20,255	20,294	20,284	0,021	0,1	1,001	0,999	1,001
	D40%	16,316	16,280	16,316	16,304	0,017	0,1	1,001	0,999	1,001
	D70%	3,692	3,689	3,754	3,712	0,030	0,8	0,995	0,994	1,011
Coeur	Dmoy	1,284	1,282	1,311	1,292	0,013	1,0	0,994	0,992	1,014
	D20%	1,717	1,716	1,768	1,734	0,024	1,4	0,990	0,990	1,020
	D5%	3,100	3,119	3,203	3,140	0,045	1,4	0,987	0,993	1,020
Moelle	D0,03cc	39,340	39,355	39,298	39,331	0,024	0,1	1,000	1,001	0,999
Nombre UM		468	468	468	468	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.8 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 6_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 7 PTV50tot	Dmax	53,550	53,467	53,506	53,508	0,034	0,1	1,001	0,999	1,000
	Dmoy	50,442	50,331	50,402	50,392	0,046	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	50,696	50,603	50,644	50,648	0,038	0,1	1,001	0,999	1,000
	D2%	52,785	52,690	52,719	52,731	0,040	0,1	1,001	0,999	1,000
	D98%	46,152	45,787	46,310	46,083	0,219	0,5	1,001	0,994	1,005
	D0,3cc	53,245	53,165	53,210	53,207	0,033	0,1	1,001	0,999	1,000
	D95%	47,804	47,673	47,790	47,755	0,059	0,1	1,001	0,998	1,001
	IH<0,2	0,131	0,136	0,127	0,131	0,004	3,1	0,997	1,039	0,964
	CO>0.6	0,965	0,960	0,969	0,965	0,004	0,4	1,000	0,995	1,004
Poumon homolateral	Dmoy	15,447	15,424	15,449	15,440	0,011	0,1	1,000	0,999	1,001
	D25%	35,570	35,479	35,459	35,503	0,049	0,1	1,002	0,999	0,999
	D35%	13,081	13,076	13,129	13,095	0,024	0,2	0,999	0,999	1,003
	D40%	8,505	8,524	8,607	8,545	0,045	0,5	0,995	0,997	1,007
	D70%	1,977	1,973	2,007	1,986	0,015	0,8	0,996	0,994	1,011
Coeur	Dmoy	0,550	0,550	0,569	0,556	0,009	1,6	0,989	0,989	1,023
	D20%	0,834	0,832	0,863	0,843	0,014	1,7	0,989	0,987	1,024
	D5%	1,487	1,502	1,565	1,518	0,034	2,2	0,980	0,989	1,031
Moelle	D0,03cc	41,924	41,892	41,939	41,918	0,020	0,0	1,000	0,999	1,000
Nombre UM		478	479	479	478,67	0,471	0,1	0,999	1,001	1,001

Tableau 3.9 : : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 7_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente8 PTV50tot	Dmax	55,153	54,965	54,989	55,036	0,084	0,2	1,002	0,999	0,999
	Dmoy	50,983	50,887	50,988	50,953	0,046	0,1	1,001	0,999	1,001
	D50%	51,101	51,040	51,161	51,101	0,049	0,1	1,000	0,999	1,001
	D2%	54,165	53,980	53,977	54,041	0,088	0,2	1,002	0,999	0,999
	D98%	47,044	46,879	46,998	46,973	0,070	0,1	1,002	0,998	1,001
	D0,3cc	54,816	54,637	54,857	54,770	0,096	0,2	1,001	0,998	1,002
	D95%	47,859	47,733	47,797	47,796	0,051	0,1	1,001	0,999	1,000
	IH<0,2	0,139	0,139	0,136	0,138	0,001	1,0	1,008	1,006	0,986
	CO	0,983	0,982	0,983	0,983	0,001	0,1	1,000	0,999	1,001
Poumon homolateral	Dmoy	14,12	14,091	14,122	14,111	0,014	0,1	1,001	0,999	1,001
	D25%	27,864	27,762	27,753	27,793	0,051	0,2	1,003	0,999	0,999
	D35%	8,780	8,812	8,904	8,832	0,053	0,6	0,994	0,998	1,008
	D40%	6,339	6,365	6,459	6,387	0,052	0,8	0,992	0,996	1,011
	D70%	2,003	1,991	2,017	2,004	0,011	0,5	1,000	0,994	1,007
Coeur	Dmoy	0,749	0,748	0,774	0,757	0,012	1,6	0,989	0,988	1,022
	D20%	1,159	1,157	1,199	1,172	0,019	1,7	0,990	0,987	1,023
	D5%	1,921	1,934	2,013	1,956	0,041	2,1	0,982	0,988	1,029
Moelle	D0,03cc	13,700	13,569	13,571	13,613	0,061	0,4	1,006	0,997	0,997
Nombre UM		508	508	508	508	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.10 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 8_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 9 PTV50tot	Dmax	54,540	54,391	54,337	54,423	0,086	0,2	1,002	0,999	0,998
	Dmoy	50,228	50,105	50,204	50,179	0,053	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	50,679	50,575	50,662	50,639	0,046	0,1	1,001	0,999	1,000
	D2%	53,135	53,001	53,057	53,064	0,055	0,1	1,001	0,999	1,000
	D98%	45,220	44,905	45,343	45,156	0,185	0,4	1,001	0,994	1,004
	D0,3cc	54,129	53,980	53,926	54,012	0,085	0,2	1,002	0,999	0,998
	D95%	46,563	46,407	46,588	46,519	0,080	0,2	1,001	0,998	1,001
	IH<0,2	0,156	0,160	0,152	0,156	0,003	2,0	1,000	1,025	0,975
	CO	0,971	0,968	0,973	0,971	0,002	0,2	1,000	0,997	1,003
Poumon homolateral	Dmoy	13,462	13,443	13,475	13,460	0,013	0,1	1,000	0,999	1,001
	D25%	25,677	25,609	25,614	25,633	0,031	0,1	1,002	0,999	0,999
	D35%	9,202	9,225	9,314	9,247	0,048	0,5	0,995	0,998	1,007
	D40%	6,761	6,799	6,883	6,814	0,051	0,7	0,992	0,998	1,010
	D70%	1,946	1,938	1,963	1,949	0,011	0,5	0,998	0,994	1,007
Coeur	Dmoy	0,566	0,564	0,586	0,572	0,010	1,7	0,990	0,986	1,024
	D20%	0,870	0,869	0,907	0,882	0,017	2,0	0,987	0,985	1,028
	D5%	1,432	1,440	1,504	1,458	0,032	2,2	0,982	0,987	1,031
Moelle	D0,03cc	34,165	33,828	33,836	33,943	0,157	0,5	1,007	0,997	0,997
Nombre UM		476	477	477	476,67	0,471	0,1	0,999	1,001	1,001

Tableau 3.11 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 9_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 10 PTV50tot	Dmax	55,444	55,228	55,253	55,308	0,096	0,2	1,002	0,999	0,999
	Dmoy	51,444	51,330	51,426	51,400	0,050	0,1	1,001	0,999	1,001
	D50%	51,755	51,657	51,753	51,722	0,046	0,1	1,001	0,999	1,001
	D2%	54,524	54,349	54,364	54,412	0,079	0,1	1,002	0,999	0,999
	D98%	46,473	46,348	46,566	46,462	0,089	0,2	1,000	0,998	1,002
	D0,3cc	55,120	54,981	54,959	55,020	0,071	0,1	1,002	0,999	0,999
	D95%	47,539	47,429	47,610	47,526	0,074	0,2	1,000	0,998	1,002
	IH<0,2	0,156	0,155	0,151	0,154	0,002	1,4	1,012	1,008	0,980
	CO	0,978	0,977	0,978	0,978	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000
Poumon homolateral	Dmoy	10,882	10,851	10,884	10,872	0,015	0,1	1,001	0,998	1,001
	D25%	12,707	12,690	12,774	12,724	0,036	0,3	0,999	0,997	1,004
	D35%	6,049	6,057	6,142	6,083	0,042	0,7	0,995	0,996	1,010
	D40%	4,762	4,767	4,835	4,788	0,033	0,7	0,995	0,996	1,010
	D70%	1,960	1,939	1,950	1,949	0,009	0,4	1,005	0,994	1,000
Coeur	Dmoy	1,126	1,124	1,151	1,134	0,012	1,1	0,993	0,991	1,015
	D20%	1,695	1,690	1,741	1,709	0,023	1,4	0,992	0,989	1,019
	D5%	3,270	3,285	3,370	3,308	0,044	1,3	0,988	0,993	1,019
Moelle	D0,03cc	2,751	2,790	2,852	2,797	0,042	1,5	0,983	0,997	1,019
Nombre UM		567	566	567	566,67	0,471	0,1	1,001	0,999	1,001

Tableau 3.12 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 10_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 11 PTV50tot	Dmax	53,824	53,703	53,754	53,760	0,050	0,1	1,001	0,999	1,000
	Dmoy	51,187	51,056	51,184	51,142	0,061	0,1	1,001	0,998	1,001
	D50%	51,621	51,522	51,591	51,578	0,041	0,1	1,001	0,999	1,000
	D2%	53,267	53,154	53,194	53,205	0,047	0,1	1,001	0,999	1,000
	D98%	46,694	46,322	46,868	46,628	0,228	0,5	1,001	0,993	1,005
	D0,3cc	53,621	53,474	53,523	53,539	0,061	0,1	1,002	0,999	1,000
	D95%	47,946	47,659	48,068	47,891	0,171	0,4	1,001	0,995	1,004
	IH<0,2	0,127	0,133	0,123	0,128	0,004	3,2	0,998	1,040	0,962
	CO	0,974	0,972	0,975	0,974	0,001	0,1	1,000	0,998	1,001
Poumon homolateral	Dmoy	14,4	14,370	14,401	14,390	0,014	0,1	1,001	0,999	1,001
	D25%	27,822	27,651	27,650	27,708	0,081	0,3	1,004	0,998	0,998
	D35%	9,059	9,076	9,176	9,104	0,052	0,6	0,995	0,997	1,008
	D40%	6,410	6,443	6,539	6,464	0,055	0,8	0,992	0,997	1,012
	D70%	1,794	1,785	1,820	1,800	0,015	0,8	0,997	0,992	1,011
Coeur	Dmoy	0,87	0,877	0,915	0,887	0,020	2,2	0,980	0,988	1,031
	D20%	1,252	1,265	1,328	1,282	0,033	2,6	0,977	0,987	1,036
	D5%	2,828	2,864	2,956	2,883	0,054	1,9	0,981	0,993	1,026
Moelle	D0,03cc	6,511	6,583	6,642	6,579	0,054	0,8	0,990	1,001	1,010
Nombre UM		475	476	476	475,67	0,471	0,1	0,999	1,001	1,001

Tableau 3.13 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 11_Sein

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patiente 12 PTV50tot	Dmax	53,589	53,486	53,579	53,551	0,046	0,1	1,001	0,999	1,001
	Dmoy	50,893	50,819	50,886	50,866	0,033	0,1	1,001	0,999	1,000
	D50%	51,254	51,213	51,261	51,243	0,021	0,0	1,000	0,999	1,000
	D2%	53,032	52,994	53,045	53,023	0,022	0,0	1,000	0,999	1,000
	D98%	46,104	45,769	46,229	46,034	0,194	0,4	1,002	0,994	1,004
	D0,3cc	53,341	53,308	53,357	53,335	0,021	0,0	1,000	0,999	1,000
	D95%	47,876	47,694	47,847	47,806	0,080	0,2	1,001	0,998	1,001
	IH<0,2	0,135	0,141	0,133	0,136	0,003	2,5	0,991	1,034	0,975
	CO	0,963	0,960	0,966	0,963	0,003	0,3	1,000	0,997	1,003
Poumon homolateral	Dmoy	10,564	10,542	10,562	10,556	0,010	0,1	1,001	0,999	1,001
	D25%	13,869	13,827	13,867	13,854	0,019	0,1	1,001	0,998	1,001
	D35%	5,872	5,890	5,959	5,907	0,037	0,6	0,994	0,997	1,009
	D40%	4,434	4,450	4,517	4,467	0,036	0,8	0,993	0,996	1,011
	D70%	1,500	1,487	1,499	1,496	0,006	0,4	1,003	0,994	1,003
Coeur	Dmoy	1,971	1,970	2,002	1,981	0,015	0,7	0,995	0,994	1,011
	D20%	2,101	2,116	2,180	2,132	0,034	1,6	0,985	0,992	1,022
	D5%	4,576	4,601	4,680	4,619	0,044	1,0	0,991	0,996	1,013
Moelle	D0,03cc	22,245	22,213	22,206	22,221	0,017	0,1	1,001	1,000	0,999
Nombre UM		513	514	514	513,67	0,471	0,1	0,999	1,001	1,001

Tableau 3.14 : : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 12_Sein

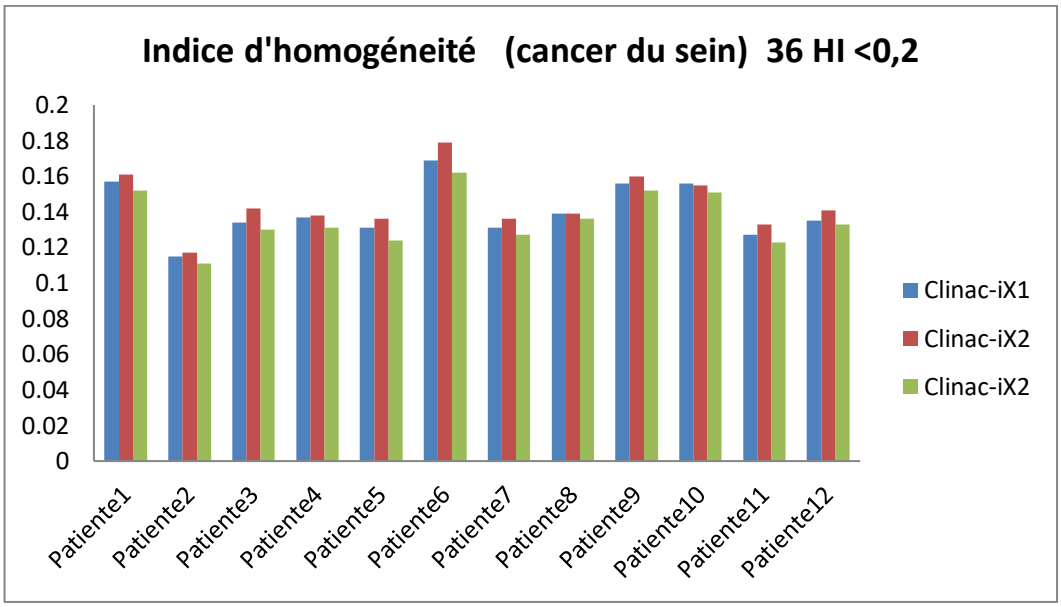


Figure 3.9: Variation non significative l'indice d'homogénéité pour les trois Clinac-iX

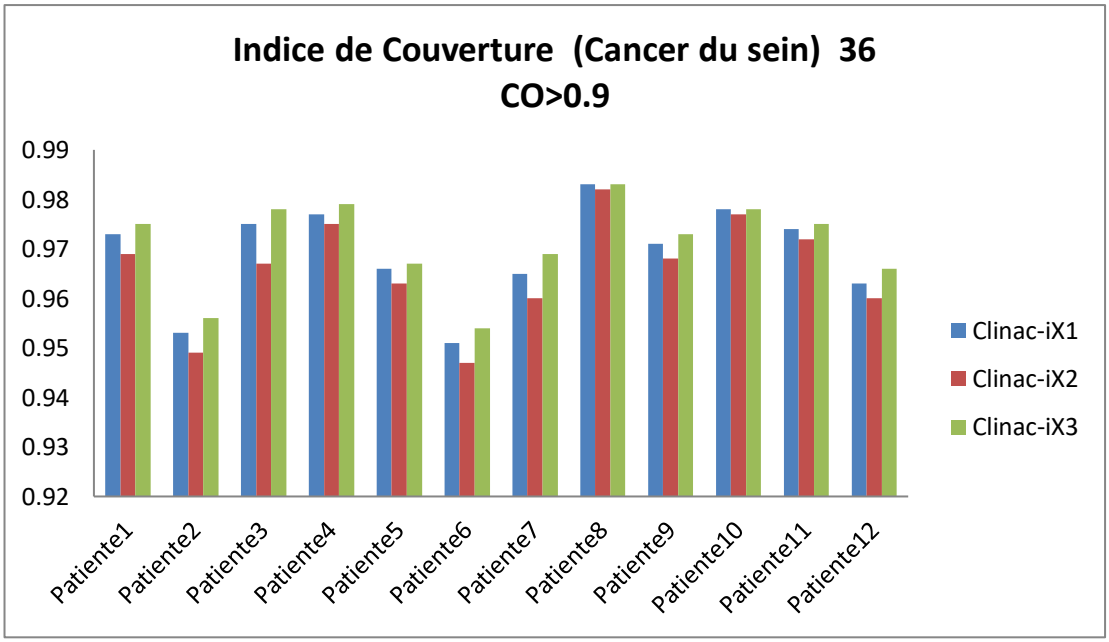


Figure 3.10: Variation non significative l'indice couverture pour les trois Clinac-iX

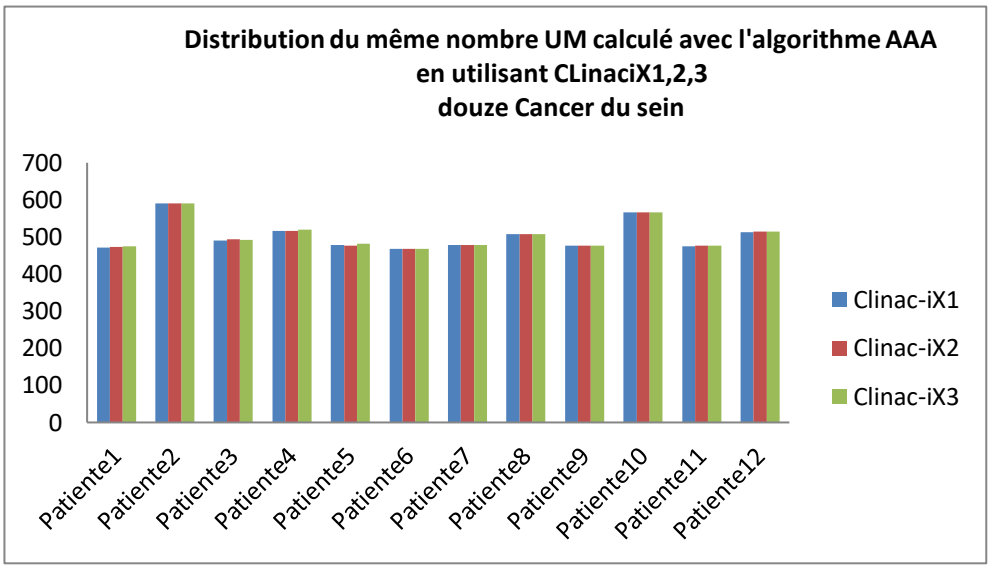


Figure 3.11: Représentation du même nombre d'UM pour les trois Clinac-iX

III.2.2.2.2 Analyse qualitative

L'histogramme obtenu dose-volume (HDV) du volume cible de planification (PTV 50 Gy), le poumon gauche et la dose moyenne au cœur sont présenté sur la figure 3.12 pour le cas du sein gauche, clairement pour le cas du cancer du sein les HDV des trois machines sont proches d'une seule ligne ; qui confirment à nouveau qu'il n'y a pas variation significative entre les trois machines.

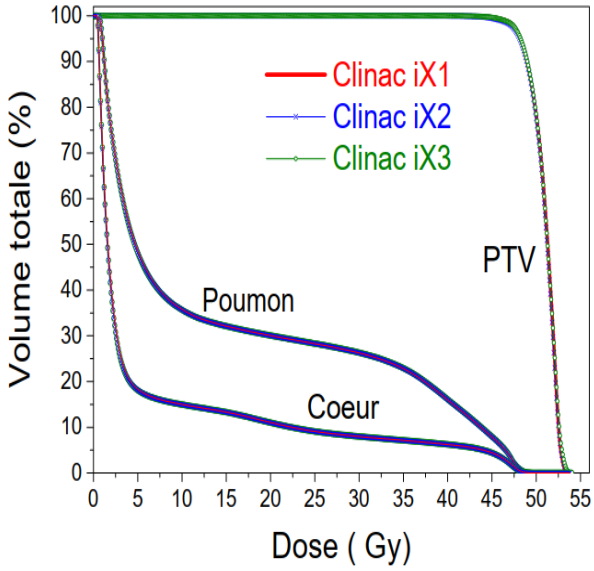


Figure 3.12 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas du sein) des trois machines

III.2.2.3 Paramètres dosimétriques du PTVet OAR cancer de la prostate

III.2.2.3.1 Rappel anatomique

La prostate est située devant la paroi antérieure du rectum (voir figure 3.13) . Elle est accolée à la base de la vessie et des vésicules séminales. La prostate est composée de muscle lisse et de tissu glandulaire avec une densité proche de l'unité, 1.04 g/cm3. Sa taille est d'environ de 3 à 4 cm de longueur et de 3 à 5 cm de largeur. Les organes à risque regroupent les têtes et cols fémoraux, la paroi rectale et la paroi vésicale[93].

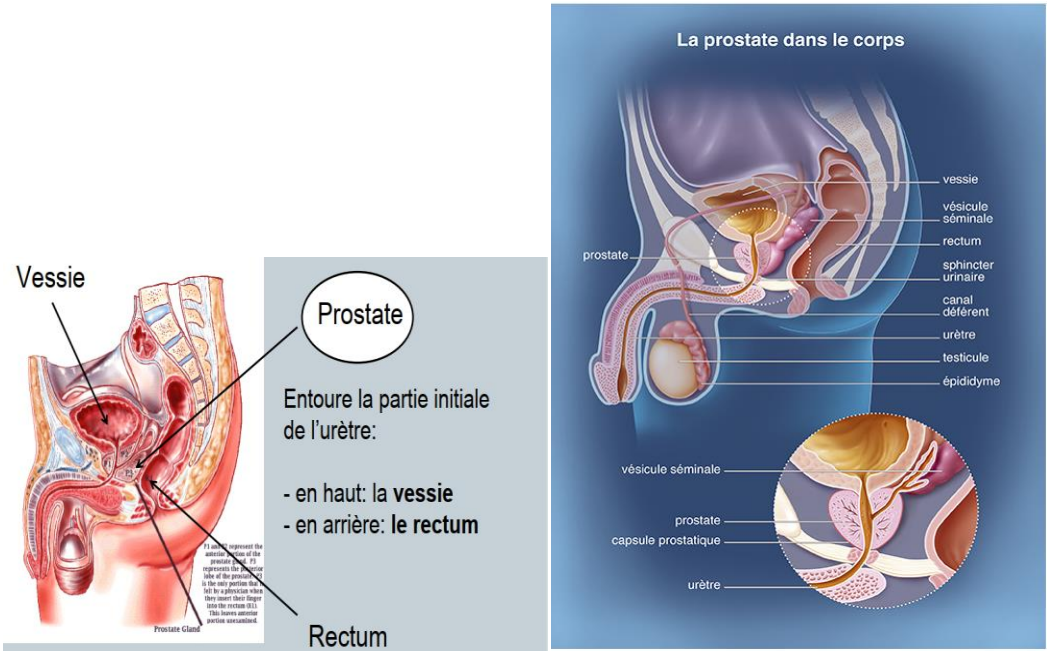


Figure 3.13 : Anatomie de la prostate[(94)]

III.2.2.3.2 Balistique et prescription médicale

En RC3D, la planification de la prostate se fait avec 7 faisceaux coplanaires dont chacun a une angulation bien déterminée. L'avantage d'utiliser 7 faisceaux est que l'irradiation des tissus sains et des OAR est diminué (figure 3.14). Le schéma thérapeutique pour un traitement Standard RC3D est de 74 Gy en 37 fractions, soit 2 Gy par fraction. Les objectifs sur les organes à risque résumés dans le tableau 3.15

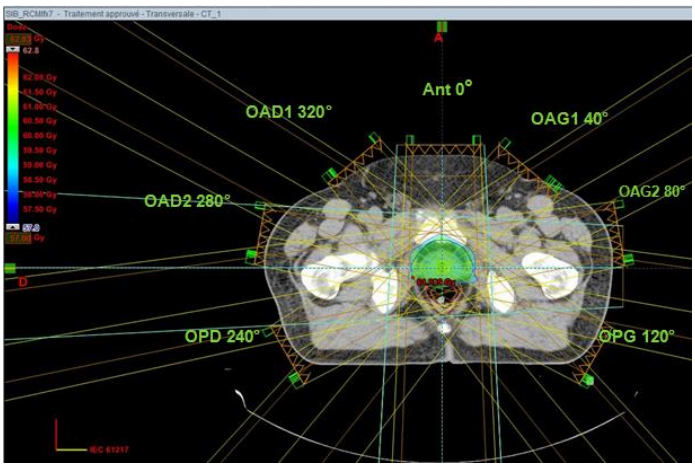


Figure 3.14 : Balistique de traitement en RC3D avec 07 faisceaux coplanaires

	RECTUM VIDE	VESSIE	TETES FEMORALES
	Dmax 74 Gy	Dmax 74 Gy	V50Gy < 10%
	V60Gy < 50%	V60Gy < 50%	
	V70Gy < 25%	V70Gy < 25%	
	V75Gy < 5%		

Tableau 3.15 : Objectifs pour les différents organes à risque schéma étalement classique (cas de prostate) [95]

III.2.2.3.3 Résultats d'analyse des paramètres dosimétriques (PTV et OAR)

III.2.2.3.3.1 Analyse quantitative (Cas cancer de la prostate)

Les paramètres dosimétriques du PTV et OAR sont obtenues à partir des DVH's des 12 patients atteints de cancer de la prostate, les 540 indices dosimétriques et 72 indices géométriques présentes dans 06 tableaux (de 3.15 à 3.26) et 02 histogrammes représentes les indices géométriques (voir figures de 3.14 à 3.15) ont été étudié afin de confirmer les 03 Clinac –iX sont dosimétriquement équivalentes cliniquement

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient1 Prostate PTV70	Dmax	73,63	73,175	73,150	73,318	0,270	0,4	1,004	0,998	0,998
	Dmoy	71,474	71,082	71,047	71,201	0,237	0,3	1,004	0,998	0,998
	D50%	72,177	71,770	71,756	71,901	0,239	0,3	1,004	0,998	0,998
	D2%	73,494	73,023	73,003	73,173	0,278	0,4	1,004	0,998	0,998
	D98%	65,439	65,309	65,259	65,336	0,093	0,1	1,002	1,000	0,999
	D95%	67,337	67,158	67,123	67,206	0,115	0,2	1,002	0,999	0,999
	IH	0,112	0,107	0,108	0,109	0,002	2,1	1,024	0,986	0,990
	CI	0,972	0,972	0,972	0,972	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000
Rectum	Dmax	73,224	72,780	72,746	72,917	0,267	0,4	1,004	0,998	0,998
	Dmoy	55,729	55,892	55,859	55,827	0,086	0,2	0,998	1,001	1,001
	D2%	72,710	72,237	72,227	72,391	0,276	0,4	1,004	0,998	0,998
Vessie	Dmax	69,980	69,645	69,461	69,695	0,263	0,4	1,004	0,999	0,997
	Dmoy	60,522	60,348	60,251	60,374	0,137	0,2	1,002	1,000	0,998
	D2%	69,468	69,124	68,960	69,184	0,259	0,4	1,004	0,999	0,997

Tableau 3.16 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 01_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 2 Prostate PTV74	Dmax	76,072	76,148	76,137	76,119	0,041	0,1	0,999	1,000	1,000
	Dmoy	75,040	75,098	75,132	75,090	0,047	0,1	0,999	1,000	1,001
	D50%	75,386	75,400	75,452	75,413	0,035	0,0	1,000	1,000	1,001
	D2%	75,962	76,003	76,381	76,115	0,231	0,3	0,998	0,999	1,003
	D98%	71,793	72,006	72,116	71,972	0,164	0,2	0,998	1,000	1,002
	D95%	72,914	73,076	73,159	73,050	0,124	0,2	0,998	1,000	1,001
	IH	0,055	0,053	0,057	0,055	0,002	3,3	1,006	0,965	1,029
	CI	0,985	0,985	0,986	0,985	0,001	0,1	0,999	1,000	1,001
Rectum	Dmax	75,773	75,921	75,847	75,847	0,074	0,1	0,999	1,001	1,000
	Dmoy	59,988	60,327	60,366	60,227	0,208	0,3	0,996	1,002	1,002
	D2%	75,363	75,481	75,473	75,439	0,066	0,1	0,999	1,001	1,000
Vessie	Dmax	75,363	75,481	75,473	75,439	0,066	0,1	0,999	1,001	1,000
	Dmoy	76,040	76,148	76,101	76,096	0,054	0,1	0,999	1,001	1,000
	D2%	75,890	75,920	75,910	75,907	0,015	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.17 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 02_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 3 Prostate PTV74	Dmax	76,769	76,770	76,781	76,773	0,007	0,0	1,000	1,000	1,000
	Dmoy	74,946	75,057	75,132	75,045	0,094	0,1	0,999	1,000	1,001
	D50%	75,331	75,396	75,400	75,376	0,039	0,1	0,999	1,000	1,000
	D2%	76,381	76,003	76,381	76,255	0,218	0,3	1,002	0,997	1,002
	D98%	71,003	71,433	71,455	71,297	0,255	0,4	0,996	1,002	1,002
	D95%	72,390	72,662	72,692	72,581	0,166	0,2	0,997	1,001	1,002
	IH	0,071	0,061	0,065	0,066	0,005	8,2	1,085	0,922	0,993
	CI	0,981	0,983	0,983	0,982	0,001	0,1	0,999	1,001	1,001
Rectum	Dmax	75,744	75,676	75,761	75,727	0,045	0,1	1,000	0,999	1,000
	Dmoy	59,308	59,408	59,441	59,386	0,069	0,1	0,999	1,000	1,001
	D2%	74,834	74,909	74,918	74,887	0,046	0,1	0,999	1,000	1,000
Vessie	Dmax	76,496	76,618	76,556	76,557	0,061	0,1	0,999	1,001	1,000
	Dmoy	58,838	59,138	59,152	59,043	0,177	0,3	0,997	1,002	1,002
	D2%	76,070	76,104	76,104	76,093	0,020	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.18 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 03_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 4 Prostate PTV74	Dmax	76,84	76,608	76,536	76,661	0,159	0,2	1,002	0,999	0,998
	Dmoy	75,276	75,102	75,048	75,142	0,119	0,2	1,002	0,999	0,999
	D50%	75,586	75,369	75,323	75,426	0,140	0,2	1,002	0,999	0,999
	D2%	76,642	76,449	76,343	76,478	0,152	0,2	1,002	1,000	0,998
	D98%	71,986	72,041	72,044	72,024	0,033	0,0	0,999	1,000	1,000
	D95%	72,835	72,822	72,820	72,826	0,008	0,0	1,000	1,000	1,000
	IH	0,062	0,058	0,057	0,059	0,002	3,9	1,043	0,990	0,966
	CI	0,988	0,989	0,989	0,989	0,001	0,1	0,999	1,000	1,000
Rectum	Dmax	75,837	75,726	75,554	75,706	0,143	0,2	1,002	1,000	0,998
	Dmoy	58,972	59,099	59,050	59,040	0,064	0,1	0,999	1,001	1,000
	D2%	75,456	75,305	75,189	75,317	0,134	0,2	1,002	1,000	0,998
Vessie	Dmax	76,767	76,605	76,467	76,613	0,150	0,2	1,002	1,000	0,998
	Dmoy	55,063	55,136	55,081	55,093	0,038	0,1	0,999	1,001	1,000
	D2%	76,524	76,381	76,216	76,373	0,154	0,2	1,002	1,000	0,998

Tableau 3.19 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 04_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 5 Prostate PTV74	Dmax	77,621	77,495	77,565	77,560	0,063	0,1	1,001	0,999	1,000
	Dmoy	75,180	75,230	75,239	75,216	0,032	0,0	1,000	1,000	1,000
	D50%	75,134	75,196	75,201	75,177	0,037	0,0	0,999	1,000	1,000
	D2%	77,309	77,235	77,269	77,271	0,037	0,0	1,000	1,000	1,000
	D98%	72,156	72,365	72,387	72,302	0,128	0,2	0,998	1,001	1,001
	D95%	72,917	73,049	73,072	73,013	0,084	0,1	0,999	1,000	1,001
	IH	0,069	0,065	0,065	0,066	0,002	3,3	1,038	0,980	0,982
	CI	0,990	0,991	0,991	0,990	0,001	0,1	0,999	1,000	1,000
Rectum	Dmax	76,433	76,603	76,528	76,521	0,085	0,1	0,999	1,001	1,000
	Dmoy	58,064	58,392	58,422	58,293	0,199	0,3	0,996	1,002	1,002
	D2%	75,221	75,353	75,304	75,293	0,067	0,1	0,999	1,001	1,000
Vessie	Dmax	75,200	75,415	75,240	75,285	0,114	0,2	0,999	1,002	0,999
	Dmoy	57,654	57,819	57,878	57,784	0,116	0,2	0,998	1,001	1,002
	D2%	74,727	74,698	74,749	74,724	0,026	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.20 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 05_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 6 Prostate PTV74	Dmax	77,319	77,267	77,281	77,229	0,078	0,1	0,999	1,000	1,001
	Dmoy	75,199	75,147	75,157	75,168	0,028	0,0	1,000	1,000	1,000
	D50%	75,429	75,338	75,351	75,373	0,049	0,1	1,001	1,000	1,000
	D2%	76,955	76,938	76,949	76,947	0,009	0,0	1,000	1,000	1,000
	D98%	71,207	71,356	71,336	71,300	0,081	0,1	0,999	1,001	1,001
	D95%	72,606	72,726	72,690	72,674	0,062	0,1	0,999	1,001	1,000
	IH	0,076	0,074	0,074	0,075	0,001	1,5	1,017	0,989	0,994
	CI	0,981	0,981	0,981	0,981	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000
Rectum	Dmax	75,221	75,044	75,056	75,107	0,099	0,1	1,002	0,999	0,999
	Dmoy	60,088	60,313	60,351	60,251	0,142	0,2	0,997	1,001	1,002
	D2%	74,943	74,814	74,827	74,861	0,071	0,1	1,001	0,999	1,000
Vessie	Dmax	76,833	76,850	76,872	76,852	0,020	0,0	1,000	1,000	1,000
	Dmoy	56,828	56,892	57,015	56,912	0,095	0,2	0,999	1,000	1,002
	D2%	75,593	75,522	75,550	75,555	0,036	0,0	1,001	1,000	1,000

Tableau 3.21: Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 06_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 7 Prostate PTV74	Dmax	78,373	78,262	78,356	78,330	0,060	0,1	1,001	0,999	1,000
	Dmoy	76,089	76,066	76,132	76,096	0,034	0,0	1,000	1,000	1,000
	D50%	76,268	76,233	76,299	76,267	0,033	0,0	1,000	1,000	1,000
	D2%	78,016	77,928	78,017	77,987	0,051	0,1	1,000	0,999	1,000
	D98%	72,791	72,959	73,027	72,926	0,122	0,2	0,998	1,000	1,001
	D95%	73,715	73,826	73,883	73,808	0,085	0,1	0,999	1,000	1,001
	IH	0,069	0,065	0,065	0,066	0,002	2,8	1,032	0,982	0,986
	CI	0,987	0,988	0,988	0,988	0,001	0,1	0,999	1,000	1,000
Rectum	Dmax	76,624	76,476	76,590	76,563	0,078	0,1	1,001	0,999	1,000
	Dmoy	60,274	60,475	60,525	60,425	0,133	0,2	0,998	1,001	1,002
	D2%	75,803	75,814	75,854	75,824	0,027	0,0	1,000	1,000	1,000
Vessie	Dmax	78,181	78,076	78,188	78,148	0,063	0,1	1,000	0,999	1,001
	Dmoy	57,212	57,378	57,484	57,358	0,137	0,2	0,997	1,000	1,002
	D2%	76,525	76,464	76,564	76,518	0,050	0,1	1,000	0,999	1,001

Tableau 3.22 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 07_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 8 Prostate PTV74	Dmax	77,856	77,806	77,827	77,830	0,025	0,0	1,000	1,000	1,000
	Dmoy	74,873	74,847	74,859	74,860	0,013	0,0	1,000	1,000	1,000
	D50%	75,114	75,043	75,060	75,072	0,037	0,0	1,001	1,000	1,000
	D2%	77,135	77,088	77,078	77,100	0,030	0,0	1,000	1,000	1,000
	D98%	70,952	71,184	71,236	71,124	0,151	0,2	0,998	1,001	1,002
	D95%	72,116	72,262	72,257	72,211	0,083	0,1	0,999	1,001	1,001
	IH	0,082	0,079	0,078	0,080	0,002	3,0	1,034	0,988	0,978
	CI	0,984	0,985	0,986	0,985	0,001	0,1	0,999	1,000	1,001
Rectum	Dmax	74,913	74,939	74,880	74,911	0,030	0,0	1,000	1,000	1,000
	Dmoy	59,947	59,939	59,954	59,947	0,008	0,0	1,000	1,000	1,000
	D2%	74,218	74,132	74,151	74,167	0,045	0,1	1,001	1,000	1,000
Vessie	Dmax	77,296	77,232	77,227	77,252	0,038	0,0	1,001	1,000	1,000
	Dmoy	55,582	55,760	55,821	55,721	0,124	0,2	0,998	1,001	1,002
	D2%	75,751	75,685	75,712	75,716	0,033	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.23 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 08_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 9 Prostate PTV74	Dmax	77,146	77,006	77,170	77,107	0,089	0,1	1,001	0,999	1,001
	Dmoy	75,331	75,278	75,395	75,335	0,059	0,1	1,000	0,999	1,001
	D50%	75,458	75,379	75,498	75,445	0,061	0,1	1,000	0,999	1,001
	D2%	76,754	76,627	76,772	76,718	0,079	0,1	1,000	0,999	1,001
	D98%	73,118	73,331	73,378	73,275	0,138	0,2	0,998	1,001	1,001
	D95%	73,767	73,924	73,997	73,896	0,117	0,2	0,998	1,000	1,001
	IH	0,048	0,044	0,045	0,046	0,002	5,0	1,056	0,958	0,985
	CI	0,991	0,992	0,992	0,992	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000
Rectum	Dmax	76,053	75,860	75,994	75,969	0,099	0,1	1,001	0,999	1,000
	Dmoy	58,98	58,932	59,075	58,996	0,073	0,1	1,000	0,999	1,001
	D2%	75,401	75,331	75,434	75,388	0,053	0,1	1,000	0,999	1,001
Vessie	Dmax	76,298	76,141	76,314	76,251	0,096	0,1	1,001	0,999	1,001
	Dmoy	53,691	53,881	54,052	53,875	0,181	0,3	0,997	1,000	1,003
	D2%	75,579	75,463	75,604	75,549	0,076	0,1	1,000	0,999	1,001

Tableau 3.24 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 09_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 10 Prostate PTV74	Dmax	77,298	77,245	77,350	77,298	0,053	0,1	1,000	0,999	1,001
	Dmoy	75,183	75,139	75,247	75,190	0,054	0,1	1,000	0,999	1,001
	D50%	75,670	75,570	75,680	75,640	0,061	0,1	1,000	0,999	1,001
	D2%	76,935	76,839	76,970	76,915	0,068	0,1	1,000	0,999	1,001
	D98%	71,582	71,748	71,803	71,711	0,115	0,2	0,998	1,001	1,001
	D95%	72,278	72,371	72,452	72,367	0,087	0,1	0,999	1,000	1,001
	IH	0,071	0,067	0,068	0,069	0,002	2,5	1,028	0,979	0,992
	CI	0,990	0,991	0,991	0,991	0,001	0,1	0,999	1,000	1,000
Rectum	Dmax	74,663	74,759	74,894	74,772	0,116	0,2	0,999	1,000	1,002
	Dmoy	59,133	59,096	59,226	59,152	0,067	0,1	1,000	0,999	1,001
	D2%	73,190	73,163	73,285	73,213	0,064	0,1	1,000	0,999	1,001
Vessie	Dmax	77,080	76,951	77,108	77,046	0,084	0,1	1,000	0,999	1,001
	Dmoy	56,409	56,484	56,649	56,514	0,123	0,2	0,998	0,999	1,002
	D2%	76,399	76,313	76,440	76,384	0,065	0,1	1,000	0,999	1,001

Tableau 3.25 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 10_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 11 Prostate PTV74	Dmax	70,906	70,927	70,930	70,921	0,013	0,0	1,000	1,000	1,000
	Dmoy	69,605	69,598	69,593	69,599	0,006	0,0	1,000	1,000	1,000
	D50%	69,658	69,650	69,644	69,651	0,007	0,0	1,000	1,000	1,000
	D2%	70,748	70,799	70,768	70,772	0,026	0,0	1,000	1,000	1,000
	D98%	67,910	67,857	67,879	67,882	0,027	0,0	1,000	1,000	1,000
	D95%	68,291	68,237	68,255	68,261	0,028	0,0	1,000	1,000	1,000
	IH	0,041	0,042	0,041	0,041	0,001	1,8	0,982	1,018	1,000
	CI	0,994	0,994	0,994	0,994	0,000	0,0	1,000	1,000	1,000
Rectum	Dmax	69,440	69,537	69,474	69,484	0,049	0,1	0,999	1,001	1,000
	Dmoy	59,531	59,576	59,528	59,545	0,027	0,0	1,000	1,001	1,000
	D2%	69,029	69,115	69,053	69,066	0,044	0,1	0,999	1,001	1,000
Vessie	Dmax	70,722	70,734	70,708	70,721	0,013	0,0	1,000	1,000	1,000
	Dmoy	59,121	59,101	59,095	59,106	0,014	0,0	1,000	1,000	1,000
	D2%	70,197	70,139	70,151	70,163	0,030	0,0	1,000	1,000	1,000

Tableau 3.26 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 11_Prostate

		Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Moy	STD	SD(%)	iX1/Moy	iX2/Moy	iX3/Moy
Patient 12 Prostate PTV74	Dmax	73,041	72,893	72,886	72,940	0,088	0,1	1,001	0,999	0,999
	Dmoy	71,702	71,711	71,682	71,698	0,015	0,0	1,000	1,000	1,000
	D50%	71,752	71,758	71,729	71,746	0,015	0,0	1,000	1,000	1,000
	D2%	72,933	72,870	72,775	72,860	0,080	0,1	1,001	1,000	0,999
	D98%	69,577	69,674	69,772	69,674	0,098	0,1	0,999	1,000	1,001
	D95%	70,163	70,239	70,277	70,226	0,058	0,1	0,999	1,000	1,001
	IH	0,047	0,045	0,042	0,044	0,002	5,5	1,054	1,003	0,943
	CI	0,992	0,992	0,993	0,992	0,001	0,1	1,000	1,000	1,001
Rectum	Dmax	72,228	72,206	72,148	72,194	0,041	0,1	1,000	1,000	0,999
	Dmoy	59,561	59,530	59,410	59,500	0,080	0,1	1,001	1,000	0,998
	D2%	71,422	71,412	71,367	71,401	0,029	0,0	1,000	1,000	1,000
Vessie	Dmax	71,753	71,687	71,622	71,687	0,066	0,1	1,001	1,000	0,999
	Dmoy	58,309	58,217	58,063	58,196	0,124	0,2	1,002	1,000	0,998
	D2%	71,560	71,494	71,420	71,491	0,070	0,1	1,001	1,000	0,999

Tableau 3.27 : Résultats des indices dosimétriques et géométriques Patiente 12_Prostate

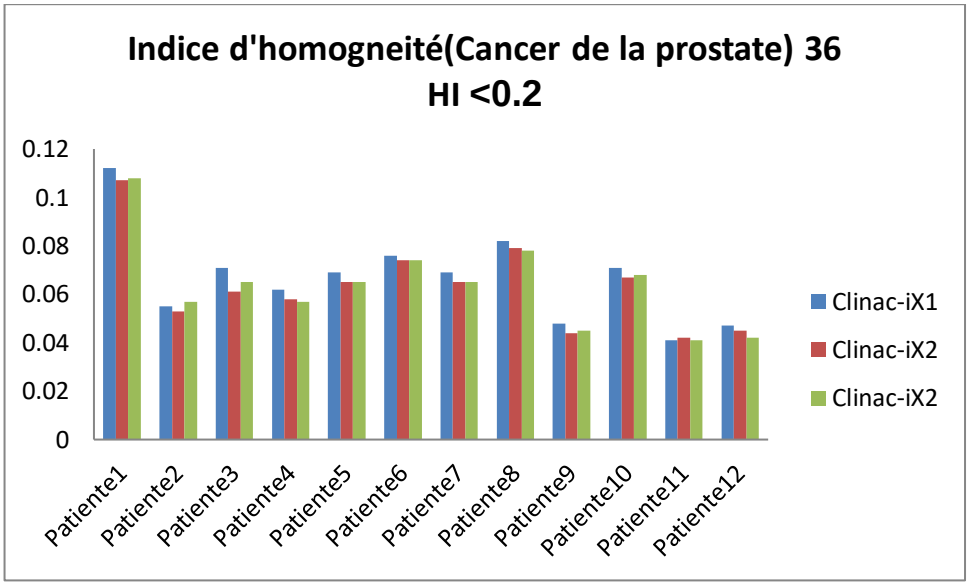


Figure 3.15 : Variation non significative l'indice d'homogénéité pour les trois Clinac-iX

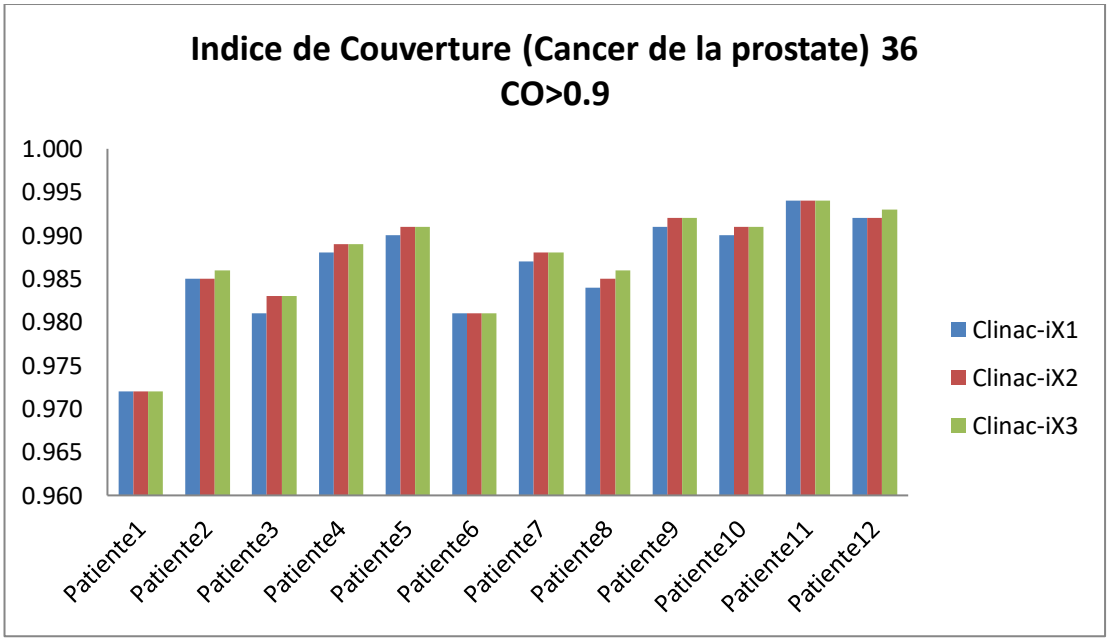


Figure 3.16 : Variation non significative l'indice couverture pour les trois Clinac-iX

III.2.2.3.3.2 Analyse qualitative

L'histogramme obtenu dose-volume (HDV) du volume cible de planification (PTV 74 Gy), les organes parallèles rectum, vessie et tête fémorale droite sont présenté sur la figure 3.17 pour le cas de la prostate, clairement pour le cas du cancer du sein les HDV des trois machines sont proches d'une seule ligne ; qui confirment à nouveau pas d'écart dosimétrique entre les trois machines.

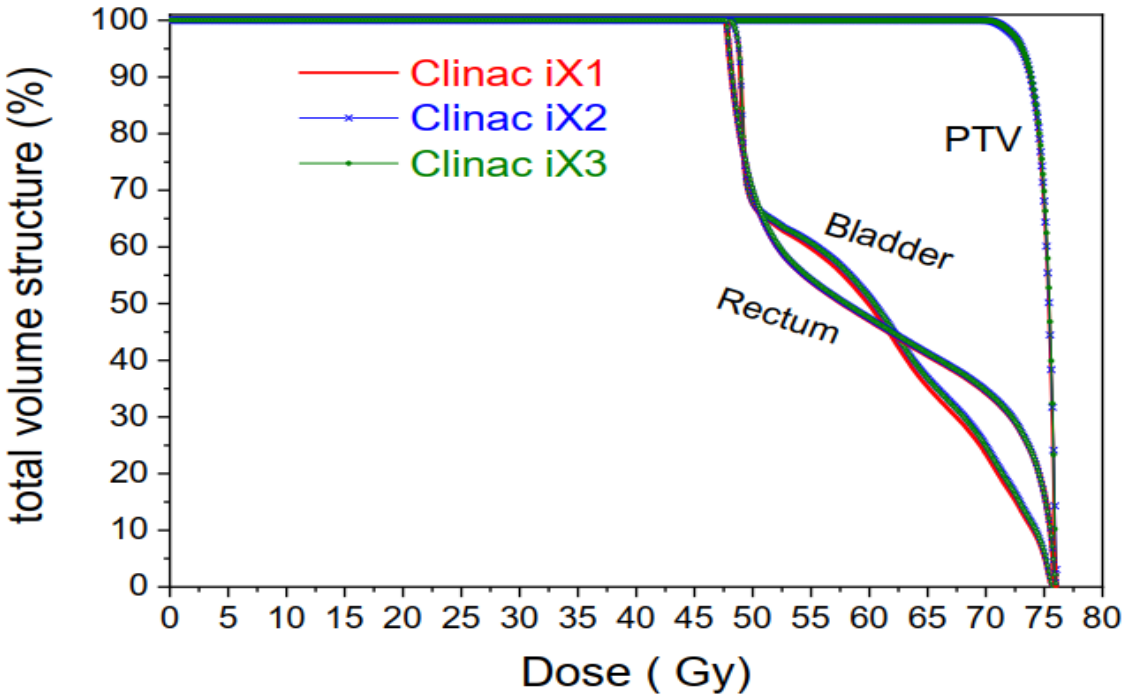


Figure 3.17 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas de la prostate) des trois machines

III.2 Conclusion et discussions

L'analyse des paramètres dosimétriques a consisté sur 12 patients atteints du Cancer du Sein et un échantillon de 12 patients atteints du cancer de la prostate en se basant sur des évaluations quantitative et qualitative en utilisant des indices dosimétriques et géométriques ,les résultats de la planimétrie ont montré qu'aucune discordance entre des indices dosimétriques et géométriques pour des cas clinique traités en RC3D (Sein, Prostate) n''occasione aucune erreur sur la dose délivrée lors de déplacement des patients d'une machine à l'autre .Par conséquent les patients peuvent être traités sans aucune modification des plans dosimétriques surtout en cas de panne bloquante de l'un des machines confirmés dosimétriquement équivalentes pour le technique conformationnelle 3D.Il ressort également de l'analyse qualitative que les DVH's sont) clairement pour le cas des cas de cancer sein et prostate les HDV des trois machines sont proches d'une seule ligne ; qui confirment à nouveau qu'il n'y a pas variation clinique significative entre les trois Clinac-iX

CHAPITRE IV

Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

IV.1 Evolution de la radiothérapie

Il est important de remarquer que l'histoire de la radiothérapie commence même année 1985 que la découverte des rayons X par Roentgen. Dés 1899, le premier cancer de la peau est guéri formellement par Thor Stenbeck à Stockholm[(96)] ; les énergies utilisées sont encore faible et les rayons peu pénétrants. Les contours des faisceaux sont flous et les tissus sains avoisinants mal protégés. En 1913, Marie Curie et Claudius Regaud créent la section médicale de l'Institut de Radium, qui sera à l'origine de la Fondation Curie (1921) puis l'actuel Institut Curie (1970). Le premier télécobalt apparait 1950 et le premier accélérateur linéaire (linac), dans les débuts des années soixante. Au début des années soixante, Tubiana et les époux Dutrex ouvrent la voix à la dosimétrie patiente (Tubiana et al, 1963)[(97)]. Puis avec l'arrivée du scanner tomodensitométrique (TMD) en 1973, grâce à Hounsfield, la radiothérapie devient, vers 1990 conformationnelle. Plus récemment l'arrivée des collimateurs multilames et la planification inverse (Ling et al, 1996)[(98)] en passant à la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) qui à permet d'obtenir des distributions de dose de forme complexe et à fort gradient de dose (Figures 4.1,4.2).

L'utilisation de faisceaux uniformes en intensité ne permet pas une protection optimale des OAR et des tissus sains proches d'un volume cible de forme concave. L'IMRT avec le collimateur multilames (MLC) à un objectif de conformation de dose. Pour des configurations géométriques ou un OAR se trouve à proximité d'un volume cible et où une escalade est préconisée afin d'augmenter le contrôle tumoral, la modulation d'intensité est particulièrement recommandée. La capacité de cette technique à créer des distributions de dose de forme complexe qui épousent la forme du volume cible permet une irradiation optimale de ce volume ainsi qu'une meilleure protection des OAR. Ainsi, la proximité des volumes cibles aux organes critiques ou radiosensibles nécessite des gradients de dose élevés limitant l'irradiation des tissus environnants offre la possibilité d'un gain thérapeutique[(99)].

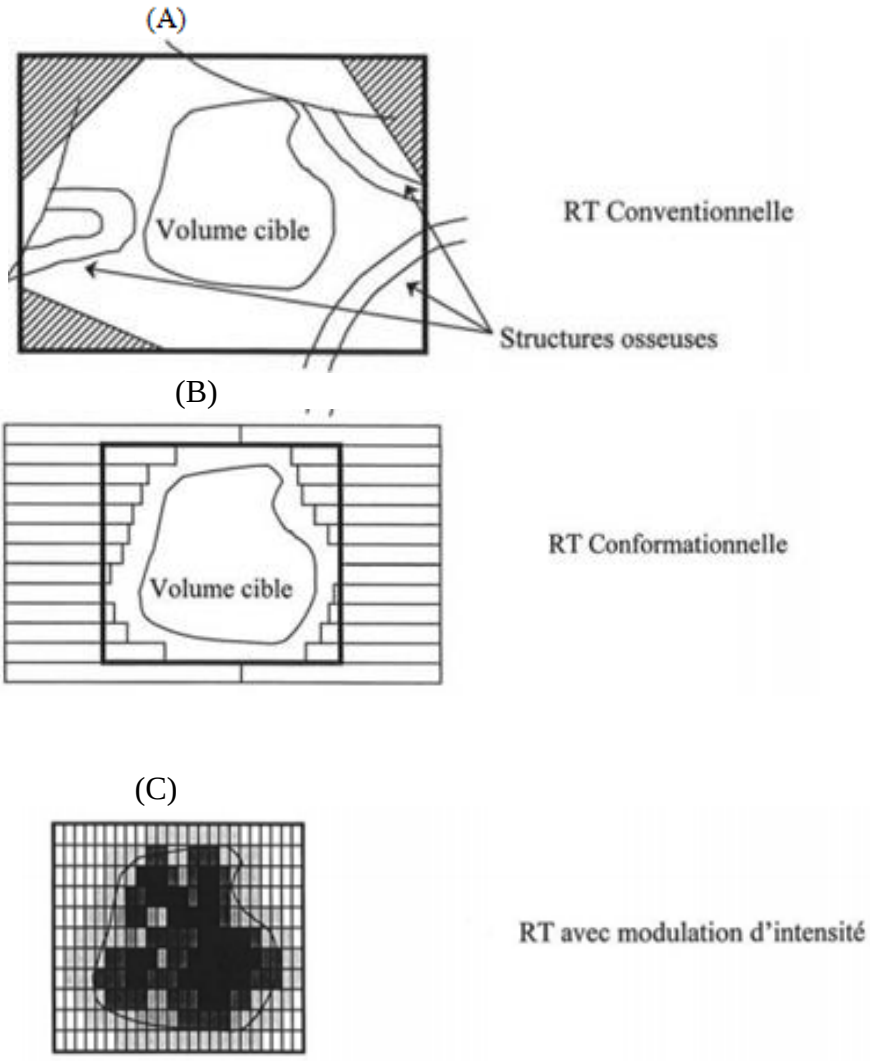


Figure 4.1 : La position du champ d'irradiation en radiothérapie conventionnelle est définie à l'aide de structures osseuses particulières (A), radiothérapie conformationnelle les faisceaux sont ajustés pour irradier une zone réduite au minimum(B), l'utilisation de faisceaux modulés (B) permet d'ajouter une liberté supplémentaire dans la définition du faisceau en jouant sur l'intensité de rayonnement dans n'importe quel point du faisceau(représenté ici par des niveaux de gris différents)[100].

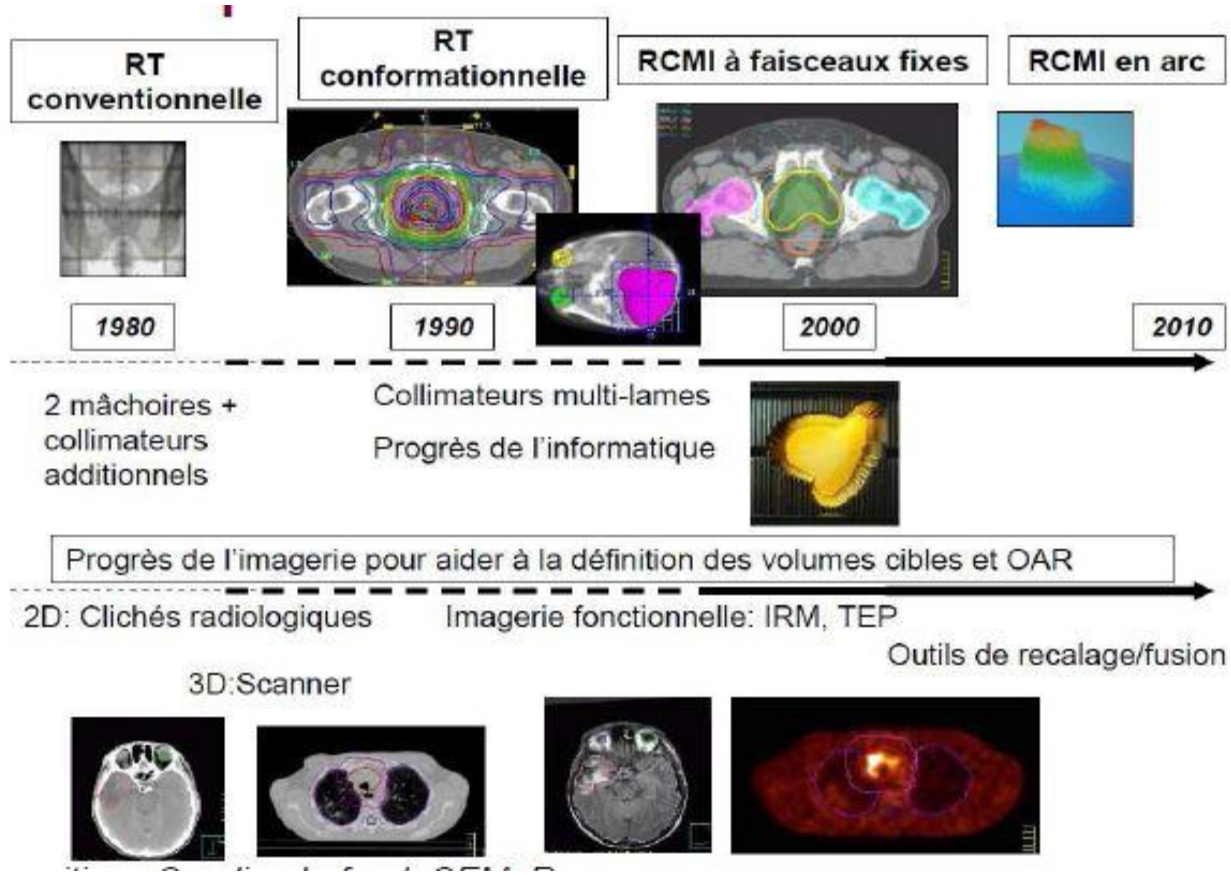


Figure 4.2 : Evolution de la radiothérapie conventionnelle vers la radiothérapie Conformationnelle avec modulation d'intensité[(101)]

IV.2 Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (IMRT)

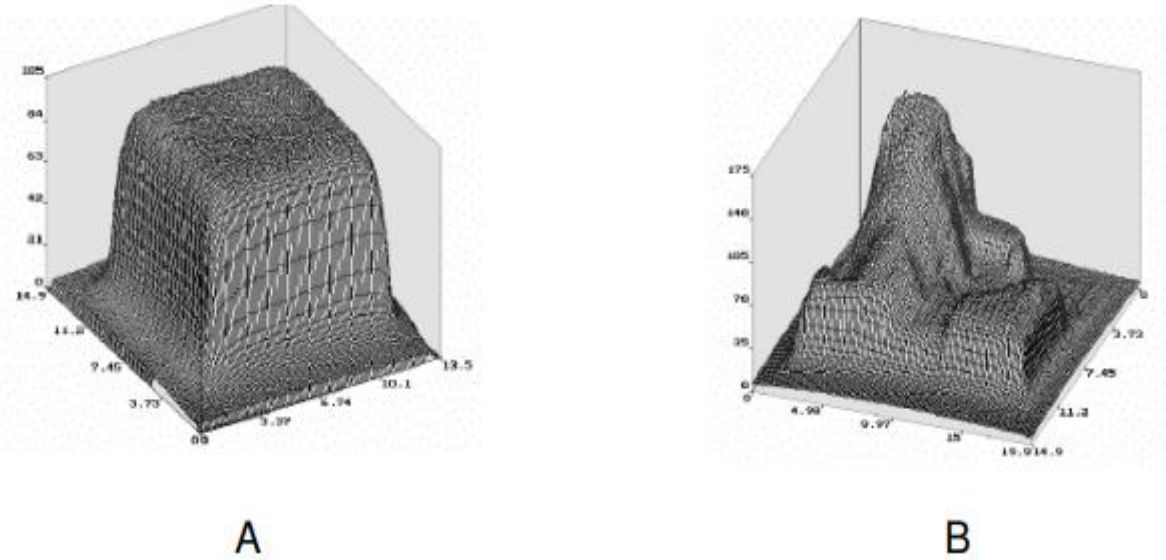
Première application clinique de l'MRT à faisceaux fixes au Centre de Lutte Contre Le Cancer de Sétif le 12/03/2018 chez un patient atteint d'un cancer de la prostate. En effet en Algérie la radiothérapie a évolué au cours de ces dernières années avec :

L'apparition du scanner dosimétrique permettant une définition volumique des volumes cibles et le calcul de la dose en 3D, la modulation d'intensité grâce à l'arrivée du collimateur multilames (MLC) permettant la modulation de la fluence du faisceau (radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité), est une technique de radiothérapie qui fonctionne par modulation d'intensité. Elle se caractérise par la variation de plusieurs facteurs durant le traitement notamment :

1) - Le mouvement des lames du MLC,
2) - La vitesse des lames,
3) - Le débit de dose
4) Ainsi, on obtient volontairement une fluence inhomogène dans le champ de traitement.

C'est une technique qui utilise généralement de nombreux faisceaux (5 à 7 faisceaux, en moyenne) ce qui rallonge le temps de la fraction mais permet de multiplier les points d'entrée, donc de mieux répartir la dose et d'améliorer la conformation au volume à traiter.
La modulation d'intensité est une amélioration de la radiothérapie conformationnelle 3D (Figure 4.3 A), qui peut encore augmenter la dose du volume cible sans augmenter la dose des organes à risques et des tissus sains. Elle a été introduite pour la 1ère fois en 1998 par Andres Brahme[102]. Son objective est d'amélioré l'efficacité thérapeutique en modulant l'intensité de la fluence énergétique.

L'IMRT est une variation spatiale volontaire de la fluence de photons, appliquée aux différents points situés à l'intérieur du champ d'irradiation (Figure4.3 B). Grace à la modulation d'intensité, on peut adapter la dose absorbée en profondeur de façon à ce que les isodoses élevées soient toutes cantonné à l'intérieur du volume tumoral et s'adaptent parfaitement à la forme complexe de ceci[100].



A B

Figure 4.3 : A. : Exemple de champ homogène obtenu en technique Conformationnelle et B. : Exemple de champ modulé obtenu en IMRT[100,108]

IV.2.1 Planification inverse :

La planification inverse est la première étape spécifique à la modulation d'intensité ; contrairement à la RC-3D qui est basée sur la planification directe. La planification directe nécessite que l'opérateur intervienne à chaque étape de la planification. Ces étapes consistent à définir la structure d'intérêt, à établir le faisceau et les modificateurs associés (masques, filtres en coin, etc.), à calculer la distribution de dose (plan de coupe ou histogramme de volume de dose) et à évaluer. En fait, les étapes précédentes, à savoir l'obtention de données anatomiques, la détermination de la structure d'intérêt et la mise en œuvre de techniques balistiques, sont les mêmes que la thérapie conformationnelle 3D. Le principe de base de la planification inverse peut être résumé comme suit: Compte tenu de la distribution de dose prescrite, quelle devrait être la forme du faisceau modulé qui devrait permettre d'obtenir le calcul le plus proche possible de la distribution de dose. Bien que seules quelques itérations soient nécessaires pour la planification directe si la distribution de dose n'est pas satisfaisante, un processus de test continu est utilisé pour trouver la solution idéale, dans laquelle l'utilisateur peut modifier les paramètres de la balistique de traitement (énergie, nombre et direction des faisceaux, contours de champ, etc.) jusqu'à ce qu'une distribution de dose satisfaisante soit obtenue. Dans le cas de la planification inversée, il est en fait impossible de rechercher manuellement la meilleure solution en raison de la complexité de l'espace de solution d'où l'utilisation des algorithmes d'optimisations de dose[(103)].

Le traitement IMRT offre la fonctionnalité de traiter avec un sous-ensemble d'une série de faisceaux d'irradiation (mini faisceaux). Chaque faisceau est divisé en plusieurs segments, et chaque segment fournit une dose différente. C'est cette configuration qui permet d'augmenter la dose au volume cible et des gradients de dose très élevé entre la tumeur et les OAR. Par conséquent, la préservation des tissus sains est assurée et l'effet du traitement est amélioré. Le cancer en oto-rhino-laryngologie est une localisation très attractive pour ces types de traitements, qui assurent la préservation des glandes parotides[(104,105,106,107)].

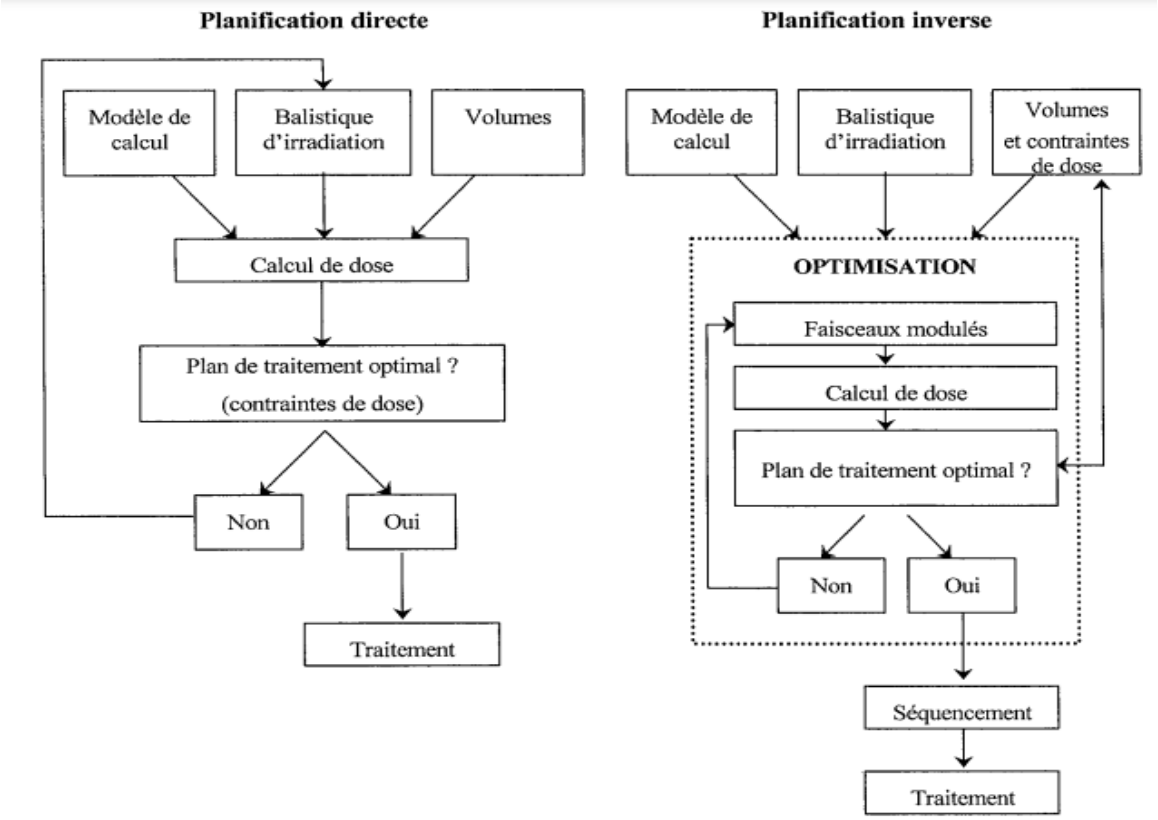


Figure 4.4 : Etapes principales de la planification de plans de traitements de manière classique (planification directe, à gauche) et pour la modulation d'intensité (planification inverse, à droite)[(103)].

Les principales différences entre la RTC-3D et l'IMRT, décrites dans la littérature, sont synthétisées dans le tableau ci-dessous (tableau 4.1).

RTC-3D	IMRT
Pas de définition de dose à la tumeur et aux organes à risque	**Objectifs de dose à la cible et contraintes aux organes à risque** Dans un premier temps, sont définis par le radiothérapeute les objectifs de dose pour le volume cible et les contraintes de dose pour les organes critiques. Ceci nécessite une définition précise de la cible et des organes à risque.
Planification classique « *Forward* » Dans la dosimétrie prévisionnelle classique, la dose à la tumeur et aux OAR représentent l'objectif final et non le point de départ du plan de traitement. Profil classique des faisceaux connu à l'avance et recherche de l'optimisation de la distribution de la dose par rapport à ce profil.	**Planification inverse** Définition de la dose désirée et recherche a posteriori du profil optimal des faisceaux, l'ordinateur calcule les paramètres de l'irradiation nécessaires pour parvenir aux objectifs définis par le radiothérapeute. Un logiciel de planification inverse permet par calculs itératifs d'optimiser la balistique et la fluence des faisceaux à partir des contraintes prescrites.
Distribution de dose uniforme Traite tout le volume cible simultanément. Dose uniforme de rayonnement avec une distribution uniforme d'intensité appliquée à tous les volumes de la tumeur.	**Distribution de dose hétérogène et complexe** Les techniques d'IMRT ne traitent qu'une partie du volume cible à un moment donné. La dose est non uniforme, le volume cible peut être traité avec plusieurs fractions simultanées d'intensités différentes. Cette décomposition des champs en multiples segments permet d'obtenir de forts gradients de dose. La RCMI est capable de générer des distributions de dose complexes.

Tableau 4.1 : Principales différences entre la RTC-3D et l'IMRT [(102)]

L'IMRT est une radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle dans laquelle la fluence des faisceaux est modulée en cours de séance. Le collimateur multilames va permettre de segmenter plus ou moins finement chaque champ d'irradiation, ce qui n'est pas le cas en RTC-3D où l'ouverture des lames est constante tout au long de l'irradiation (figure 4.5). Le champ d'irradiation est ainsi décomposé en de multiples segments avec de forts gradients de dose entre les différents segments[(100)].

Cette segmentation est obtenue soit en superposant des champs élémentaires statiques, soit en déplaçant de manière dynamique les lames au cours de l'irradiation. Dans ce dernier cas, chacune des lames est animée par un moteur indépendant et l'ensemble est piloté par ordinateur qui permet, Grâce à un système de dosimétrie inverse (planification inverse), d'affiner la distribution de la dose[(109)].

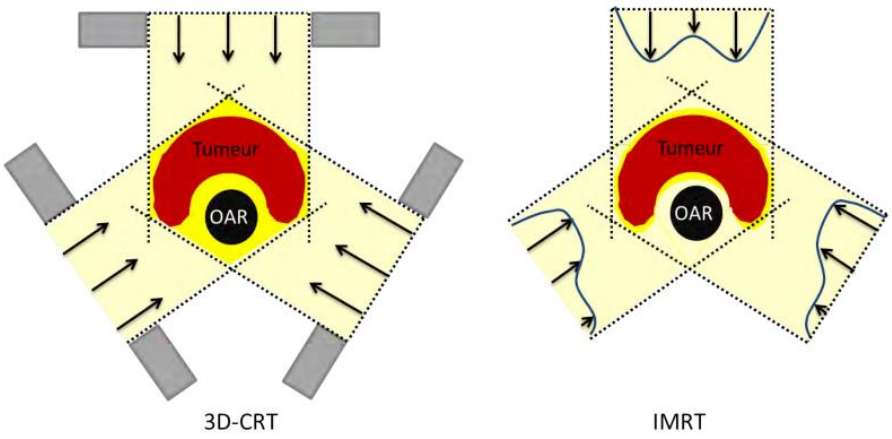


Figure 4.5: Illustration des effets de la modulation de l'intensité sur la distribution de dose et la protection des OARs[(110,111)].

IV.2.2 Les Techniques d'IMRT par faisceaux stationnaires

Le bras de l'accélérateur reste immobile pour les techniques de RCMI par faisceaux stationnaires lors de l'irradiation. En générale de cinq à douze faisceaux sont utilisés. Ces faisceaux sous différents angles convergent vers le même point. Irradiation du patient se fait à chaque position fixe par des faisceaux d'une forme spécifique (segment) définie par le collimateur. La modulation d'intensité est obtenue par la superposition de segments. Chaque segment a son auto pondération de dose : un certain nombre d'unités de

surveillance (UM) est lié chaque segment. Pour l'IMR à faisceau stationnaire, le nombre de faisceaux appliqué diffère en fonction des restrictions spécifiques associées à chaque traitement. Mais le nombre de faisceaux est limité à cause de limitation du temps de traitement clinique. Dans le cas du traitement des tumeurs ORL, afin d'obtenir une bonne uniformité de dose dans le volume cible et une bonne protection de l'OAR, le nombre de faisceaux essentiel s'élèvera de sept à neuf[110].

Il existe deux méthodes: un mode statique nommé Step and shot (S&S) et mode dynamique nommé Sliding window (SW) (Figure 4.6 et 4.7).

- **Méthode statique dite step and shoot** : l'irradiation est effectuée de manière séquentielle, entre deux expositions consécutives le mouvement des lames du collimateur définit la nouvelle forme du champ. L'irradiation est divisée en plusieurs parties, dont la quantité dépend de modulation du faisceau. Selon la localisation de la tumeur à traiter et les restrictions imposées, le nombre de segments varie de 2 à 20[112, 113,114].

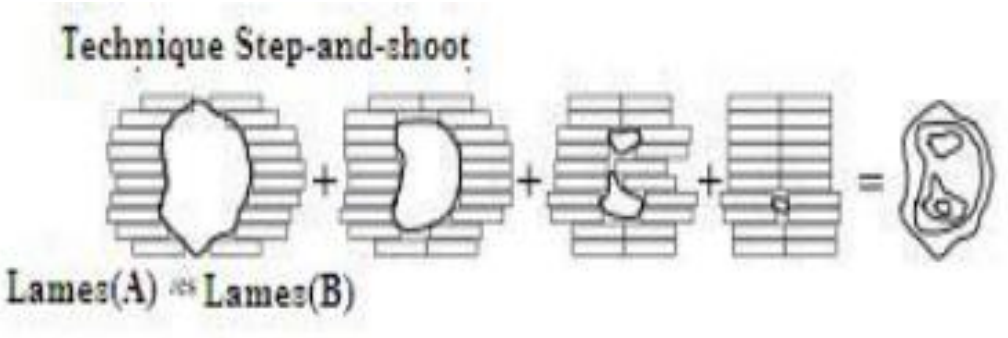


Figure 4.6: IMRT type step and shoot[112, 113,114].

- **Méthode dynamique dite sliding window** : pendant l'irradiation, les lame se déplacent en continu. le faisceau modulé provient du balayage du champ par une fente glissante de forme variable définie par le collimateur mutilames. C'est la variation de vitesse de déplacement des lames qui va créer les différences de fluence pour générer le faisceau modulé[115].

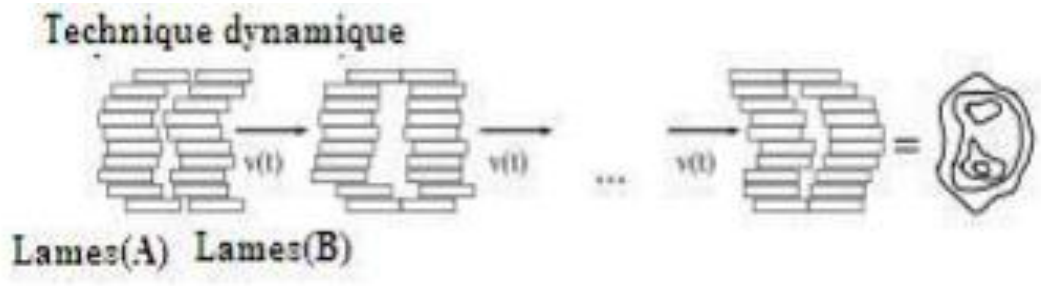


Figure 4.7: IMRT type sliding window [115]

MODULATION D'INTENSITE		
	STATIQUE	DYNAMIQUE
Avantage	▪ Chaque segment de CML = champ individualisé contrôlable aisément (extrapolation des techniques de RC-3D). ▪ n'est pas limité par la vitesse des lames, ▪ Simplicité de savoir où reprendre le traitement, en cas de panne au cours d'une séance ▪ Possibilité de contrôler le traitement par gammagraphie ou imagerie portale. ▪ Méthode plus simple à mettre en service	▪ Délivre le niveau d'intensité requis : pour chaque incidence de faisceau, les lames se déplacent à vitesse variable ▪ Plus fiable pour des dosimétries fortement modulées (sphère ORL). ▪ Légère amélioration de la couverture du volume cible. ▪ Simplicité de savoir où reprendre le traitement en cas de panne
Inconvénient	▪ Problèmes liés à la subdivision en sous champs: dosimétrie des petits champs, et faible nombre d'UM par sous champ	▪ Nécessité d'une immobilisation parfaite du malade,

Tableau 4.2 : Avantages et inconvénients des deux techniques d'IMRT [116,117]

IV.2.3 Les Algorithmes d'optimisations

Les algorithmes d'optimisation sont constitués de deux éléments :

- la fonction objectif qui regroupe les objectifs cliniques à atteindre lors de la planification et qui donne un score numérique au plan obtenu,
- l'algorithme d'optimisation qui va minimiser cette fonction objectif.

IV.2.3.1 La Fonction Objectif

Afin de réaliser la distribution de dose qui doit correspondre à celle prescrite, il est impératif de traduire les objectifs dosimétriques (ou cliniques) par une expression mathématique appelée fonction objectif. Sa représentation la plus courante est expression quadratique reflétant la différence entre la distribution de dose courante et celle prescrite. Le premier terme de cette expression représente la distribution dans le volume cible et la deuxième est celui des OAR. Lorsque les contraintes ne sont pas conformes une pénalité est introduite. C'est ce que représentent les facteurs α et β[118].

$$\boldsymbol{F_{obj} = \alpha.\sum_{i=\,VolumesCibles}(D_i(x) - D_p)^2 + \beta.\sum_{i=\,Organes\ à\ risque}(D_i(x) - D_t)^2} \quad (4.1)$$

avec Di(x)= dose calculée au point i pour l'ensemble des profils modulés x, Dp= dose prescrite aux volumes cibles et Dt = dose tolérée par les OAR[119,120].

IV.2.3.2 Les critères d'optimisation :

Il n'est pas évident de définir les critères d'optimisation en radiothérapie, on peut tout de même donner quelques points essentiels :

• La dose appliquée à la cible doit être la plus proche de la dose prescrite ;

• La dose doit être distribuée de façon homogène dans toute la cible ;

• La dose à un organe à risque particulier sensible aux radiations doit être inférieure à une valeur maximum tolérable et la plus faible possible ;

• Dans les tissus environnants de la cible, la dose doit être faible.

Il existe différents technique d'optimisation, on s'intéresse ici les plus utilisés en radiothérapie qui sont : la technique du gradient et celle du recuit simulé

IV.2.3.3 Les différentes méthodes d'optimisation

Les algorithmes d'optimisation peuvent être divisés en deux catégories : Méthode d'inversion (méthode mathématique) et méthode itérative (Déterministe ou aléatoire). La méthode d'optimisation utilisée est généralement de type itératif. Leur choix est principalement basé sur le nombre de faisceaux et la nature des contraintes qu'il s'agisse d'un type dosimétrique ou biologique.

IV.2.3.3 .1 La technique du Gradient

La technique pour trouver la solution optimale par la méthode du gradient est la plus souvent utilisée en radiothérapie car l'une de ses principales caractéristiques est la vitesse à laquelle une solution acceptable peut être obtenue. le processus d'optimisation cherchera à annuler la valeur de la fonction objectif, soit en d'autres termes à rechercher la variable constituée par l'ensemble des faisceaux modulés (regroupés dans la variable x) qui annule sa dérivée (Figure 4.8) :

$$F_{obj}\,(x)\min \Leftrightarrow \nabla F\,(x)=0$$

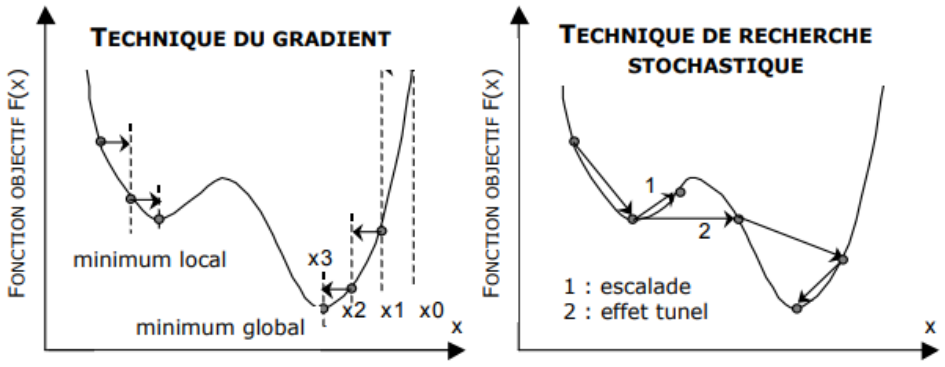


Figure 4.8 : Principe des algorithmes d'optimisation par la technique du gradient (à gauche) et par la technique du recuit simulé (à droite). x est la variable à optimiser pour obtenir le minimum de la fonction objectif F(x)[121].

En fonction du point de départ de l'optimisation, la technique de gradient peut conduire à un minimum local qui ne correspond pas au plan optimal (Tableau 4.3). Les techniques stochastiques permettent de pouvoir sortir d'un minimum local par effet tunnel ou par escalade.

Il est difficile de trouver une solution optimale avec la technique du gradient. Enfin de trouver une solution au problème il était nécessaire d'améliorer la technique qui fut appelé

le gradient conjugué[122,123]. Dans cet algorithme, la direction empruntée pour l'itération suivante tient compte de la direction retenue dans les itérations précédentes. Ainsi, la solution optimale est atteinte beaucoup plus rapidement.

IV.2.3.3 .2 Le recuit simulé

Le recuit simulé reproduit comment le système thermique possédant un grand nombre de degrés de liberté atteint un état stable lorsque sa température décroît lentement. L'analogie avec la planification inverse est que nous allons modifier aléatoirement les pondérations de chaque faisceau élémentaire pour atteindre un équilibre stable, où la distribution de dose calculée est égale à la distribution de dose prescrite[124,125].

		AVANTAGES	INCONVENIENTS
Méthode Déterministe	Gradients Conjugue (méthode d'espace)	+ Solution acceptable rapidement atteinte + la plus couramment utilisée	- Risque de minimum local suivant le point de départ
Méthode Stochastique	Recuit Simule (méthode aléatoire)	+ Recherche potentielle dans tout l'espace de solution + Pas de risque de minimum local[121]	- Demande beaucoup d'itération (un temps de calcul énorme)

Tableau 4.3 : Avantages et inconvénients de gradients conjugue et de recuit simule

IV.3 Impact clinique des ClinaciX : cas d'IMRT ORL &Prostate

IV.3.1 IMRT ORL

La prise en charge des cancers ORL dans notre service radio-Oncologie du Centre de Lutte Contre Le cancer, a connu une évolution importante .En une période de 04 ans elle est passé de la technique conventionnelle 2D à l'IMRT. Malgré les résultats obtenus, en termes d'efficacité et de tolérance, les techniques conventionnelles et 3D en 05 faisceaux restent limitées, et l'IMRT reste l'unique technique qui peut permettre la meilleure

couverture en respectant les contraintes sur les OAR.L'accès à l'IMRT est actuellement réservé à certaines localisations et nous ne pouvant nous permettre l'offrir à toutes ces indications vue la charge globale du fonctionnement du service.

Le traitement est personnalisé en fonction de chaque patient, l'objectif est d'irradier au maximum les tumeurs tout en épargnant au maximum les tissus sains. La planification des traitements ORL est complexe du fait de la présence de nombreux OAR à proximité des volumes à traiter.

IV.3.1.1 Recommandations ICRU 83(2010)

L'ICRU a toujours eu le souci de proposer des outils utilisables (langue, méthode) au niveau international. Il est clair qu'une transparence et de sécurité maximale est atteint lorsque toutes les étapes de préparation et d'exécution du traitement sont enregistrées dans un système d'information cohérent. L'ICRU 83 publié en 2010, ce rapport constitue une refonte des concepts introduit précédemment et s'adresse spécialement aux problèmes de la radiothérapie par modulation d'intensité. Il définit avec précision tout les indices dosimétrique. En général, les recommandations relatives à la prescription, à l'enregistrement et à la notification des techniques spéciales de thérapie par faisceau de photons externes, telles que l'IMRT, doivent être cohérentes avec les recommandations précédentes de l'ICRU. En particulier, les mêmes définitions de termes et de concepts devraient être utilisées dans la mesure du possible. Cependant, l'unicité clinique et technique de chaque traitement doit être considérée.

Le rapport 83[(126)] s'appuie sur les concepts et les définitions précédemment présentés dans les rapports 50 et 62[(79, 80,81)] de l'ICRU.

Le rapport 62 publié en 1999[(81)], il complète les définitions du rapport 50[(80)] par des recommandations sur les utilisations, et des précisions sur le concept des volumes cibles et des volumes des organes à risques. Il donne une description détaillé de GTV, CTV, PTV, le volume traité, volume irradié et les marge d'incertitude afin d'assure une bonne assurance de qualité et de traiter chaque patient sans ambiguïté.

IV.3.1.1 .1 Les volumes à traiter

La planification est basée sur plusieurs volumes d'où la nécessité de définir précisément les volumes d'intérêt sur l'image du patient avant de commencer le traitement. Les différents volumes d'intérêt clinique ont été définis par l'ICRU [ICRU 50, 1993 ; ICRU 62, 1999 ; ICRU 83, 2010]. Ces volumes sont présentés sur la Figure 4.9.

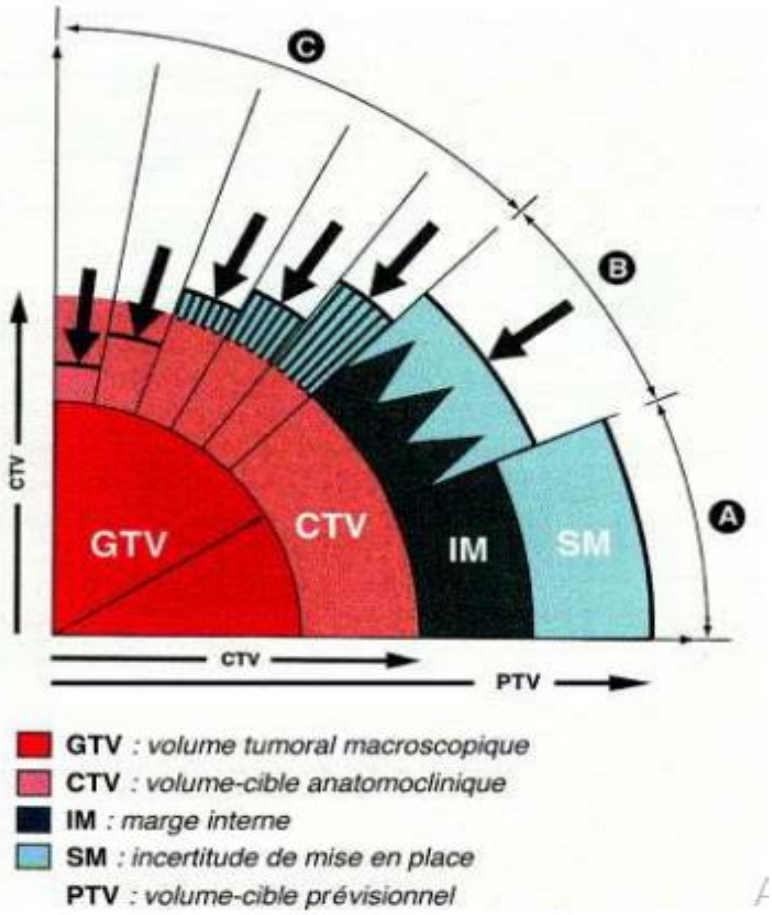


Figure 4.9 : Les volumes d'intérêt en radiothérapie et les marges de sécurité associés[(127)].

- IM (Internal Margin) : mouvement physiologiques des organes dans le patient; mouvements respiratoires, du remplissage de la vessie ou du rectum, des battements cardiaques, ou de la déglutition. (ITV)
- SM (Set-up Margin) : incertitude de réalisation du traitement.

IV.3.1.1 .2 Les volumes à protéger

Les organes à risque sont des organes sains qui entourent la tumeur ; ils reçoivent une dose plus au moins important lors du traitement ce qui provoque généralement les effets secondaire de radiation. Leurs sensibilités peuvent conduire à modifier la prescription du plan de traitement. Trois grades d'organes à risque ont été suggérés (Figure 4.10 a et b) :

- **Grade 1**, qui correspond aux organes "critiques" car ils ont le potentiel, en cas de blessure grave, d'entrainer la mort ou une morbidité sévère. Pour l'ORL, cette classe comprend la moelle épinière, la rétine, les nerfs optiques, le chiasma optique, les lobes temporaux, l'axe hypothalamo-hypophysaire et le tronc cérébral.
- **Grade 2**, correspondant aux organes à risque pour lesquels une atteinte est susceptible d'entraîner une morbidité modérée à faible. Pour l'ORL, cette classe comprend les glandes salivaires, le cristallin, les oreilles, les annexes oculaires et l'articulation temporo-mandibulaire.

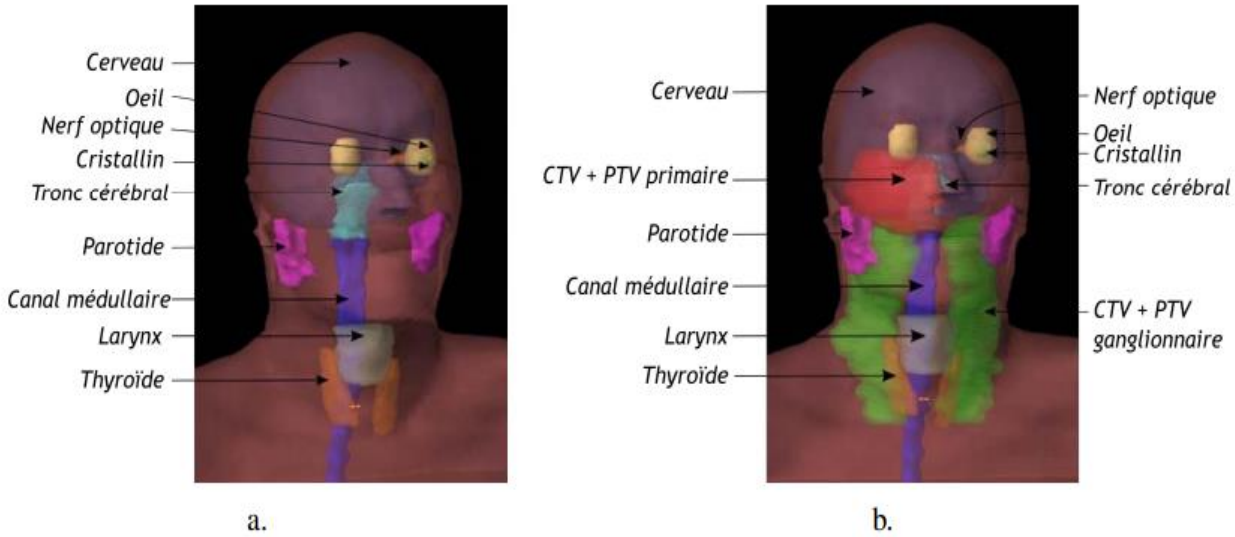


Figure 4.10 : Représentation anatomique 3D des différents organes à risque (OAR) liés à la sphère ORL avoisinant les volumes cibles PTV's (a) et (b)

IV.3.1.2 Planification d'un cas d'ORL (cavum)

En IMRT, la planification ORL se fait avec 7 faisceaux dont chacun a une angulation bien déterminée. L'avantage d'utiliser 7 faisceaux est que l'irradiation des tissus sains et des OAR est diminué. Nous utilisons une IMRT à faisceaux stationnaire avec différentes angulations présentées dans le tableau ci-dessous 4.4. .

Balistique	Angulation	Pondération
OAG1	50°	1
OAG2	75°	1
AOD1	310°	1
OAD2	295°	1
OPD	210°	1
OPG	150°	1
Antérieur	0°	1

Tableau 4.4 : Les différentes angulations des faisceaux du plan IMRT

IV.3.1.2.1 Prescription de dose

La prescription médicale (tableau 4.5) était de 70 Gy sur le PTV haut risque (tumeur +/- aires ganglionnaires hautement à risque 1.8 Gy par fraction, 56 Gy sur le PTV prophylactique (région à bas risque et aires ganglionnaires à bas risque) 1.6 Gy par fraction. Ces doses délivrées par IMRT à faisceaux stationnaires dynamique dite Sliding window en boost intégré (SIB Simultaneous Integrated Boost)[128,129,130,131,132,133]

Volume cible	Dose prescrite	Fractionnement	Etalement	Nombres de séances
PTV 70Gy	70 Gy	2 Gy/séance	5 séances par semaine	35 séances
PTV 63Gy	63 Gy	1,8 Gy/séance	5 séances par semaine	35 séances
PTV 56Gy	56 Gy	1,6 Gy/séance	5 séances par semaine	35 séances

Tableau 4.5 : Prescription médicale selon le protocole CHAO[134]

IV.3.1.2.2Optimisation

En IMRT l'optimisation se fait de manière automatique. On définie les contraintes des PTV et les OAR et des priorités.

Il y a deux types de contrainte pour les PTV

- La contrainte supérieure : la dose a ne pas dépassé pour un certain pourcentage de volume.
- La contrainte inférieure : la dose à atteindre pour un certain pourcentage de volume.

La priorisation des contraintes, nous permet de donner le maximum de dose au volume cible et de mieux protéger les organes à risque.

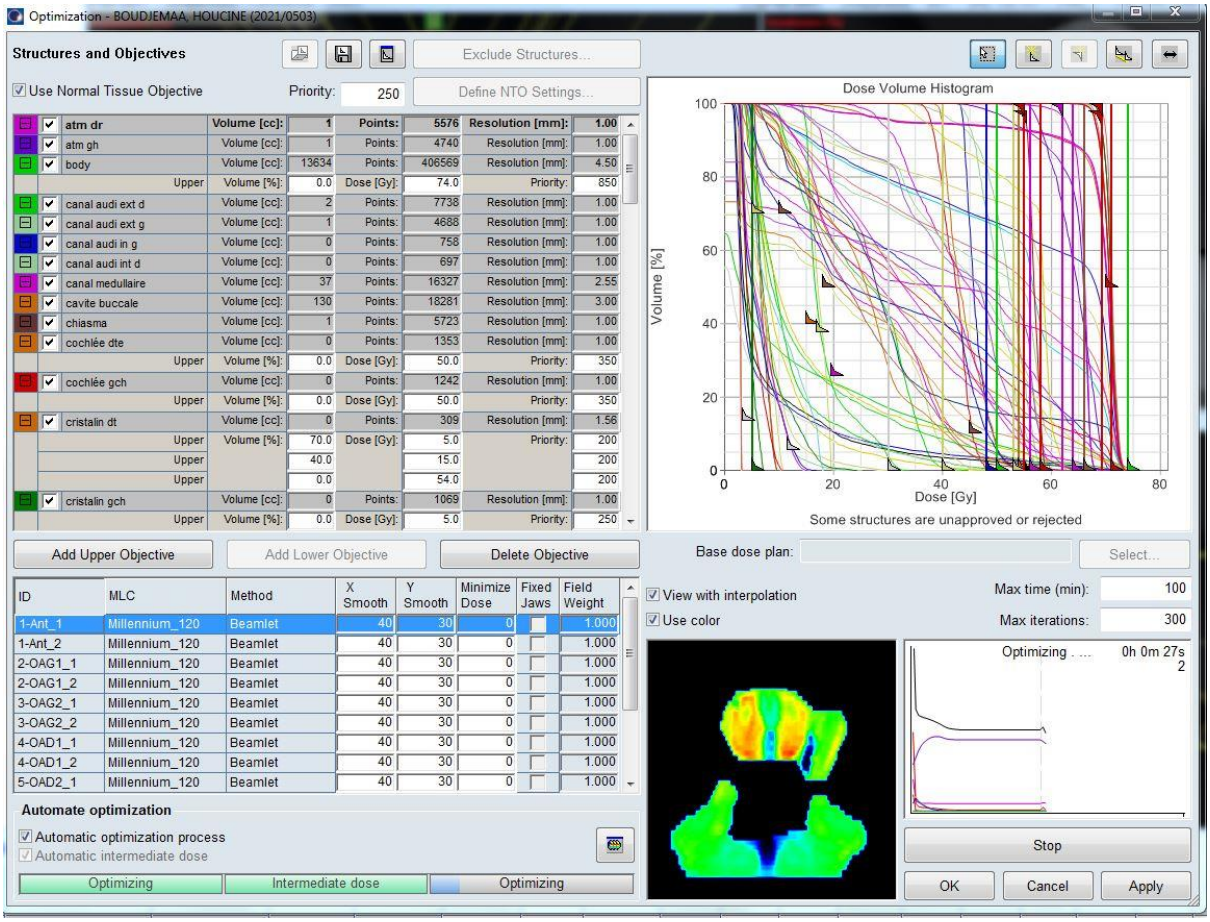


Figure 4.11 : Fenêtre d'optimisation

On définit la contrainte liée à chaque PTV et chaque organe à risque. L'allure de la courbe HDV dépend des contrainte plus il y a beaucoup mieux est la courbe.

Tous les organes à risque et leurs contraintes sont représentés dans la Template de la figure suivante :.

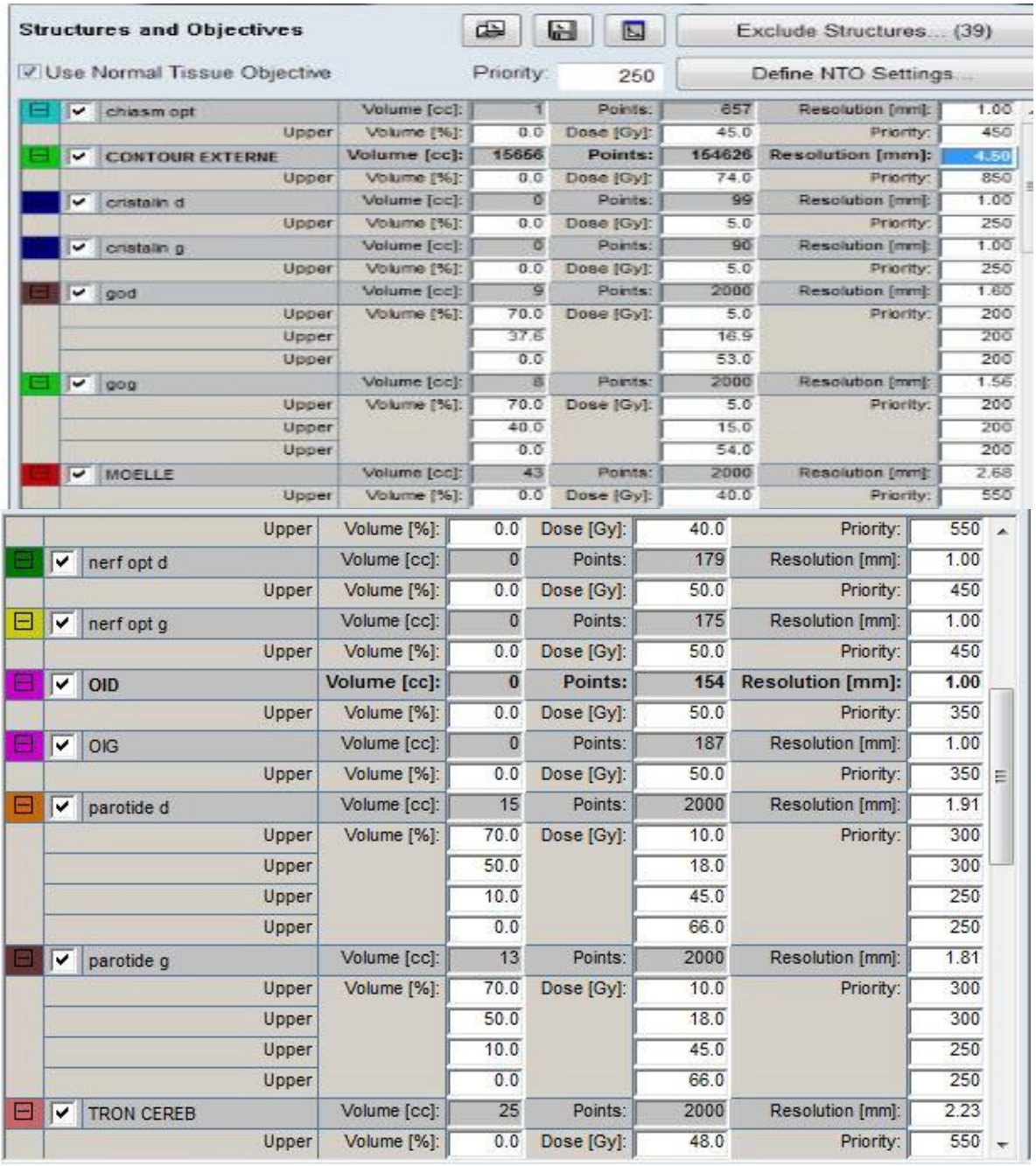


Figure 4.12 : Etablissement des contraintes d'optimisation

Après avoir mis tous les contraintes, on lance optimisation. A la fin de l'optimisation toutes les courbes de HDV s'affichent ; ils sont modulés par les contraintes définis. Quand on'est pas satisfait par le résultat, il est possible de le modifier en ajoutant d'autre contrainte jusqu'à l'obtention du résultat souhaité.

- **Les contraintes des organes à risque**

Organes à risque	0OBJECTIFS
Tronc Cérébrale	D2% < 54 Gy
Moelle épinière	D2% < 45 Gy
Parotide D	V30 Gy < 45% ou Dmoy ≤ 26 Gy
Parotide G	V30 Gy < 45%
ATMD	D2% < 65 Gy
ATMG	D2% < 65 Gy
GOD	D_{moy} < 35 Gy
GOG	D_{moy} < 35 Gy
NPD	D2% < 54 Gy
NPG	D2% < 54 Gy
OID	D2% < 60 Gy
OIG	D2% < 60 Gy
Chiasma	D2% < 50 Gy

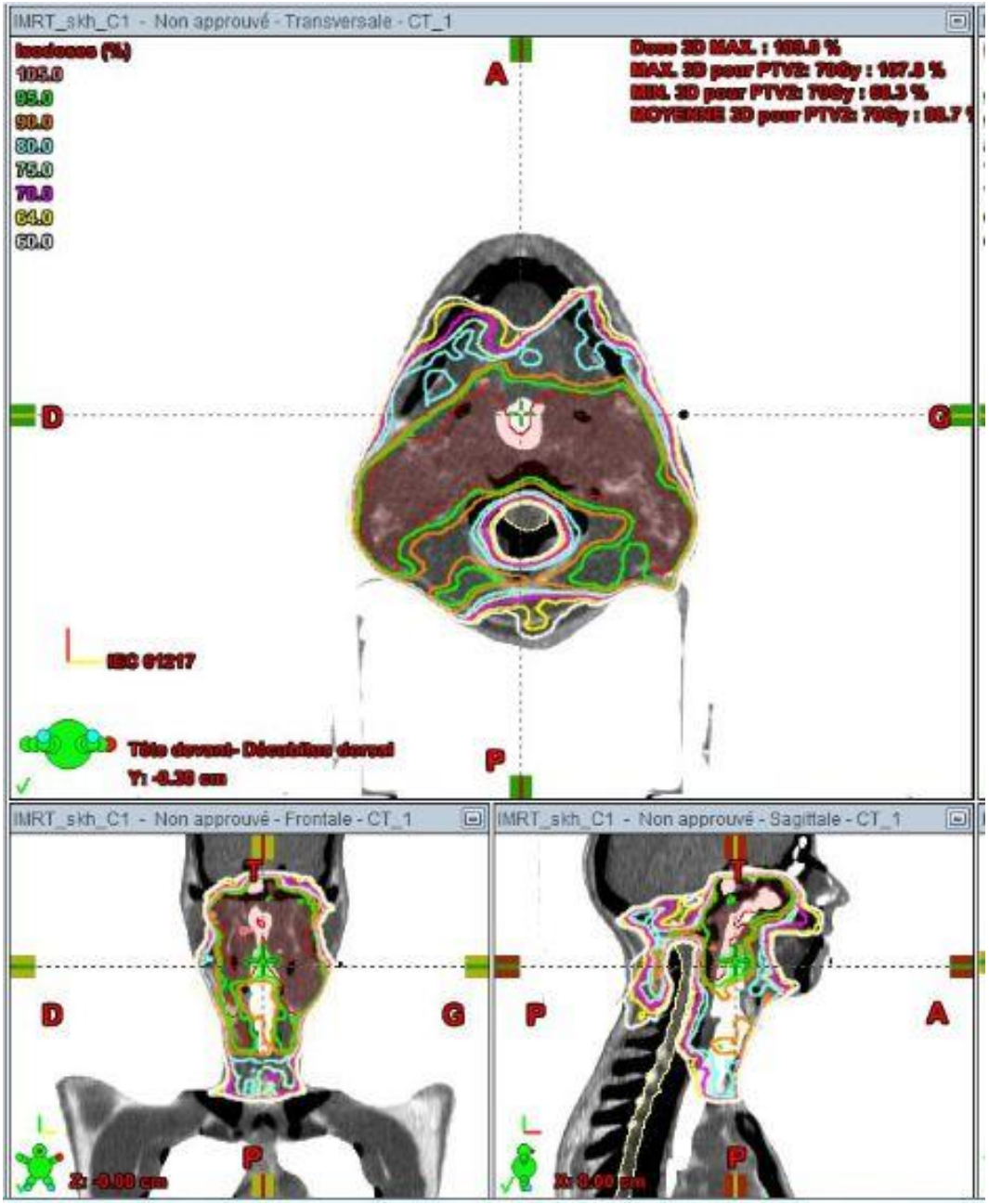
Tableau 4.6 : Synthèse de contraintes de doses habituellement proposées pour différents organes à risque lors d'une irradiation des voies aérodigestives supérieures **(135,136,137,138)**

Structures	Objectifs	Priorité
PTVs	$V_{95\%}$≥95% et $V_{90\%}$≥98% de la dose prescrite aux PTVs 100 % de la dose prescrite à la médiane du volume du PTV	Forte
Tronc cérébral	$D_{2\%}$< 54 Gy	Forte
PRV tronc cérébral	$D_{2\%}$< 56 Gy	Forte
Moelle épinière	$D_{2\%}$< 45 Gy	Forte
PRV moelle épinière	$D_{2\%}$< 50 Gy	Forte
Glandes parotides	D_{moy} < 32Gy ou V_{15Gy}<65%, V_{30Gy}<45%, V_{45Gy}<24% (à au moins une des parotides)	Forte-moyenne
Articulation temporo-mandibulaire	$D_{2\%}$<65 Gy	Moyenne-faible
Yeux	V_{35Gy}<50%	Moyenne-faible
Nerfs optiques	$D_{2\%}$<54 Gy	Moyenne-faible
Oreille interne	$D_{2\%}$<50 Gy	Moyenne-faible
Cavité orale	$D_{2\%}$<50 Gy	Moyenne-faible

Tableau 4.7: Contraintes appliquées lors de la planification

IV.3.1.3 Résultats et analyse qualitative d'un cas d'ORL

IV3.1.3.1 Analyse des courbes isodoses



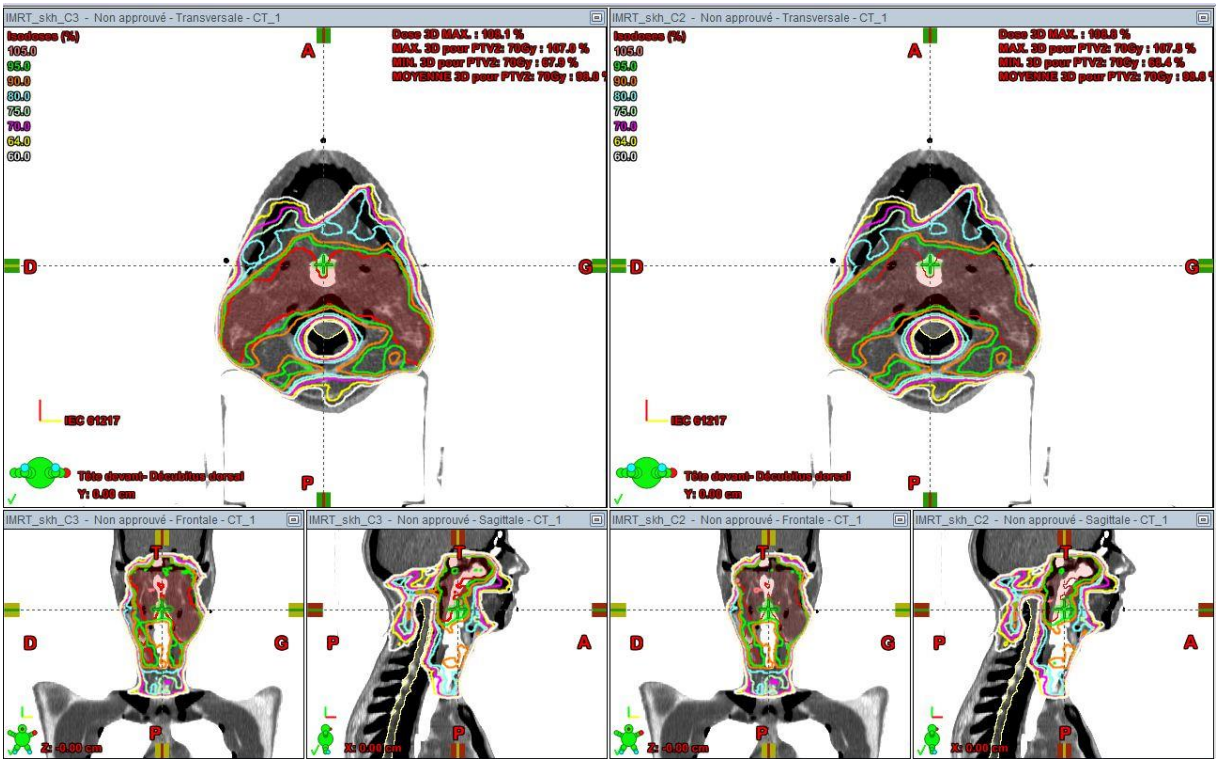


Figure 4.13 : Illustrations sur les mêmes coupes la distribution de dose obtenu pour un cas d'ORL issus des trois Clinac-iX

L'évaluation visuelle des courbes isodoses (figure 4.13), nous permet de constater les formes des courbes et la distribution de dose sur les trois plans obtenues après optimisation sont parfaitement similaires et acceptable cliniquement, n'occasion aucune variation tout en inter changeant les plans parmi les 03 ClinaciX

IV3.1.2.2 Analyse des histogrammes doses volumes

Il ressort de l'analyse qualitative que les HDV's (figure 4.14) sont clairement pour le cas du cancer de l'ORL, les HDV's des trois machines sont proches d'une seule ligne ; qui confirment à nouveau aucune discondance entre les trois Clinac-iX

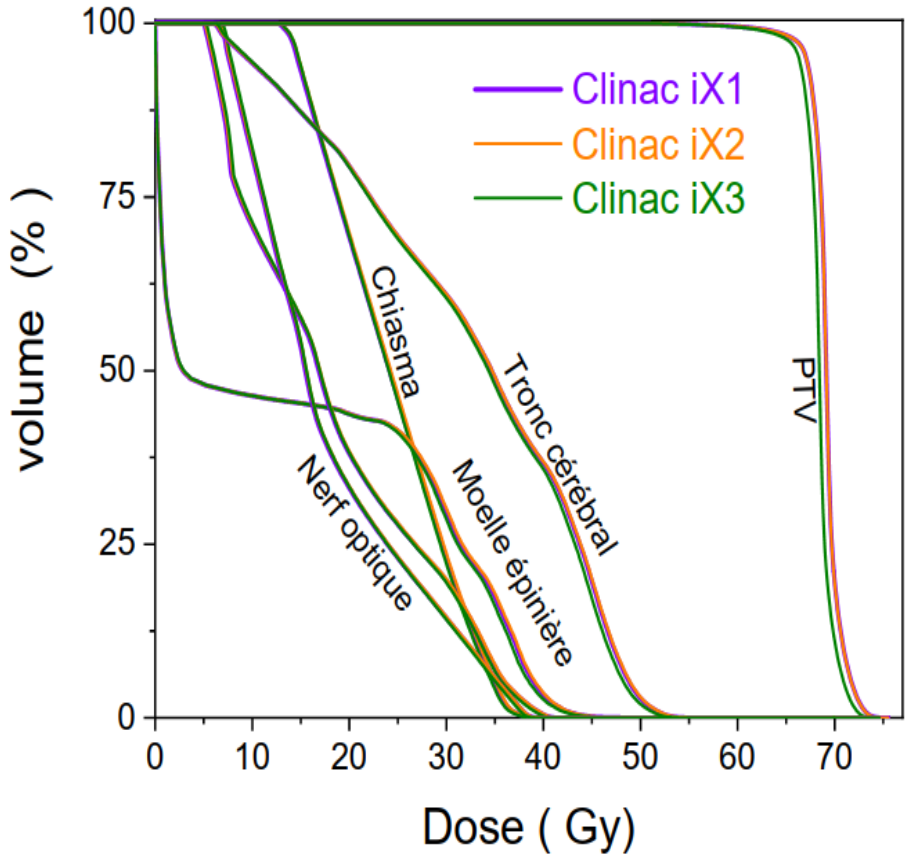


Figure 4.14 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas d'ORL) des trois machines

IV.3.2 IMRT hypofractionnée cas du Cancer de la prostate localisé

La proximité et le chevauchement du volume tumoral (prostate) et des organes à risques (rectum, vessie et têtes fémorales) (figure 4.15) rendent difficile la planification thérapeutique des traitements de la prostate avec les techniques d'irradiation classiques sans modulation d'intensité. L'utilisation de l'IMRT, permettant la création d'isodoses concaves épousant la forme de la prostate privée des volumes de recoupe avec le rectum et la vessie, parait donc judicieuse pour augmenter la dose à la tumeur et réduire la dose reçue

par les organes voisins. La radiothérapie hypofractionnée s'est avéré pas d'infériorité par rapport à la radiothérapie conventionnelle[(139)].

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

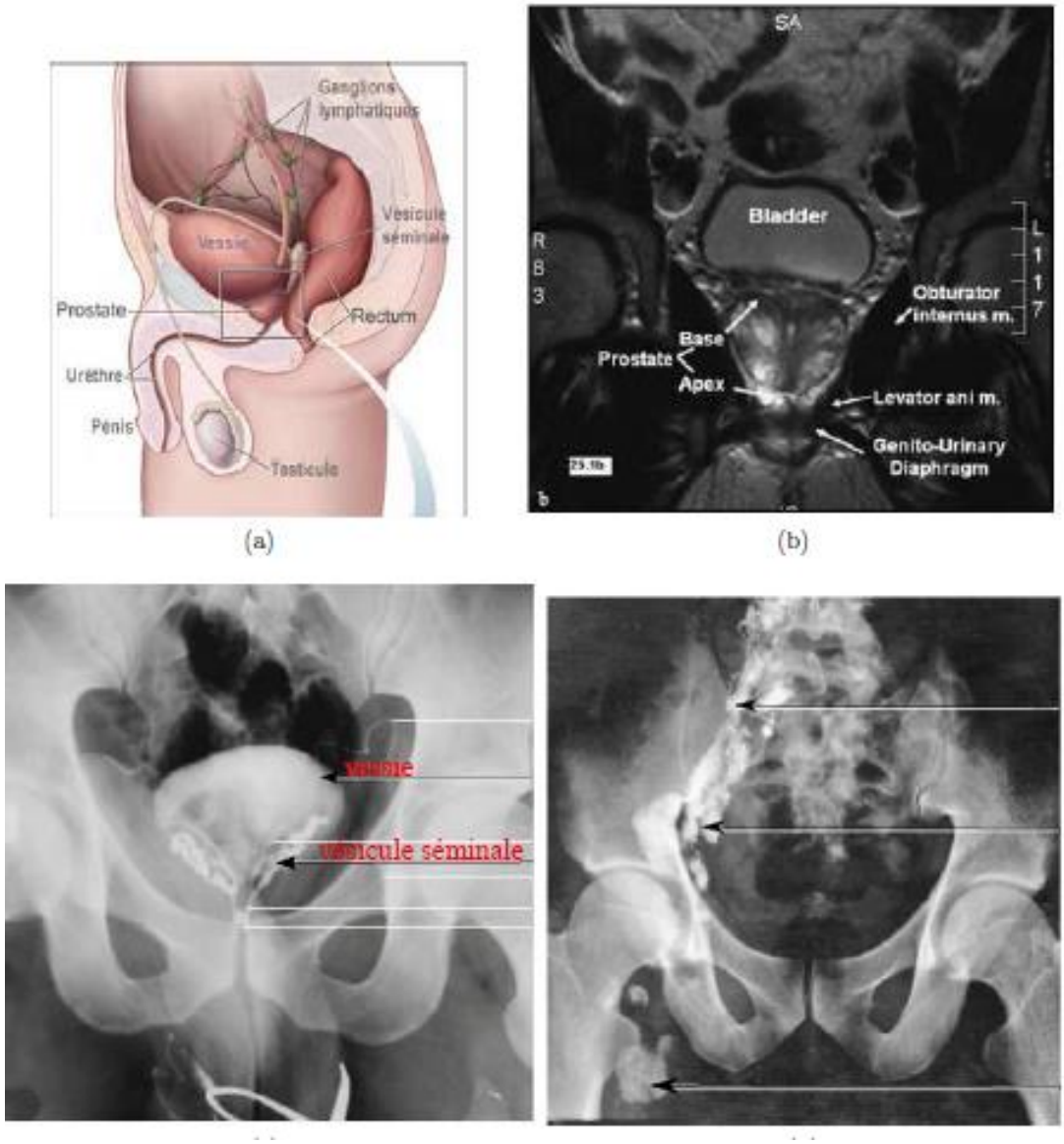


Figure 4.15 : Chevauchement du volume tumoral (prostate) et des organes à risques[(140,141,142)]

IV.3.2.1 Balistique d'irradiation et prescription

Même balistique utilisée en RC3D 07 faisceaux coplanaires (figure 4.16), quant à la prescription médicale 60 Gy en hypofractionnée sur le PTV à raison de 03 Gy par séance en 04 semaines au lieu de 07 semaines en étalement classique soit un gain de 03 semaines

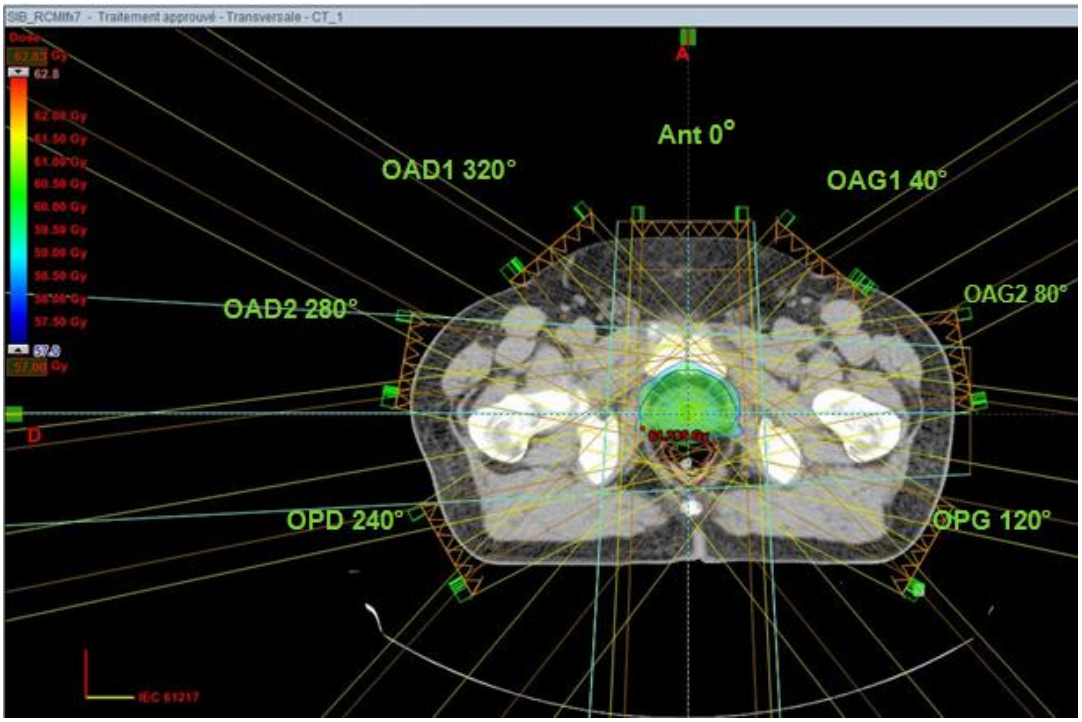


Figure 4.15 : Balistique d'irradiation en IMRT avec 07 faisceaux coplanaires

IV.3.2.2 Résultats et analyse qualitative d'un cas de la prostate

IV3.2.2.1 Analyse des courbes isodoses

Même analyse que précédemment, l'évaluation visuelle des courbes isodoses (figure 4.16), nous permet de constater les formes des courbes et la distribution de dose sur les trois plans obtenues après optimisation sont parfaitement similaires et acceptable cliniquement, n'occasion aucune variation tout en inter changeant les plans parmi les 03 Clinac-iX

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

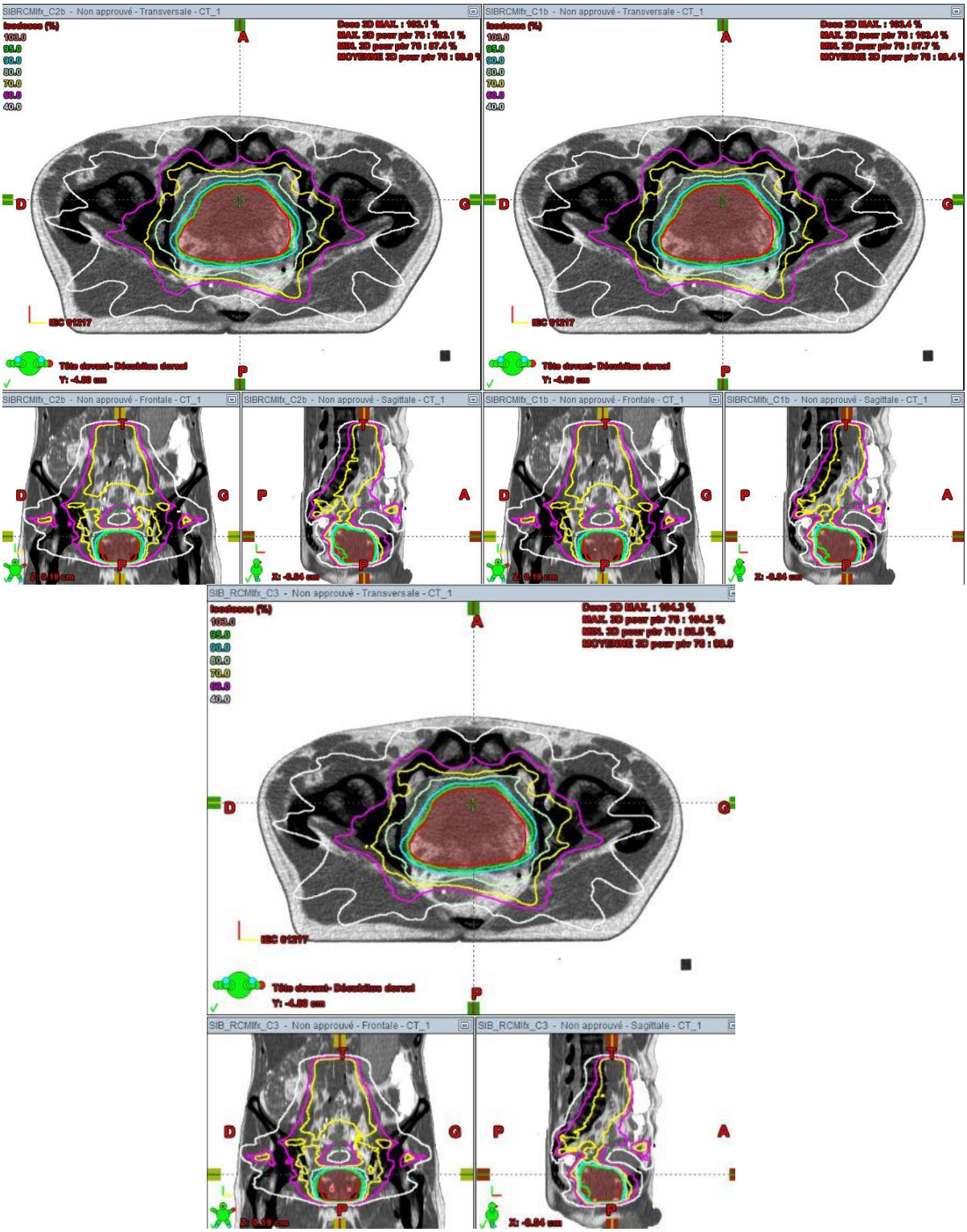


Figure 4.16 : Distribution de dose sur les trois plans pour un cas de la prostate localisé issus des trois Clinac-iX

IV3.1.2.2 Analyse des histogrammes doses volumes

Il ressort de l'analyse qualitative que les HDV (4.17) sont clairement pour le cas du cancer de la prostate localisée traiter en hypofractionnée, les HDV des trois machines sont proches d'une seule ligne ; qui confirment à nouveau qu'il n'y a pas variation significative entre les trois Clinac-iX

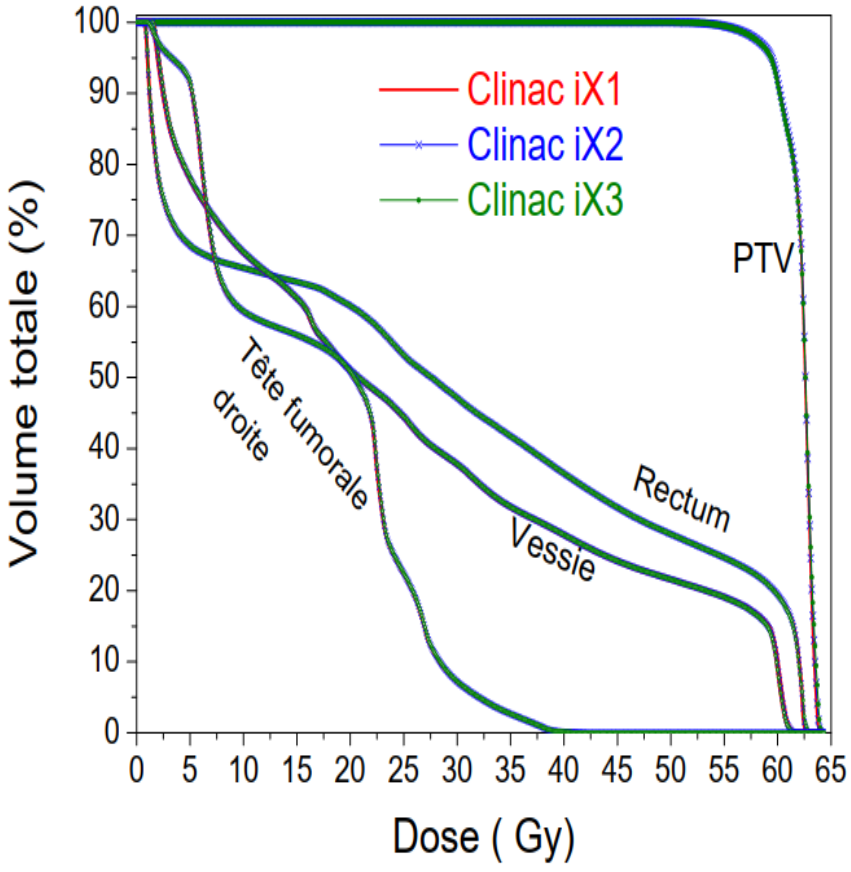


Figure 4.17 : Dose Volume Histogramme du PTV et OAR (cas d'ORL) des trois machines

IV.4 Vérification en pré traitement de la dosimétrie par EPID

Dans l'optique de rendre le contrôle de qualité des faisceaux modulés rapide et précis, nous avons étudié l'utilisation d'un système d'imagerie portale électronique pour la dosimétrie des faisceaux. Ce système présente toutes les qualités requises pour être un moyen efficace de mesures de tels faisceaux.

IV.4.1 Caractéristiques dosimétriques de l'EPID aS 1000

IV.4.1.1 Calibration des images en niveaux de gris

La calibration des images en niveaux de gris est faite au travers de 3 corrections principales. Une première correction permet de s'affranchir des pixels défectueux (pixel default map) par une interpolation de la valeur des pixels avoisinants. La seconde correction va consister à mesurer le bruit dans l'image en absence de signal soit le « bruit de fond » (Dark Field, DF). La dernière correction appliquée permet de s'affranchir de la différence de sensibilité entre les détecteurs élémentaires. Pour cela, l'EPID est irradié sur l'ensemble de sa surface par un grand champ (30 par 40 cm par exemple). Cette correction est appelée correction « Flood Field », FF. La réponse de chaque pixel est alors réglée afin de produire un signal constant sur l'ensemble de la zone sensible. Cette dernière correction n'est pas parfaite car le faisceau n'est pas réellement homogène à cette profondeur de mesure (influence du cône égalisateur principalement). Les images obtenues sont adaptées au contrôle de positionnement mais sont insuffisantes pour la dosimétrie.

IV.4.1.2 Calibration des images en dose

L'image brute n'est pas proportionnelle à la dose. Pour obtenir cette proportionnalité, deux éléments doivent être considérés, le codage numérique utilisé pour le stockage et le nombre de frames élémentaires ayant donné l'image moyenne. Le nombre de frames est directement lié au temps d'irradiation. Au Centre de Lutte Contre Le Cancer de Sétif, la calibration des images en dose est réalisée via l'interface AM Maintenance de Varian (option dosimétrie portale du constructeur). Une image intégrée est acquise dans des

conditions de référence (par exemple : champ 10*10cm², distance source détecteur de 100cm et sans fantôme) afin de lire le signal brut. Ensuite, l'utilisateur indique une valeur

de dose, selon les conditions d'irradiations, afin de d'obtenir le coefficient de calibration. Au final, les valeurs des images calibrées seront indiquées en unité arbitraire (CU) pour Calibration Unit) pour avoir, le plus souvent, 100 CU = 100 cGy dans les conditions de référence. Pour finir, le flood field avait conduit à l'obtention d'une image homogène (valeur unique pour l'ensemble des pixels). Afin de redonner la forme réelle du profil dosimétrique (avec le cône égalisateur), une correction est appliquée. Pour cela, un profil dosimétrique est mesuré à la profondeur du maximum de dose sur la diagonale d'un champ 40 x 40 cm². Il ensuite normalisé par rapport à la valeur à l'axe du faisceau. Chaque pixel des images en dose mesurées sera par la valeur correspondante de ce profil.

IV.4.1.3 Répétabilité & Reproductibité

Un série de 10 mesures est réalisée avec un champ de 10 x 10 cm² ,100 UM, énergie 6MV à distance fixe source surface de l'EPID DSD105 cm sont répétable avec un écart maximale 0.5 % (.figure 4.18)

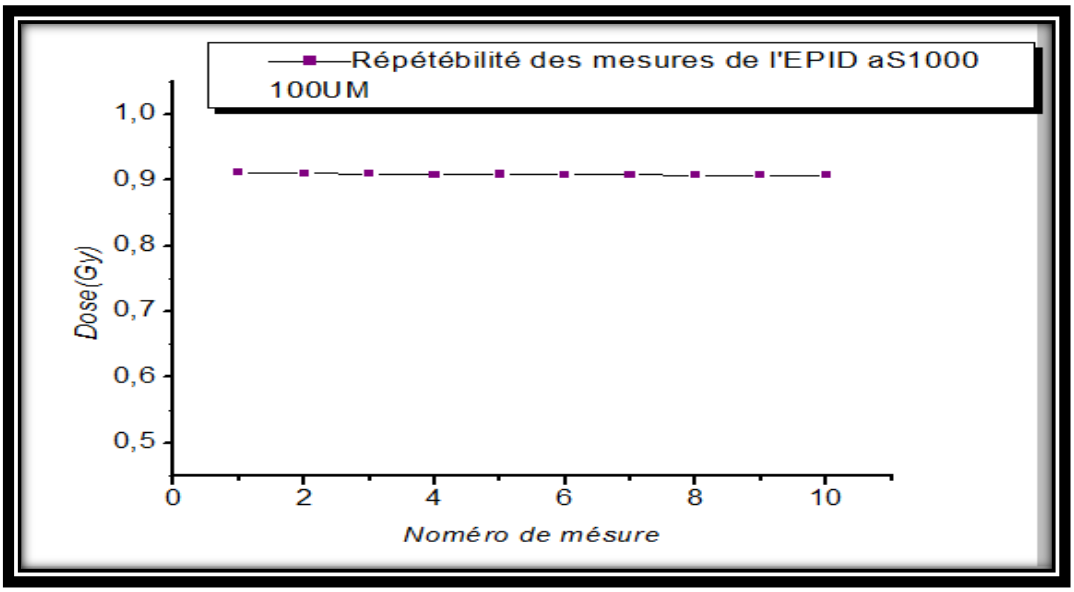


Figure 4.18 : Mesure de répétabilité de l'EPID aS 1000 pour 6 MV

La répétabilité et la reproductibilité des imageurs portals au Silicium sont adaptées aux contrôles dosimétriques. Les valeurs publiées sont de l'ordre de 0.5% (1SD) (Louwe 2004[143];Nijsten 2007[144]; Greer 2003[145]; McDermott 2004[146]; Berger 2006[30]; Winkler 2006[147]; Winkler 2005)[148].Cette valeur semble avoir été réduite pour la nouvelle génération d'EPID Varian (EPID 2:aS1000/IAS3) par rapport à l'ancienne (EPID 1: aS500/IAS2). Kavuma et al (Kavuma 2008)[149].ont mis en avant cette différence de reproductibilité à long terme en fonction de la génération du détecteur, entre 0.13 et 0.71% pour l'EPID 2 et entre 2.74 et 4.93% pour l'EPID 1

IV.4.1.4 Vérification de la linéarité de la réponse du détecteur As1000 en fonction du nombre d'UM

Afin de pouvoir utiliser un détecteur à des fins dosimétriques, il est indispensable de vérifier que la réponse du détecteur est linéaire dans la gamme de doses et pour les conditions expérimentales utilisées en routine clinique. Pour cela, nous avons étudier la linéarité de la réponse en dose de l'EPID aS1000 en fonction du nombre d'unités moniteur pour une DSD = 105 cm avec un champ de 10 x 10 cm² et un nombre d'unités moniteur variant de 50 UM à 500 UM . L'imageur à une réponse linéaire pour des photons d'énergie 6MV pour des valeurs supérieures à 50 UM (Figure 4.19)

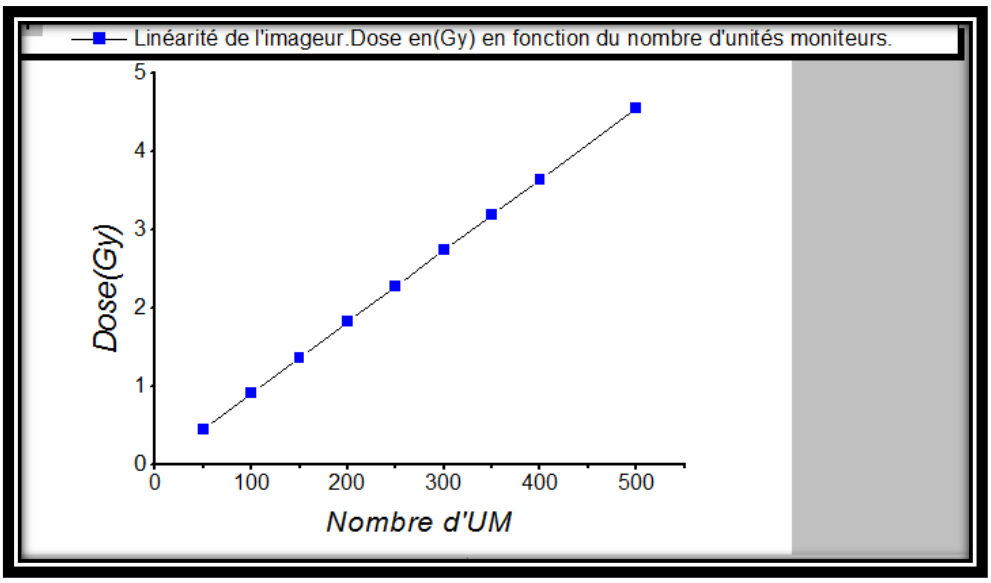


Figure 4.19 : Variation de la réponsede l'EPID aS1000 en fonction du nombre d'unités moniteur.

La réponse de l'EPID est globalement linéaire (<2 %) avec le nombre d'UM même si certaines différences existent pour les faibles valeurs (< 20-30 UM) (McDermott 2004[146]; Greer 2003[145]; Berger 2006[30]; Van Esch 2004[150]). Cette linéarité en fonction d'autres paramètres comme le débit de dose, la dose, le temps d'acquisition et l'énergie est plus complexe.

IV.4.1.5 Variation de la réponse du détecteur aS1000 en fonction de la DSD

Une série de mesures est réalisée avec un champ de 10 x 10 cm² ,100 UM fixe, énergie 6MV en faisant varie DSD de 100 cm à 170 cm. Ces résultats montrent que la réponse et varie d'une manière exponentielle avec DSD allant de 100 à 170 pour les photons de 6MV (figure 4.20).

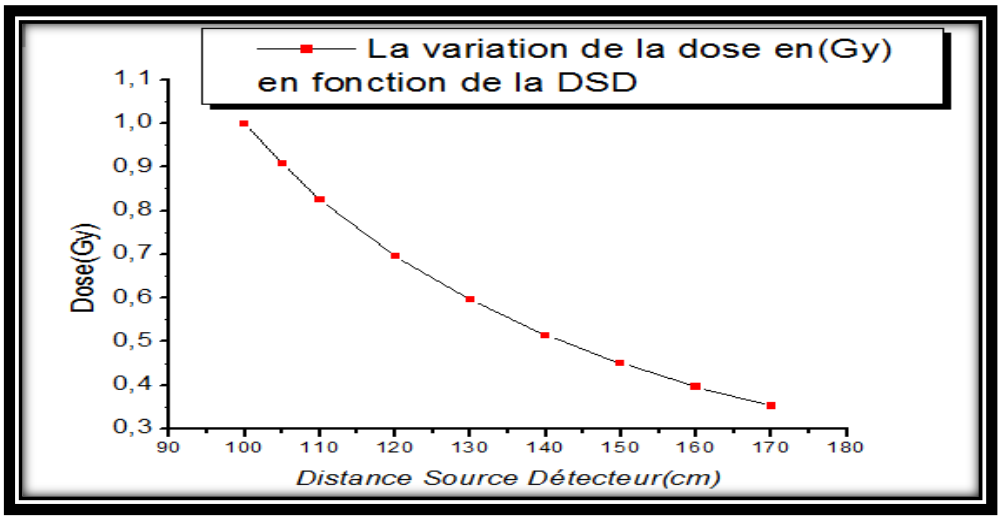


Figure 4.20 : Variation de la réponsede l'EPID aS1000 en fonction en fonction de la DSD.

IV.4.2 Validation de l'algorithme de prédiction d'image portale en dose (PDIP)

Afin d'utiliser l'algorithme PDIP en routine pour valider des plans IMRT , il est nécessaires de procéder aux test spécifiques afin comparer la fluence planifiée avec le fluence mesurée par l'EPID, pour faisceaux d'énergie 6MV issus des 03 Clinac-iX. La

figure 4.21 suivante décrit le processus d'utilisation des images portales mesurée et calculées pour la vérification des plans IMRT.

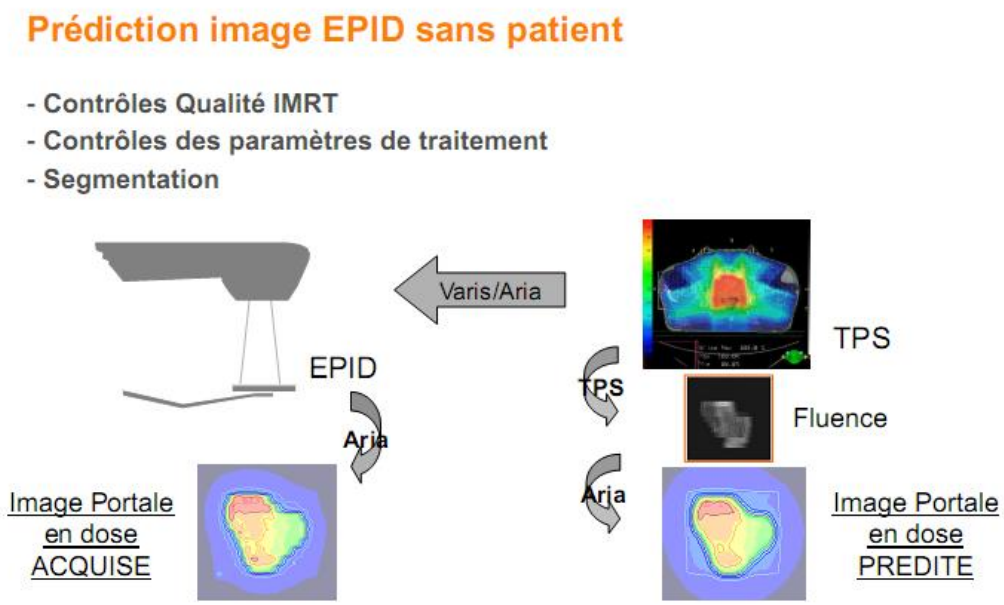
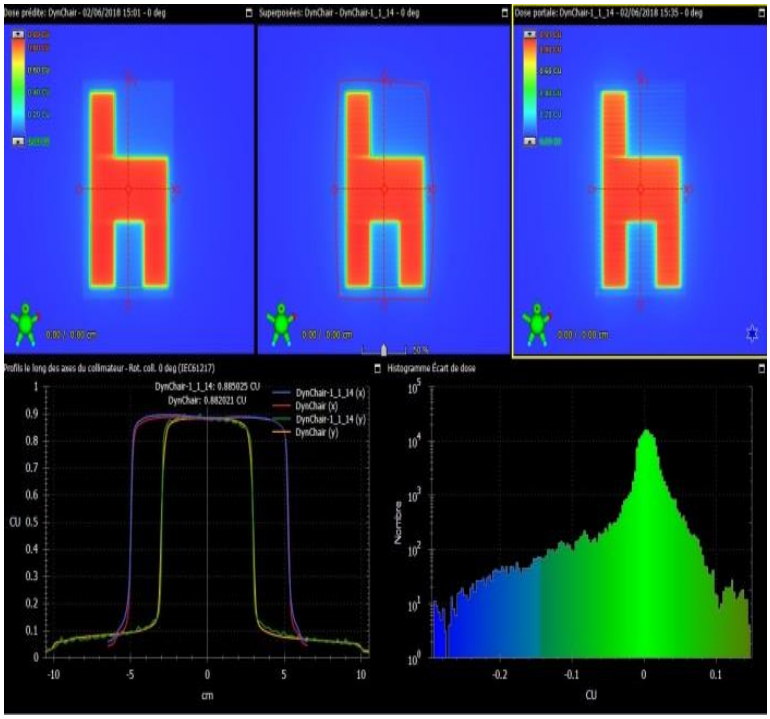


Figure 4.21 : Etapes de la dosimétrie Portale

IV.4.2.1 Tests spécifiques

Pour l'IMRT en mode dynamique, le but de ce test (Van Esch 2002[151])est de comparer les distributions de dose calculées par le SPT dans un plan frontal (à la profondeur du volume chaise)aux distributions de dose mesurées par EPID , ceci afin de vérifier l'adéquation des calculs et des mesures et de valider la configuration des paramètres saisis dans le SPT facteur de transmission et DLG

IV.4.2.1.1 test de la chaise



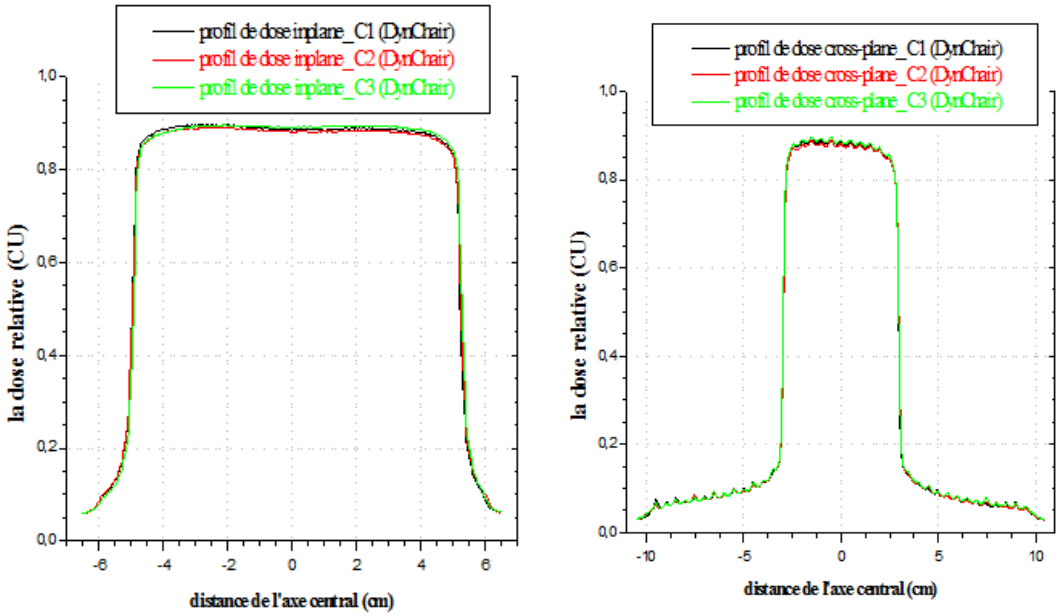


Figure 4.21: Profils de dose (Chaise) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

IV.4.2.1.2 test Flat fluence

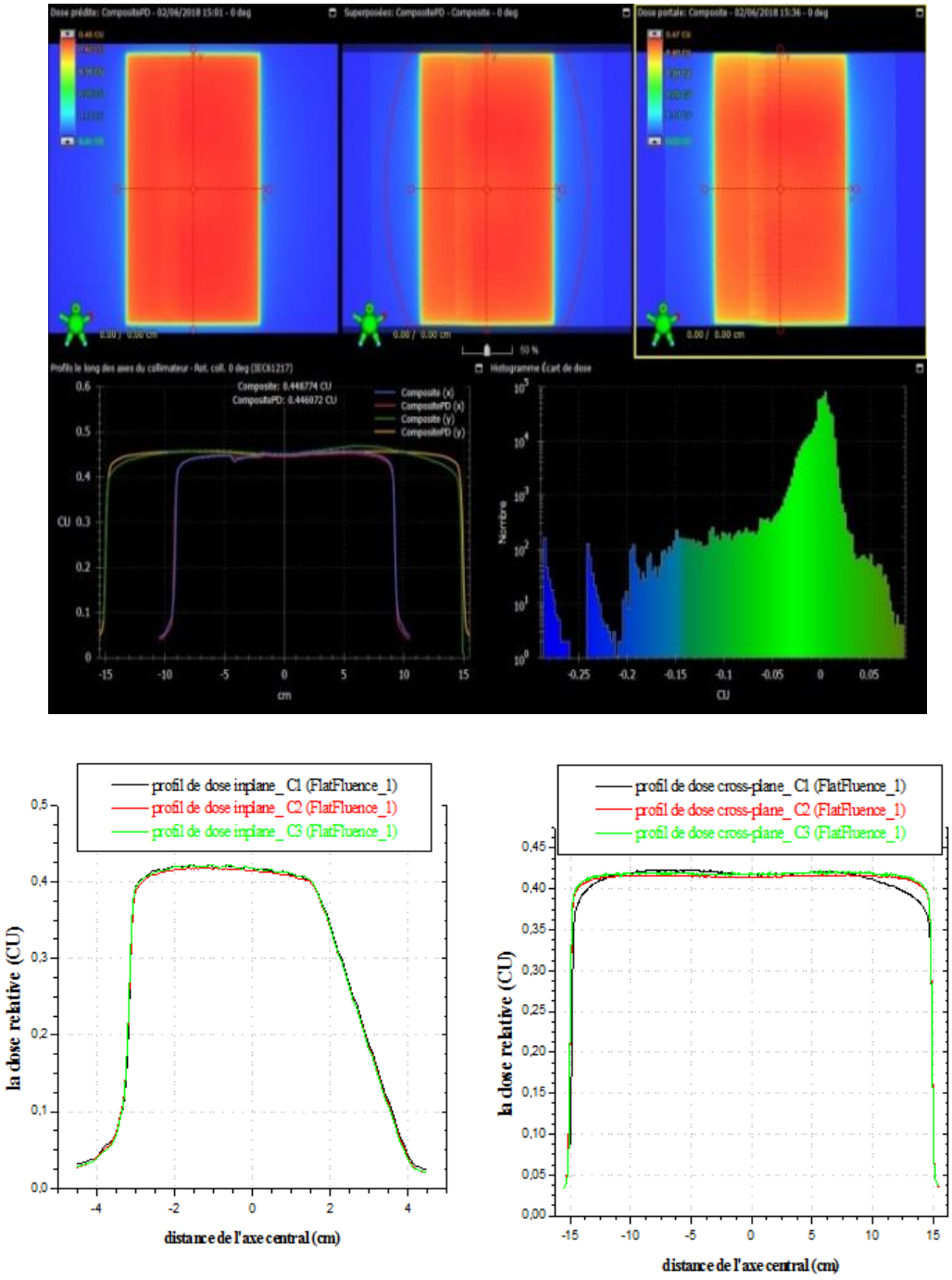


Figure 4.22: Profils de dose (Flat fluence) inplane superposés, en crossplane légère variations des profils dans la région de la pénombre issus des trois Clinac-iX

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

IV.4.1.1.3 schéma Aida

Le schéma AIDA utilisé pour pour vérifier le calcul correct du kernel EPID utilisé dans l'algorithme PDIP

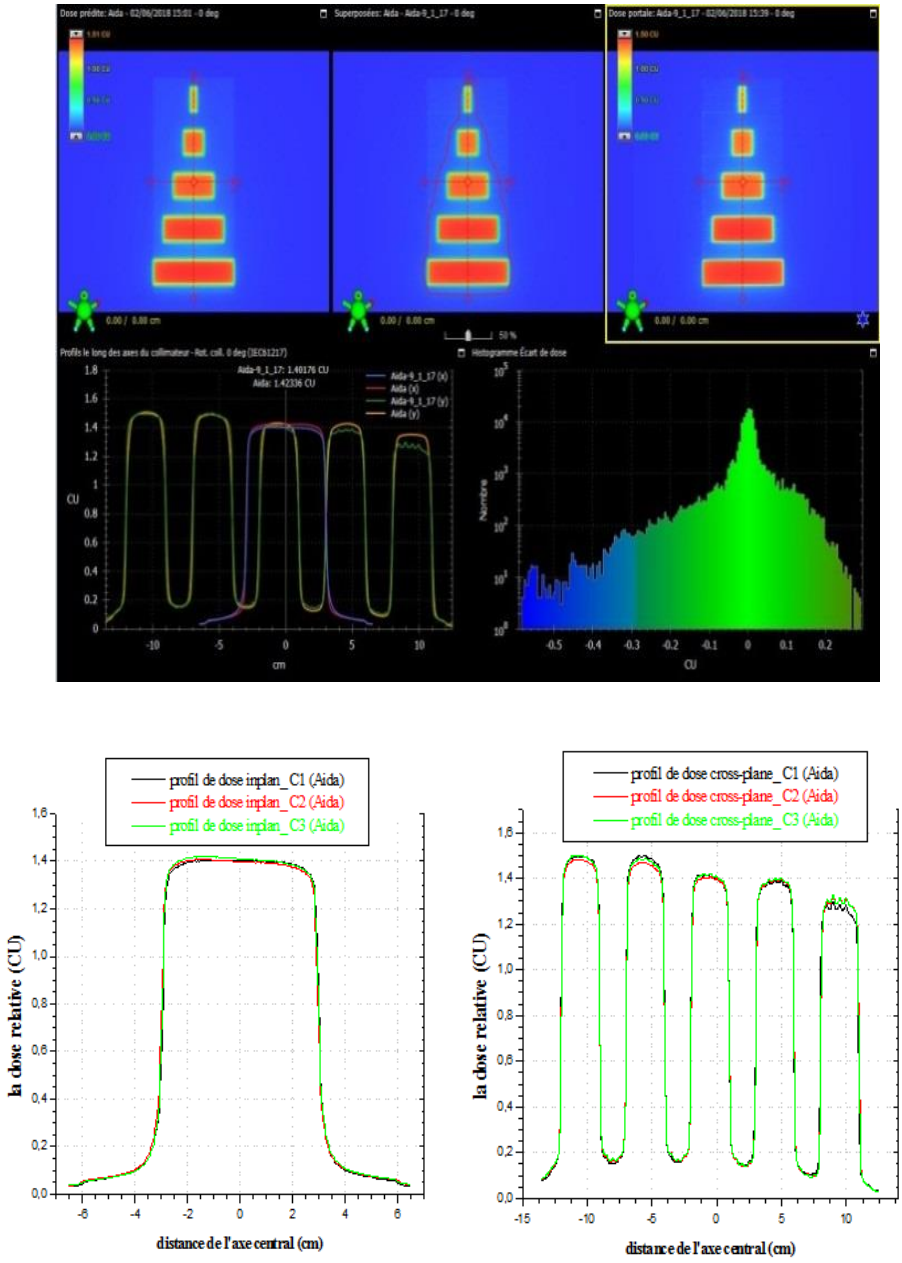
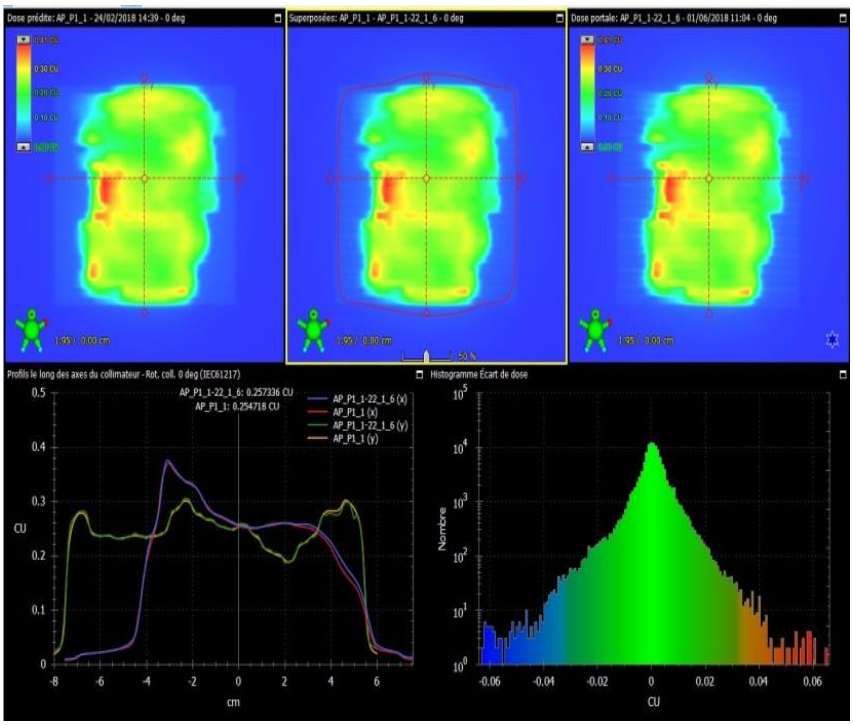


Figure 4.23: Profils de dose (Aida) inplane et crossplane superposés assurant le calcul correct du Kernel pour les trois Clinac-iX

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

IV.4.3 Vérification du plan ORL fortement modulés (ORL)



Plan iIMRT_1	
Nom du champ	UM
RPO_P1_0	95
RPO_P1_1	59
RAO_P1_0	78
RAO_P1_1	52
AP_P1_0	49
AP_P1_1	79
LAO_P1_	71

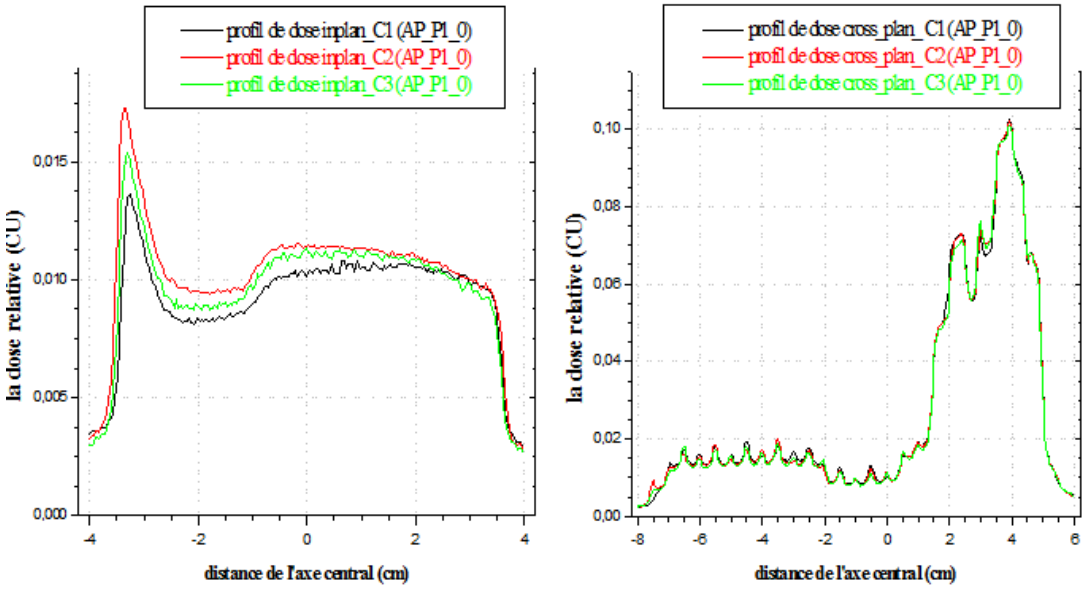


Figure 4.24: Profils de dose (Champ AP_P1_0) inplane légère une variation en crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

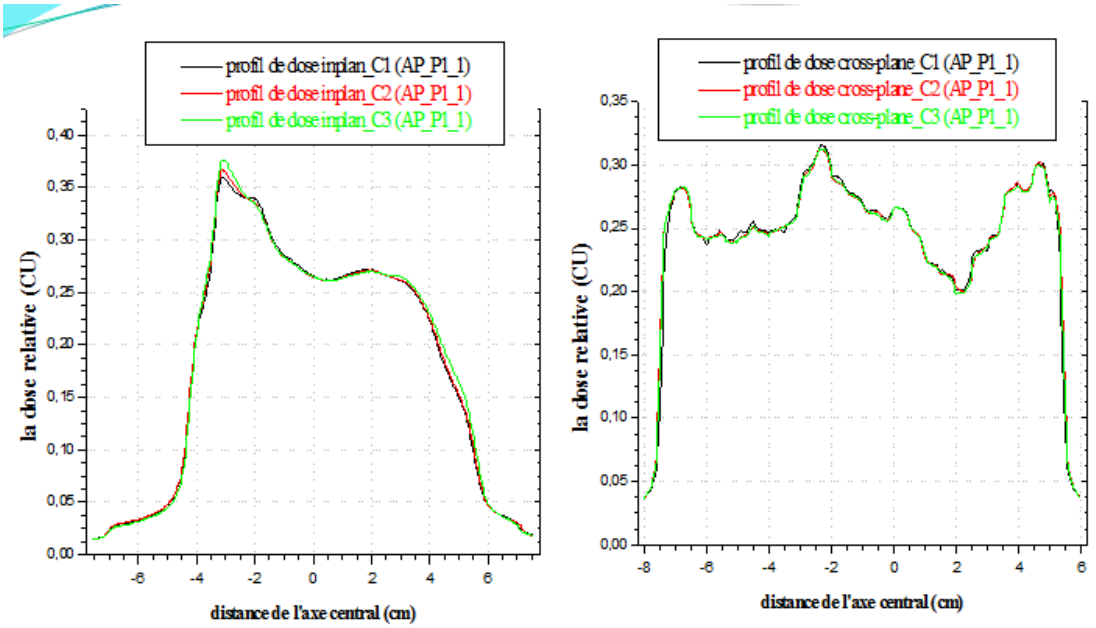


Figure 4.25: Profils de dose (Champ AP_P1_1) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

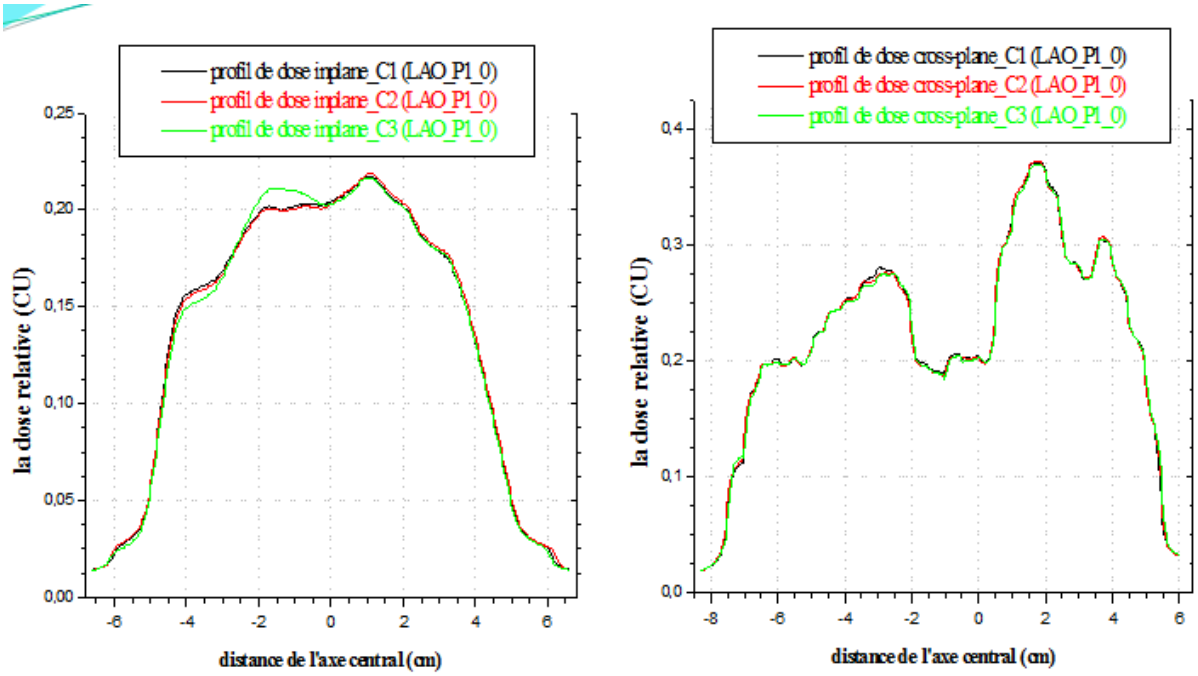


Figure 4.26: Profils de dose (Champ LAO_P1_0) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

Chapitre IV : Validation clinique : cas de radiothérapie de modulation d'intensité (IMRT) du cancer de l'ORL et de la prostate

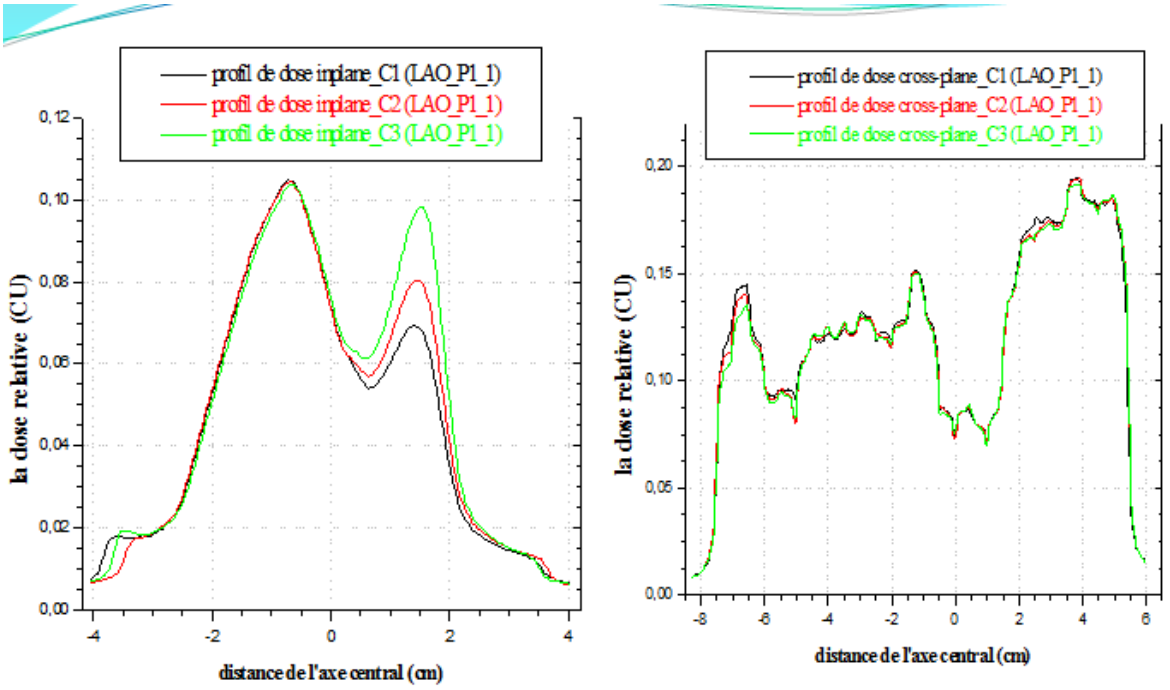


Figure 4.27: Profils de dose (Champ LAO_P1_1) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

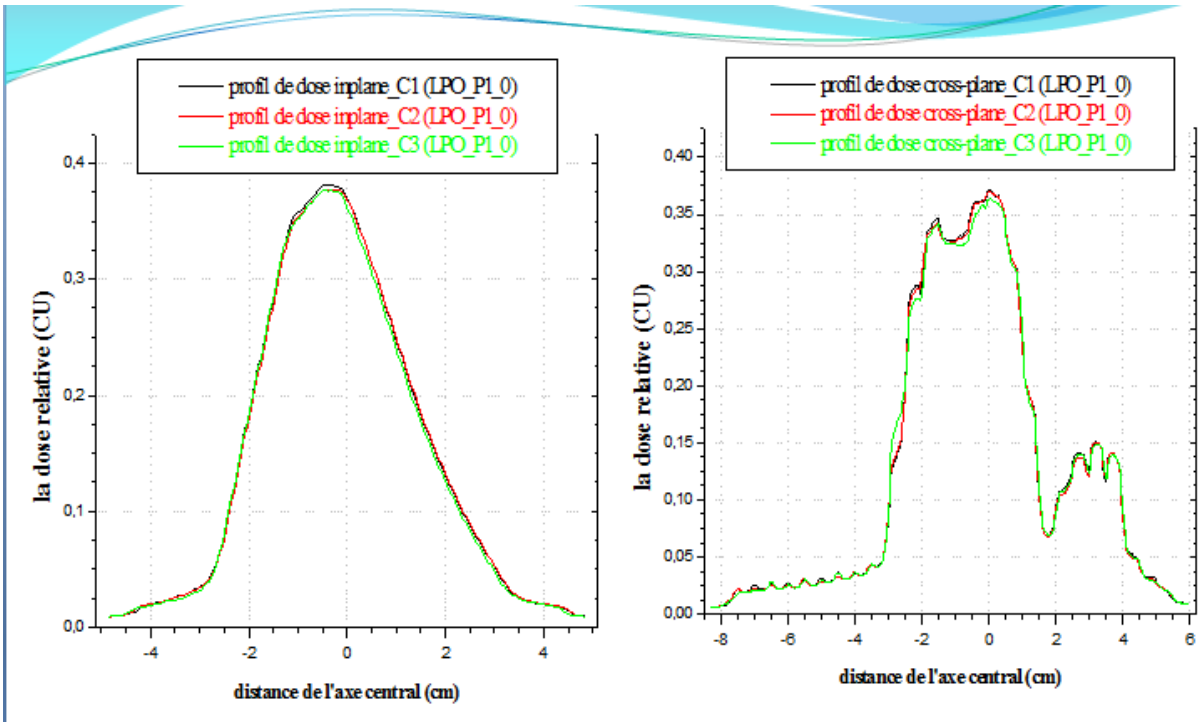


Figure 4.28: Profils de dose (Champ LPO_P1_0) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

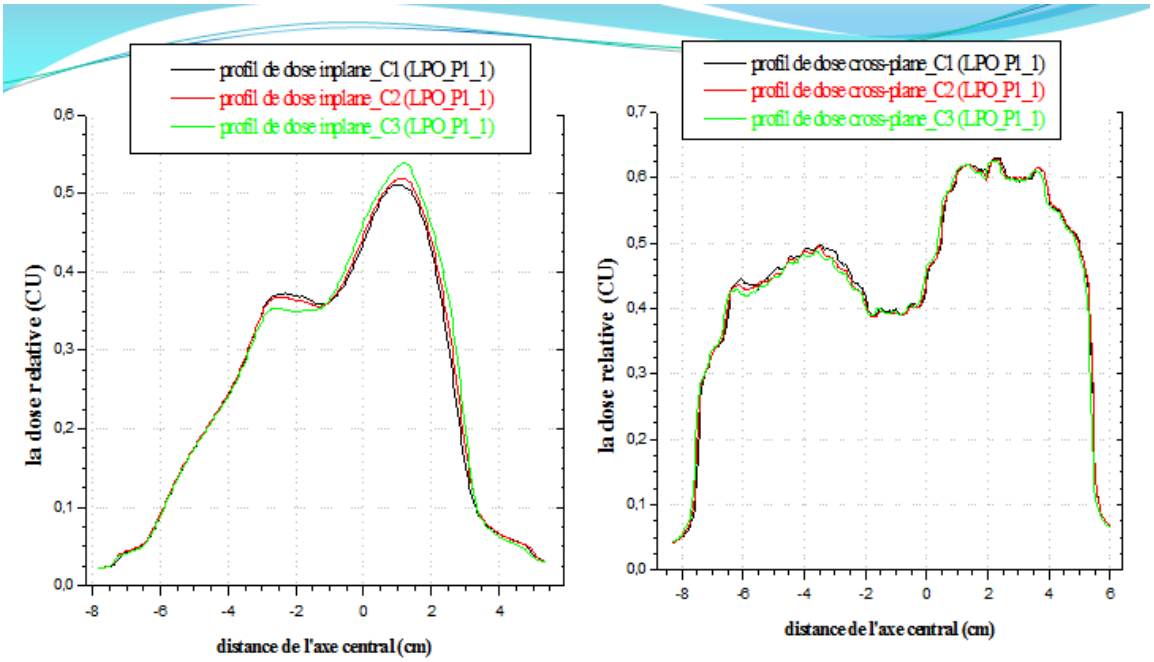


Figure 4.29: Profils de dose (Champ LPO_P1_1) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

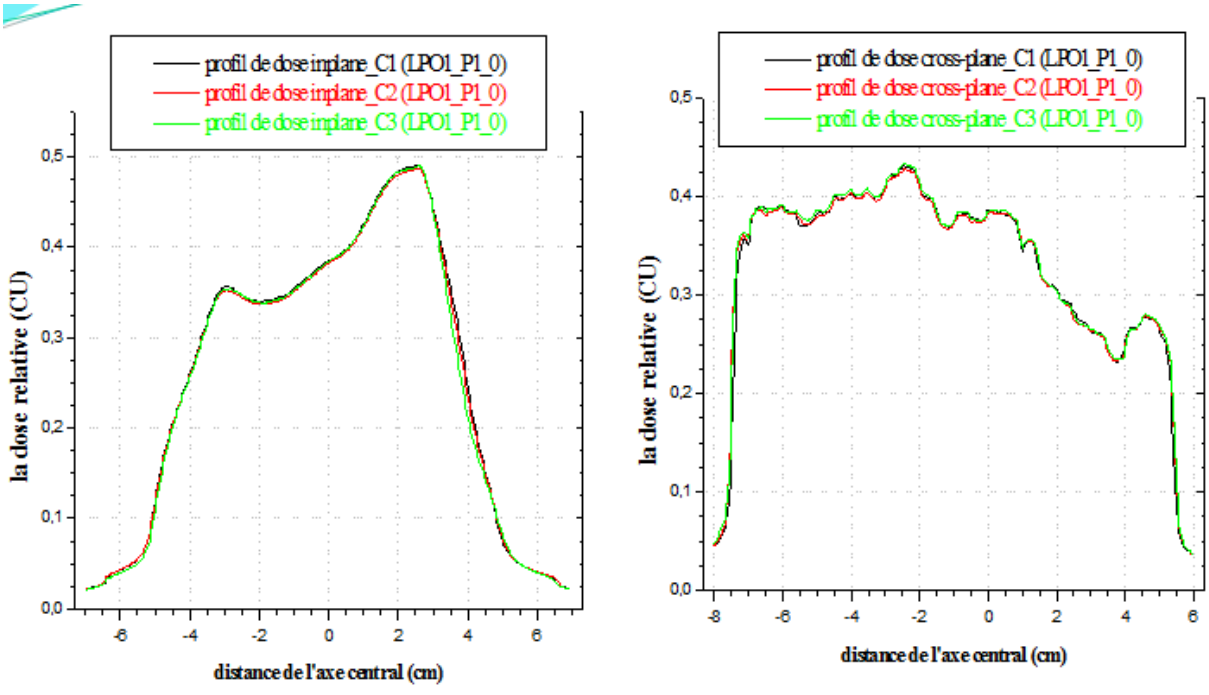


Figure 4.30: Profils de dose (Champ LPO1_P1_0) inplane et crossplane superposés issus des trois Clinac-iX

IV.4.4 Résultats et discussions

A l'issue des tests spécifiques liés à l'utilisation de l'algorithme PDIP en routine afin de valider des plans IMRT par comparaison entre des fluences théoriques calculés par l'algorithme PDIP avec des fluences mesurés avec l'EPID, les résultats la majorité des tests ont montré aucune discordance entre les profils de dose issus des trois Clinac-iX ce qui montre l'interchangeabilité des patients d'une machine à l'autre. Exception faite quelques rares vérifications des faisceaux fortement modulés liés à des limitations de l'EPID.

En effet les limitations vont également introduire des biais dans les résultats dosimétriques obtenus avec les EPIDs. Tout d'abord le rétrodiffusé obtenu dans l'image est non homogène et dépend de la taille du champ d'irradiation (Greer 2007[(152)]; Ko 2004[(153)]; Berry 2010[(154)]; Rowshanfarzad 2010a[(155)]; Rowshanfarzad 2010b[(156)]). Cela vient de la présence du Bras de l'imageur ainsi que d'une disposition non homogène des différentes pièces composant l'ensemble du système de son bras R-arm .De plus, des décalages mécaniques de la position de la cassette peuvent avoir lieu lors de rotation du bras de l'accélérateur rotation du bras de l'accélérateur (Partridge 2002[(157)]; Grattan 2010[(158)]). Ils sont souvent systématiques pour un patient lorsque l'enchainement des faisceaux est identique d'une séance à l'autre. Ces mouvements ainsi que le rétrodiffusé sont fonction du type de bras de l'imageur, R-arm ou E-arm (Varian MS). Le second va améliorer la robustesse du positionnement mais va induire plus de rétrodiffusé.

Conclusion Générale

Conclusions générale et Perspectives

L'objectif de cette thèse était de traiter un problème d'actualité en physique médicale. Il intéresse le domaine clinique de l'utilisation des radiations (photons et électrons) pour le traitement des tumeurs. Principalement, il permet de confirmer l'utilisation miroir des accélérateurs dans un centre de Lutte Contre le cancer. En termes technique, cela revient à s'assurer que les machines de traitement en radiothérapie externe sont dosimétriquement équivalentes. Par conséquent un gain considérable quand à la modification des plans de traitements en radiothérapie; c'est-à-dire une seule planification suffise pour traiter le patient à n'importe quelle machine disponible au moment du traitement sans aucune modification des plans dosimétriques

Le travail de recherche et développement mené dans le cadre de cette thèse a permet de répondre très concrètement à la problématique

Les critères d'équivalence dosimétrique des machines de traitement en mode photons d'énergie 6 et 18 MV sont basés sur l'analyse des paramètres suivants :

- Profondeur de la dose max
- Rendement en profondeur à 10cm (PDD)
- Rapport tissu fantôme (TPR) à des profondeurs 20cm et 10cm qui spécifie la qualité des rayonnements
- Facteur d'ouverture collimateur (RDF)
- Pénombre (droite ou gauche) et taille de champ relevés à partir de la courbe de profil pour les champs carrés10 x 10 et 20 x 20 et 30 x 30 cm^2
- Profil diagonal

En plus la comparaison des différents paramètres physiques en mode électrons : R_{100} : La profondeur du maximum de dose absorbée $D_{m,}$ R_{50} : Profondeur du 50% de la dose max absorbée R90, parcours thérapeutique Rp et profils de dose dans le milieu air

Il ressort de l'étude précédente (Chapitre II) qu'aucune discordance entre ces paramètres dosimétriques relevés lors du commissioning des trois accélérateurs (Clinac-iX)

À partir de l'analyse détaillée et des discussions des données obtenues dans cette étude, nous avons conclu que les résultats des trois accélérateurs linéaires Varian iX concernant les critères d'acceptation de l'adaptation de faisceau sont satisfaisants. Nous avons montré qu'ils sont considérés comme dosimétriquement équivalentes. Toutes les tolérances sont dans les recommandations cliniques et en accord avec des études similaires sur des faisceaux équivalents. En tant qu'impact clinique direct, l'efficacité du traitement peut être augmentée sans qu'il soit nécessaire de replanifier si un échange immédiat de patients est nécessaire ou une interruption soudaine dans les Clinac-iX ou lors d'une maintenance préventive périodique. En effet, depuis que nous avons commencé à utiliser l'avantage du beam matching, nous avons pu maintenir la même fréquence de traitement en assurant près de 95% du nombre total de patients traités.

Pour les patients traités avec le technique conformationnelle 3D, dans des situations incidentes, le traitement peut etre transferré en toute sécurité vers un autre linac sans une nouvelle dosimétrie.Les vérifications de plan d'IMRT complexes démontrent l'interchangeabilité des linacs, permettant la poursuite de la thérapie pendant les temps d'arrêt. Nos résultats confirment que le temps et les efforts nécessaires à la mise en service et à l'assurance qualité peuvent être réduits pour les machines jumelles.Sur la base de l'analyse et des discussions approfondies des données mesurées présentées dans cette étude, ainsi que de la cohérence avec d'autres études su l'équivalence des faisceaux, nous avons conclu que les trois Varian Clinac-iX sont dosimétriquement équivalentes. En tant qu'impact clinique direct, en cas d'interruption soudaine ou lors de la maintenance préventive périodique du Clinac-iX, l'échange immédiat de patients entre les accélérateurs linéaires est possible sans qu'il soit nécessaire de refaire la dosimétrie

Comparativement aux données publiées **u**n niveau élevé d'équivalence, au-delà des critères, cliniquement acceptés, des Clinac-iX a pu être atteint, ce qui a réduit les erreurs systématiques d'administration de dose et confiance accrue dans l'échange de patients entre les accélérateurs linéaires.

Perspectives de ce travail : nous recommandons d'étudier une possible analyse dosimétrique muticentrique des accélérateurs miroirs du même type permettant en cas d'une panne générale des Linacs d'un centre d'envoyer des patients vers un autre centre disposant des accélérateurs jumelles validés entre plusieurs centres par une analyse dosimétrique détaillée sécurisant les patients en termes de qualité de traitement.

Enfin les résultats présentés dans ce travail sont utiles et on fait l'objet d'une publication résumant mon travail de thèse (voir Annexe) dans une revue internationale de catégorie A

(International Journal of Radiation Research, July 2022 ; 20(3) : 693-700. DOI : 10.5247/ijrr.20.3.25).

Bibliographie

[1] V.Despeignes, ″Observation concernant un cas de l'estomac traité par les rayons Roentgen,″ Lyon Med, n°.428-30,1896

[2] **ICRU Report 24: (1976).** Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X- or gamma rays in radiotherapy procedures. International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington, D.C, USA;

[3] **Herring D. F. & Compton** D.M.I. The degree of precision required in the radiation dose delivered in cancer radiotherapy. In : Glicksman, A. S. et al. Réd., Computers in radiotherapy, Londres, British Institute of Radiology, 1971 (Special Report N°.5)

[4] **Hrbacek J, Depuydt T, Nulens A, Swinnen A, Van den Heuvel F (2007)** Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional gamma analysis. Medical Physics, **34 (7):**2917-2927.

[5] **Sarkar B, Manikandan A, Nandy M et al (2013)** A mathematical approach to beam matching. British Journal of Radiology, 86 -1031.

[6] **Sjöström D, Bjelkengren U, Ottosson W, Behrens C** F **(2009)** A beam-matching concept for medical linear accelerators. Acta oncologica (Stockholm, Sweden), 48 (2):192–200.

[7] **Bhangle J R, Narayanan V K, Kumer N K, Vaitheeswaran R (2011**) Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar accelerators. Journal of Medical Physics, 36: 176-180

[8] **Attalla Ehab M, Abou-Elenein H S, Ammar H, Eldoseky** I **(2014)** Dosimetric evaluation of a beam matching procedure. Chinese-German Journal of clinical oncology, 13(2):89-93

[9] **Seonghee K, Chung J B, Eom K Y, Song C, Kim I A, Kim J S (2019**) Possibility of interchanging patients for beam matched linear accelerators from the same vendor. Journal of the Korean Physical Society, 75(8):628-635

[10] **Krishnappan C, Radha C A, Balaji K et al (2018),** Evaluation of beam matching accuracy among six linacs from the same vendor; Radiological Physics and Technology 11(4): 423-433

[11] **Chetty I J, Curran B, Cygler J E et al (2007)** Report of the AAPM TG No.105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Medical Physics, 34:4818-53

[12] **Cao X, Liu M, Zhai F, Li N, Bao C, Liu Y, Chen G (2021)**The Effects of Set-Up Errors on Dose Distribution in Radiotherapy Treatment for Lung Cancer. International Journal of Radiation Research,19: Issue

Bibliographie

[13] **Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C et al (2004**) Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO; Booklet 7,

[14] **Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B (200**1) Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiotherapy and Oncology, 60: 191-201.

[15] **Ahnesjô A, Aspradakis M (1999)** Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. Physics in Medecine and Biology 44: 99- 155.

[16] **Wambersie A (2001)** What accuracy is required and can be achieved in radiation therapy (Review of Radiobiological and Clinical Data). Radiochimica Acta 89:255-64.

[17] **Mijnheer B J, Battermann J J, Wambersie A (1987)** What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? Radiotherapy and Oncology, 8:237-52.

[18] **Goitein M (1985)** Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy. Medical Physics, 12 :608-12

[19] **Watts R J (1999)** Comparative measurements on a series of accelerators by the same vendor. Medical Physics, 26: 2581–5.

[20] **P.Mayles, A. Nahum, JC.ROSEWALD, "** Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice,", 2007

[21] **M.Le Guen, M. Millat, C.Molerat,** «les accélérateurs de particules en radiothérapie»,2011.

[22] **Varian Medical Systems,** « General information and Clinac-iX , Trilogy, 2100CD, 2300CD, 21EX, Novalis Tx Equipment Information », Aout 2009

[23] **AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDECINE,** Medical accelerator safety considerations: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group N° 35, Med. Phys 20 (1993) 1261-1275

[24] **GREENE, D., WILLIAMS, P.C.,** Linear Accelerators for Radiation Therapy, Institute of Physics Publishing, Bristol (1997)

[25] **PODGORSAK, E.B, METCALFE, P., VAN DYK, J.,** "Medical accelerators". The Modern Technology in Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing Madison, WI (1999) 349-435.

[26] **Antonuk, L. E., el-Mohri, Y., Siewerdsen, J. H., Yorkston, J., Huang, W., Scarpine, V. E. and Street, R. A**. (1997) Empirical investigation of the signal performance of a high resolution, indirect detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) for fluoroscopic and radiographic operation. *Med Phys,* **24,** 51-70

[27] **J.C. de Boer, B.J.M. Heijmen, K.L.Pasma and A.G. Visser** " Characterization of high elbow fluoroscopic electronic portal imaging device for portal dosimetry,"Phys.Med.Bio.45,197-216 (2000).

[28] **E.M. Fraken, J.C.J. de Boer, J.C. Barnhoom, and B.J.M. Heijmen, "** Characteristics relevant to portal dosimetry of a cooled CCD camera-based EPID, "Med. Pys. 31,2549-51(2004).

[29] **Philippe BOISSARD, Pascal FRANCOIS, Alejandro MAZAL, Lucie BERGER** Dosimétrie portale; 2010

[30] **Lucie BERGER** « Utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose reçue par les patients en radiothérapie », Université de TOULOUSE III – Paul Sabatier, Discipline: Physique Radiologique et Médicale , 26 octobre 2006

[31] **IAEA, TRS-398**, «Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water», 23 April 2004.

[32]: **KHAN**, the Physics of Radiation Therapy, Third Edition, Hardcover, 2003.

[33] **BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY,** Central Axis Depth Data for Use in Radiothérapy, Suppl.25(1996).

[34] **E.B PODGORSAK, "**Radiation Oncology Physics " A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005

[35] **Holmes T., Bleier A., Carol M. P., *et al.*** The effect of MLC leakage on the calculation and delivery of intensity modulated radiation therapy. XIIth ICCR, Salt Lake City, Utah, USA, 1997, p.346-349.

[36] **Azcona 2002) Azcona J. D., Siochi R. A. and Azinovic I**. "Quality assurance in IMRT: importance of the transmission through the jaws for an aceurate calculation of absolute doses and relative distributions." Med Phys, 2002, vol. 29 (3): pp.269-74.

[37] **Balog J. P., Mackie T. R., Wenman D. L., *et al.*** "Multileaf collimator interleaf transmission." Med Phys, 1999, vol. 26 (2): pp.176-86.

[38] **Papatheodorou S., Rosenwald J. C., Castellanos M. E., *et al.***"Utilisation d'un collimateur multilames pour la production de faisceaux modulés en intensité." Cancer Radiother, 1998, vol. 2 (4): pp.392-403

[39] **Chauvet I., Petitfils A., Lehobey C. et al.** The sliding slit test for dynamic IMRT : a useful tool for adjustment of MLC related parameters. PMB, 50(4), P563-80,2005

[40] **Brahme, A. and H. Svensson** (1976). Specification of electron beam quality from the central-axis depth absorbed-dose distribution. Med. Phys. 3 (2): 95-102

Bibliographie

[41] **Svensson, H. and G. Hettinger (1967).** "Measurement of doses from high-energy electron beams at small phantom depths." Acta Radiol Ther Phys Biol **6**(4): 289-93.

[42] **Hulten, G. and H. Svensson (1975).** "Electron depth absorbed doses for small phantom depths.Comparison between different accelerators." Acta Radiol Ther Phys Biol 14(6):537-44.

[43] **Ebert, M. A., and P. W. Hoban. 1995.** "A Monte Carlo Investigation of Electron-Beam Applicator Scatter."Medical Physics 22 (9): 1431–35.

[44] **Huizenga, H., and P. R. M. Storchi. 1989**. "Numerical Calculation of Energy Deposition by Broad High-Energy Electron Beams." Physics in Medicine and Biology 34 (10): 1371. doi:10.1088/0031-9155/34/10/003.

[45] **Pennington, Edward C., Shirish K. Jani, and B.-Chen Wen. 1988**. "Leakage Radiation from Electron Applicators on a Medical Accelerator." *Medical Physics* 15 (5): 763–65. doi:10.1118/1.596191.

[46] **Battum, L. J. van, W. van der Zee, and H. Huizenga. 2003.** "Scattered Radiation from Applicators in Clinical Electron Beams." Physics in Medicine and Biology 48 (15): 2493. doi:10.1088/0031-9155/48/15/316.

[47] **User Manual** MP3-M Therapy Beam Analyser, PTW 2006

[48] **Instruction d'utilisation** MEPYSTO mc², PTW 2008

[49] **User Manual** TBA Control Unit T40013, PTW 2008

[50] **Instruction d'utilisation** Tandem Electromètre PTW à deux canaux T10011, T10015 et T10016, PTW 2007.

[51] **Instruction d'utilisation** TBA Control Pendant, Apparein de commande portatif

[52] **Harlod Elford Johns, John Robert CUNNINGHAM,** « The physics of Radiology» Forth Edition, 1983.

[53] **LE ROY, M., et al**., Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams, Phys. Med. Biol. 56 (2011) 5637–5650

[54] **Dr.Pychlau GNBH** " Radiation medecine QA". PTW-Freiburg Physikalis Technishe Werhstätten. D587.211.00/04 2011-04

[55] **Eclipse Algorithm Reference guide**: iso 13485(P/N B502612R03A); 2009. Varian Medical System UKLtd

[56] **Neunschwander H, Mackie TR and Reckwerdt PJ, "**MMC- a high performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning", Phys. Med. Biol, 40(4) 543-574(1995)

Bibliographie

[57] **Das I J, Cheng C-W, Watts R J et al** (2008) Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Medical Physics, 35(9):4186.

[58] **Laub W U, Wong T** (2003) The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Medical Physics, 30: 341–347.

[59] **Nath R, Biggs P J, Bova F J et al** (1994) AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators: AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. Medical Physics, **21**:1093-1121

[60] **Alipour H, Hadad K, Faghihi R** (2019) Investigation of Physical Penumbra Definition in Treatment Planning. International Journal of Radiation Research, 17: Issue 3.

[61] **Hassn S, Deiab N A, Aly A H** (2020) Dosimetric Study of Photon Beam Characteristics With 2d Array and Water Phantom Measurement. International Journal of RadiationResearch, 18, Issue 1

[62] **Szpla S, Cao F and Kohli K** (2014) On Using the Dosimetric Leaf Gap to Model the Rouned Leaf Ends in VMAT/Rapidarc Arc Plans. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 15: 4484.

[63] **Gloria P** (2013) Commissioning Measurements for Photon Beam Data on Three True Beam Accelerators and Comparison with Trilogy and Clinac2100 Linear Accelerators. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14: 4077.

[64]**. Followill D S, Davis Ibbott G S** (2004) Comparison of electron beam characteristics from multiple accelerators. International Journal of Radiation Oncology Biological Physics. 59(3):905.

[65] **Fenoglietto P, Khodri M, Nguyen D, Josserand-Pietri F and Aillères N** (2016) Twin machines validation for VMAT treatments using electronic portal imaging device: a multicenter study. Radiation Oncology, 11:2.

[66] **Rosenwald J.C., Gaboriaud G. and Pontvert D**. "La radiothérapie conformationnelle: principes et classification." Cancer Radiother, 1999a, vol. 3(5):pp.367-77.

[67] **Bey P., BeckendorfV., Aletti P., *et al.*** "La radiothérapie conformationnelle dans le cancer de la prostate: pour qui et comment?" Cancer Radiother, 2002, vol. 6 (3):pp.l47-53.

Bibliographie

[68] **Brundage M., Lukka H., Crook J., *et al.*** "The use of conformai radiotherapy and the selection of radiation dose in Tl or T2 low or intermediate risk prostate cancer-asystematic review." Radiother Oncol, 2002, vol. **64** (3): pp.239-250.

[69] **Emami B., Purdy J. A., Simpson J. R., *et al.*** "3-D conformai radiotherapy in head and neck cancer. The Washington University experience." Frontiers OfRadiation Therapy And Oncology, 1996, vol. 29: pp.207-220.

[70] **Hanks G. E., Hanlon A. L., Epstein B., *et al.*** "Dose response in prostate cancerwith 8-12 years' follow-up." Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002, vol. **54** (2): pp.427-435.

[71] **Lagrange J. L. and Lipinski F.** "Place de la radiothérapie de conformation dans la pratique quotidienne: enquête nationale auprès des membres de la SFRO."Cancer Radiother, 2001, vol. 5 (1): pp.44s-48s

[72] **Maes A., Weltens C., Flamen P., *et al.*** "Preservation ofparotid function with uncomplicated conformai radiotherapy." Radiother Oncol, 2002, vol. 63 (2): pp.203-211.

[73] **Pollack A., Zagars G. K., Starkschall G., *et al.*** "Prostate cancer radiation dose response: results of the M. D. Anderson phase III randomized trial." Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002, vol. 53 (5): pp.1097-105.

[74] **Storey M. R., Pollack A., Zagars G., *et al*.** "Complications from radiotherapy dose escalation in prostate cancer: preliminary results of a randomized trial." Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000, vol. **48** (3): pp.635-642.

[75] **Webb S**. The physics ofthree-dimensional radiation therapy: conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning. Series in Medical Physics. Bristol and Philadelphia, Institute of Physics Publishing, 1993a.

[76] **Webb S**. The physics of conformal radiotherapy: advances in technology.Series in Medical Physics. Bristol and Philadelphia, Institute ofPhysics Publishing, 1997a

[77] **Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, and Van Dyke J,** « American Association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53 : Quality assurancefor clinical radiotherapy treatment planning », Med. Phys. 25(10), 1773-829 (1998)

[78] **S.H. Levitt, J.A.Purdy, C.A. Perez, S. Vejaya Kumar,** Technical Basis of Radiation Therapy, Springer, 2006

Bibliographie

[79] **Chavaudra J,Bridier A. (2001**). Définition des volumes en radiothérapie externe : rapports ICRU 50 et 62. Cancer / Radiothérapie, 5(5), 472-478. doi:10.1016/s1278-3218(01)00117-2

[80] [**ICRU50**]: Report 50, « Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam», Journal of the ICRU Vol.26 n°1 (1993)

[81] [**ICRU62**]: Report 62,«Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam, (Supplement to ICRU Report 50) », Journal of the ICRU Vol. 32 n°1 (1999)

[82] **Cooper, S.A**. 1840. On the anatomy of the breast - Of the internal parts of the breast, or mammary gland. Anat. Breast Sir Astley Paston Cooper 1840. Available from http://jdc.jefferson.edu/cooper/9.

[83] **Senkus, E., Kyriakides, S., Ohno, S., Penault-Llorca, F., Poortmans, P., Rutgers, E., Zackrisson, S., and Cardoso**, F. 2015. Primary breast cancer: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up. Ann. Oncol. **26**(suppl 5): v8–v30

[84] **Hortobagyi GN, Connolly JL, D'Orsi CJ et al**. Breast. In : Amin MB, Edge SB, Greene FL et al., eds. AJCC Cancer Staging Manual, 8th edition. Springer 2017:589-628.

[85] **Giuliano AE, Connolly JL, Edge SB et al.** Breast Cancer Major changes in the American Joint Committee on Cancer eighth edition cancer staging manual. Ca Cancer J Clin 2017;67(4):290-303.

[86] **V.Bodez, G. de Rauglaudre, A. Mège, K.Altric, K.Garcia.** Sein Technique Mono-isocentrique Ateliers 2009

[87] **P. Guilbert, Gaillot-Petit, L.Vieren, T.D. Nguyen.** Techniques classique bidimensionnelle et mono-isocentrique tridimensionnelle dans l'irradiation du sein et des aires ganglionnaires : comparaison dosimétrique.2012 Cancer / Radiothérapie, 5(6), 473-478p doi :10.1016/j.canrad.2012.05.008

[88] **Sylviane Aubin,** Evaluation clinique d'une nouvelle modalité de traitement avec guide en temps réel par Imagerie.Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures de l'Université Laval pour l'obtention du grade de Maitre en Sciences (M.Sc), 05/2002

[89] **Fabrice LORCHEL**. Etude de mobilité organique et impact dosimétrique de l'asservissement respiratoire dans la radiothérapie des cancers de l'œsophage. thèse de doctorat. Institut National Polytechnique de Lorraine,130p

Bibliographie

[90] **Stéphanie Servagi Vernat**. Etude dosimétrique et évaluation de fonctions objectives développées en radiothérapie externe : Application à la validation d'une nouvelle technique de radiothérapie. [en ligne]. Thèse de doctorat en physique médicale. Université de France Comté, 2014, 239 p.

[91] **Hiram A. Gay , Andrzej Niemierko**. (2007).A free program for calculating EUD-based NTCP and TCP in external beam radiotherapy. Physica Medica,23, 115-125p . doi:10.1016/j.ejmp.2007.07.001

[92] **Ahmad Nobah, M.Sc DABR,** Medical Physicist King Faisal Spacialist Hospital& Research Centre Riyadh , Saudi Arabia. Radiothérapy Plan Compétition (Follwed Protocol RTOG 1304), Knowledge Sharing & Better Quality 2016

[93] **Niemierko A and Goitein M**, Implementation of a model for estimating tumor control probability for an inhomogeneously irradiated tumor, RadiotherOncol 1993; 29(2) p.140-147

[94] **Guide ALD n°30,** «Tumeur maligne, affection maligne du tissue lymphatique ou hématopoïétique, cancer de la prostate». HAS-INCA, janvier 2012

[95] **Société Française de Radiothérapie Oncologie,** « Guide des procédures de Radiothérapie externe » 2007

[96] **Paul Diepgen , Heinz Goerke : Aschoff** *:* Bref tableau récapitulatif sur l'histoire de la médecine. 7 éditions révisées. Springer, Berlin/Göttingen/Heidelberg 1960, p.52.

[97] **M. TUBIANA, J. DUTREIX, A. DUTREIX, P. JOCKEY** Les bases physiques de la radiobiologie et de la radiothérapie Ed. Masson (1963)

[98] **Ling 1996) Ling C. C., Burman C., Chui C. S., et *al.*** "Conformai radiation treatment ofprostate cancer using inversely-planned intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation." Int *J* Radiat Oncol Biol Phys, 1996, vol. 35 (4): pp.721-30.

[99] **S.H.Levitt, J.A.Purdy, C.A. Perez, S. Vejaya Kular,** Technical Basis of Radiation Therapy, Springer, 2006.

[100] **Chauvet I.** Contrôle de qualité et mise en oeuvre d'un logiciel de planification inverse pour la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité. Thèse de Physique Radiologique et Médicale: Ecole doctorale GEET - Université Paul Sabatier. 2004, Toulouse, 197 pages. 8

[101] **La radiothérapie après un siècle d'évolution,** des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur, Conférence de presse de 6 Septembre 2003, Institut Curie

Bibliographie

[102] **Brahme A**. Aspects on the development of radiation therapy and radiation biology since the early work of Rolf Wideroe. Acta Oncol 1998;37:593–602.

[103] **Vincent Marchesi.** Algorithme d'optimisation RCMI/Rapidarc/VMAT. EPU Techniques dédiées en radiothérapie, HEGP Paris. ; 2011 :23-25

[104] **Eisbruch A., Ten Haken R. K., Kim H. M., *et* al**. "Dose, volume, and function relationships in parotid salivary glands following conformai and intensity modulated irradiation of head and neck cancer." Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1999, vol.45 (3): pp.577-587.

[105] **Vergeer MR, Doornaert PA, Rietveld DH, Leemans CR, Slotman BJ, Langendijk JA**.Intensity-modulated radiotherapy reduces radiation-induced morbidity and improves health-related quality of life: results of a nonrandomized prospective study using a standardized follow-up program. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009; 74:1–8.

[106] **Impact of intensity-modulated radiotherapy** on health-related quality of life for head and neck cancer patients: matched-pair comparison with conventional radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007;67:1309–17.

[107] **Sanguineti G, Endres EJ, Gunn BG, Parker B.** Is there a "mucosa-sparing" benefit of IMRT for head-and-neck cancer? Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;66: 931–8

[108] **Khan, Faiz**. Treatment Planning in Radiation Oncology. S.I: WOLTERS KLUWER, 2016. Vol.4.

[109] **Julie COLNOT**, Risques de complications associés à la radiothérapie externe : étude comparative des doses délivrées aux tissus sains par les techniques avancées de radiothérapie, Thèse de doctorat de l'Université Paris-Saclay préparée à l'Université Paris-Sud Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, 11/10/2019

[110] **Ming Chao Yang**, Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide, THÈSE DE DOCTORAT UNIVERSITE PARIS-SUD soutenue le 13/03/2014

[111] **Bortfeld T**, "Optimized planning using physical objectives and constraints", Semin Radiat Oncol 1999; 9(1) p.20-34

[112] **Galvin J., Chen X., Smith R**. Combining multileaf fields to modulate fluence distributions., Int J Radiat Oncol Biol Phys., 1993/37(3), p697-705

[113] **Bortfeld T., Kahler D., Waldron T. et al .** Design considerations for the sides of multileaf collimator leaves. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 1994:28, p723-30

Bibliographie

[114] **Keller-Reichenbecher M., Bortfeld T., Levegrun S. et al**. Intensity modulation with the " step and shoot" technique using a commercial MLC: a planning study. Int J Radiat Oncol Biol Phys., 1999: 45(5), p1315-24

[115] **Convery D., Webb S.** Generation of discrete beam-intensity modulation by dynamic multileaf collimation under minimum leaf separation constraints. PMB 1998:43(9), p2521-38

[116] **Boyer AL and Yu CX**, "Intensity-modulated radiation therapy with dynamic mulileaf collimators", Semin Radiat Oncol 1999; 9(1) p 48-59

[117] **Nicolini G, Fogliata A, *et* al.**, ″IMRT with the sliding window: comparison of the static *and* dynamic methods. Dosimetric and spectral analysis″, Radiother Oncol 2005; 75(1) p.112-119

[118] **Chui C. S. and Spirou S. V**. "Inverse planning algorithms for externat bearn radiation therapy." Med Dosim, 2001, vol. **26** (2): pp.189-97

[119] **Wu Q. and Mohan R**., "Algorithms and functionality of an intensity modulated radiotherapy optimization system". Med Phys, **2000,** Vol. 27(4): p. 701-711.

[120] Bortfeld T., Schlegel W., *et al.*, "Physical vs. biological objectives for treatment plan optimization". Radiother Oncol, **1996,** Vol. 40(2): p. 185-187

[121] **Morrill SM, Lane RG, et al**., "Treatment planning optimization using constrained simulated annealing", Phys Med Biol **1991**; 36(10) p.1341-1361

[122] **Spirou SV and Chui CS**, ″A gradient inverse planning algorithm with dose-volume constraints", Med Phys **1998**; 25(3) p.321-333

[123] **Hristov DH and Fallone BG**, ″An active set algorithm for treatment planning optimization″, Med Phys **1997**; 24(9) p.1455-1464

[124] **Webb S.** "Optimisation of conformal radiotherapy dose distributions by simulated annealing." Phys Med Biol, 1989, vol. **34** (1 0): pp.l349-70.

[125] **Webb S.** "Optimization by simulated annealing ofthree-dimensional, conformai treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity." Phys Med Biol, 1992, vol. 37 (8): pp.1689-704

[126] **Report 83**, « Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) », Journal of the ICRU Vol. 10 n°1 (2010)

Bibliographie

[127] **Steve Webb.** The physics of conformal radiotherapy (advances in technology). Institue of Physics Publishing Bristol and Philadelphia.

[128] **Wu Q, Manning M, et al**., "The potential for sparing of parotids and escalation of biologically effective dose with intensity-modulated radiation treatments of head and neck cancers: a treatment design study", Int J Radiat Oncol Biol Phys **2000**; 46(1) p.195-205

[129] **Lauve A, Morris M, et al.**, "Simultaneous integrated boost intensity-modulated radiotherapy for locally advanced head-and-neck squamous cell carcinomas: II--clinical results", Int JRadiat Oncol Biol Phys **2004**; 60(2) p.374-387

[130] **Penagaricano JA, Papanikolaou N, et al**., "An assessment of biologically-based optimization (BORT) in the IMRT era", Med Dosim **2005**; 30(1) p.12-19

[131] **Butler EB, Teh BS, et al**., "Smart (simultaneous modulated accelerated radiation therapy)boost: a new accelerated fractionation schedule for the treatment of head and neck cancerwith intensity modulated radiotherapy", Int J Radiat Oncol Biol Phys **1999**; 45(1) p.21-32

[132] **Dogan N, King S, et al**., "Assessment of different IMRT boost delivery methods on target coverage and normal-tissue sparing", Int J Radiat Oncol Biol Phys **2003**; 57(5) p.1480-1491

[133] **Fogliata A, Bolsi A, et al**., "Comparative dosimetric evaluation of the simultaneous integrated boost with photon intensity modulation in head and neck cancer patients", Radiother Oncol **2003**; 69(3) p.267-275

[134] **Chao, K.S, et al.,** patterns of failure in patients receiving definitive and 2 postoperative IMRT for head and neck cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. 55(2): p. 312-21.

[135] **QUANTEC** (Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic), Joint AAPM-ASTRO working group, Special Issue of IJROBP, (Vol 75, No.3, 2010).

[136] **RTOG0359** Protocol Information, Phase II Trial of Observation for low risk meningiomas and radiotherapy for intermediate and high risk meningiomas, 2014.

[137] **K.Bjordal, S.Kaasa, and A.Mastekaasa.** Quality of life in patients treated for head and neck : A follow-up 7 to 11 years after radiotherapy. Int. J.Radiat. Oncol.Biol.Phys., 1994.,28:847-856.

[138] **P.Maingon, V.Mammar, K.Peignaux, and I. Barillot G. Turc.** "Constraints to organs at risk for treatment of head and neck cancer by intensity modulated".

Bibliographie

[139] **Pryor David. I et al.** Australia, Moderate Hypofractionnation for prostate cancer: A user's guide: s.n., 2018, Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology, Vol.62, pp 232-239.

[140] **National Cancer Institute.** What you need to know about prostate cancer. Etats-Unis, Juin 2012. Disponible au http://www.cancer.gov/cancertopics/wyntk/prostate/page1

[141] **S.H. Levitt, J.A Purdy, CA. Perez, and P. Poortmans.** Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinic Applications. Springer, Berlin, Allemagne, illustrée edition, 2006.

[142] **S.Andronikou, N. Wieselthaler, T.Kilbron, and South African Medical Association.** See Right Through Me: An Imaging Anatomy Atlas. Springer Berlin Heidelberg, Afrique du Sud, seconde edition, 2012.

[143] **Louwe, R. J., L. N. McDermott, et al**. (2004). "The long-term stability of amorphous silicon flat panel imaging devices for dosimetry purposes." Med Phys **31**(11): 2989-2995.

[144] **Nijsten, S. M., B. J. Mijnheer, et a**l. (2007). "Routine individualised patient dosimetry using electronic portal imaging devices." Radiother Oncol **83**(1): 65-75

[145] **Greer, P. B. and C. C. Popescu** (2003). "Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy." Med Phys **30**(7): 1618-1627.

[146] **McDermott, L. N., R. J. Louwe, et al**. (2004). "Dose-response and ghosting effects of anamorphous silicon electronic portal imaging device." Med Phys **31**(2): 285-295.

[147] **Winkler, P. and D. Georg** (2006). "An intercomparison of 11 amorphous silicon EPIDs of the same type: implications for portal dosimetry." Phys Med Biol **51**(17): 4189-4200.

[148] **Winkler, P., A. Hefner, et al**. (2005). "Dose-response characteristics of an amorphous siliconEPID." Med Phys **32**(10): 3095-3105

[149] **Kavuma, A., M. Glegg, et a**l. (2008). "Assessment of dosimetrical performance in 11 Varian aSi-500 electronic portal imaging devices." Phys Med Biol **53**(23): 6893-6909.

[150] **Van Esch, A., T. Depuydt, et al**. (2004). "The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields." Radiother Oncol **71**(2):223-234.

Bibliographie

[151] **Van Esch, A., J. Bohsung, et al**. (2002). "Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments." Radiother Oncol **65**(1): 53-70.

[152] **Greer, P. B. and M. P. Barnes** (2007). "Investigation of an amorphous silicon EPID for measurement and quality assurance of enhanced dynamic wedge." Phys Med Biol 52(4): 1075-1087.

[153] **Ko, L., J. O. Kim, et** al. (2004). "Investigation of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device." Phys Med Biol **49**(9): 1723-1738.

[154] **Berry, S. L., C. S. Polvorosa, et a**l. (2010). "A field size specific backscatter correction algorithm for accurate EPID dosimetry." Med Phys **37**(6): 2425-2434.

[155] **Rowshanfarzad, P., B. M. McCurdy, et al**. "Measurement and modeling of the effect of support arm backscatter on dosimetry with a varian EPID." Med Phys **37**(5): 2269-2278.

[156] **Rowshanfarzad, P., M. Sabet, et al**. "Reduction of the effect of non-uniform backscatter froman E-type support arm of a Varian a-Si EPID used for dosimetry." Phys Med Biol 55(22): 6617-6632.

[157] **Partridge, M., M. Ebert, et al**. (2002). "IMRT verification by three-dimensional dose reconstruction from portal beam measurements." Med Phys **29**(8): 1847-1858

[158] **Grattan, M. W. and C. K. McGarry** "Mechanical characterization of the varian Exact-arm and R-arm support systems for eight aS500 electronic portal imaging devices." Med Phys 37(4): 1707-1713.

ANNEXE

Volume 20, No 3 | International Journal of Radiation Research, July 2022

Dosimetric beam matching analysis of MV photons and electrons therapy

S. Khoudri[1,2*] and Z. Chaoui[1]

[1]*Physics Department, Faculty of Sciences, Laboratory of Optoelectronic and Devices, University Ferhat Abbas Sétif 1, Algeria*

[2]*Centre de lutte contre le cancer de Sétif, Algeria*

► ***Original article***

Corresponding author:
Saad Khoudri, Ph.D.,
E-mail:
saad.khoudri@univ-setif.dz

Received: January 2021
Final revised: February 2022
Accepted: February 2022

Int. J. Radiat. Res., July 2022; 20(3): 693-700

DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25

Keywords: *Breast Beam-matching, Clinac-iX Medical Linear Accelerator, photon beam data, electron beam data, dosimetric leaf gap, MLC.*

ABSTRACT

***Background*:** For various practical reasons in radiotherapy practice, it is very advantageous to have linear accelerators dosimetrically matched. The present work assesses the extent of beam matching by investigating the similarity of dosimetric data from three Clinac-iX accelerators in photons (6, 18 MV) and electrons (6, 9, 12, 16 and 20 MeV) mode. ***Materials and Methods*:** The following study is based on detailed comparisons of measured and determined parameters such as percent depth doses (PDDs), cross-plane beam profiles, flatness, symmetry, penumbra and dosimetric leaf gap, MLCT interleaf transmission factor, quality index, Relative output factor, in addition of depth R50, therapeutic range R90 and particle range Rp of electron beam. ***Results*:** The current measured data, for both photons and electrons, exhibited satisfactory degree of agreement among the three Clinac-iX. For 6 MV and 18 MV photons energies the maximum deviation of percentage depth does not exceed 0.4 %. For electron depth dose measurements (d_{max}, R_{50}, R_{90}, R_p) the results revealed a maximum deviation of 0.54 mm for all electron energies and applicators. As a direct clinical application, a left breast and prostate cancer cases were planned on the three Clinac-iX machines and compared for their dose volume histograms. ***Conclusion*:** In clinical applications, the patient's treatment can be shifted from one Clinac-iX to another without reducing the treatment quality in the case of periodic preventive maintenance or interruption of the functioning of the Clinacs; the treatment can be preserved without having to replan.

INTRODUCTION

As introduced above, our radiation therapy center in Sétif (Algeria) is equipped by three Varian linear accelerators (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA) denominated Clinac-iX1, Clinac-iX2 and Clinac-iX3. They were received after checking few mechanical, geometric and dosimetric parameters which are insufficient for dosimetric equivalence between accelerators and consequently did not guarantee quality assurance for patients. In fact, the protocol is usually applied to check the difference at some points on the ionization curves for depth dose or beam profiles [4]. Consequently, detailed dosimetric measurements are required and necessary after commissioning.

Method of measurements

The methodology is mainly based on the dosimetric comparison between the three accelerators using a large beam data bank measured in photon (6 MV, 18 MV) and electron (6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV, 20 MeV) modes. The quantities measured are the PDD, cross-plane beam profiles, flatness, symmetry, penumbra and dosimetric leaf gap, MLCT interleaf transmission factor, quality index, Relative output factor, in addition of depth R50, therapeutic range R90 and particle range Rp of electron beam. The beam data measurements are completed in accordance with recommendation of AAA (Anisotropic Analytical Algorithm version 11.0.31) for photon beam and eMC (Electron Monte Carlo) for electron beam in order to commissioning the treatment planning system (TPS) [19]. Beam data measurements were achieved in agreement with international practice and guidelines such as AAPM Task Group TG-106 [20]. We used the water Scanning System (MP3, PTW Freiburg, Germany) for dosimetric measurements; it is equipped with two ionization chambers, namely the 0.125 cm^3 (Semiflex, PTW Freiburg, Germany) and the 0.3 cm^3 (Semiflex, PTW Freiburg, Germany); the obtained data were handled using a Navigation software (MEPHYSTO mc^2, PTW Germany).

Photon beam measurements

Commissioning of percent depth doses (PDD's), cross-plane beam profiles, and output factors were performed on three Clinac-iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) for the standard photon energies 6MV, 18MV. The measured depth ionization curves for five electron beams energies

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

(6MeV- 20MeV) were converted to dose curves using IAEA TRS-398 formalism executed in software MEPHYSTO mc². The depth of dose maximum and PDD at 10 cm was assessed for five field sizes: 2 × 2 cm², 6 × 6 cm², 10 × 10 cm², 20 × 20 cm², and 40 × 40 cm². Note that a special consideration is required in dose measurement for small field 2×2 cm² [21, 22]. We have used the recommended 3D ionization chamber with a small active volume of 0.016 cm³ (Pinpoint 3D, PTW Freiburg, Germany) [23, 24]. For comparison purposes, we used the beam quality index $TPR_{20/10}$ as defined in TRS-398 [25]; it is determined from the measured PDD_{20cm} and PDD_{10cm} data using: $TPR_{20/10} = 1.2661PDD_{20/10} - 0.0595$, where $PDD_{20/10}$ is the ratio of percent depth at 20 cm and 10 cm. The flatness and the symmetry in the beam profiles at 10 cm were compared for field sizes of 2×2 cm², 10 ×10 cm² and 30 ×30 cm². Flatness can be quantified as a maximum permitted percentage variation from the average dose across the central 80% of the full width at half maximum (FWHM) of the profile in a plane transverse to the beam axis [26]. The beam flatness F was assessed by finding, first the maximum d_{max} and d_{min} dose point values on the beam profile within the central 80% of the beam width and then calculating $F = (d_{max}-d_{min}) / (d_{max}+d_{min})$. Symmetry calculation of the beams was also considered and found to be satisfactory. Beam profile penumbra was evaluated by considering the 80% and 20% relative dose points; the field size was defined as the width at 50% relative dose. We performed statistical analysis for uniform field sizes using symmetric jaws. For non- uniform MLC setups, surface penumbra and uniformity index parameters are suggested instead of conventional definition of physical penumbra [27]. Note that alternatively to the use of the water scanning system MP3, the 2D- Array-729 can be used for the routine quality control of photon beam profiles within the limit ±3% [28].

Leaf gap measurements

For photon beams, the MLC should be considered in the commissioning. Our linear accelerators have smoothed rounded shaped MLC leaves; they modify the radiation field by the transmission over the end portion of the leaves [29]. As a consequence, it is important to evaluate and include the dosimetric leaf gap (DLG) in the treatment planning system; it compensates for transmission and has important impact in IMRT and Rapid-Arc planning where high dose rate is used. DLG's were measured along the source axis distance setup at 10 cm depth. Following the vendor's procedure, executables of programmed sliding MLC field gaps denoted g with constant speed of 2mm, 4mm, 6mm, 10mm, 14 mm, 16 mm and 20 mm have been used. Control points are attributed to the position of the leaves every 10 mm. More details are given in reference [30]. Leaf gap measurement is performed for 6 MV and 18 MV. DLG is defined by plotting the gap size g function of the corrected gap reading R_g:

$$g(R_g) = a \times R_g + b \quad (1)$$

$$R_g = (r_g - R_{gT}) \quad (2)$$

$$r_{gT} = R_T(1\text{-}g(mm)) / 120mm \quad (3)$$

$$R_T = (R_{t,A} + R_{t,B}) / 2 \quad (4)$$

The value at the point of intersection (equation 1) along the x-axis is the DLG value. The corrected gap reading R_g (equation 2) is calculated from each gap g with r_g the meter reading with gap size g; r_{gT} (equation 3) is the contribution of average MLCT leaf transmission. R_T (equation 4) is the average MLCT transmission for bank A and B.

Total scatter collimator factors and head scatter measurements

Total scatter collimator factors (TSCF) and head scatter (HSc) were measured for 6 MV and 18 MV photon beams with open square fields 3×3 cm², 5×5 cm², 7×7 cm², 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm², 30×30 cm² and 40×40 cm². The reference field size is taken as 10×10 cm². HSc measurements were performed with an ionization chamber (0.125 cm³ sensitive volume) housed at 10 cm depth in a mini-phantom (ESTRO mini-phantom, PTW Freiburg, Germany) made of acrylic and shaped as a cylinder (4 cm diameter, 17 cm long).

Electron beam measurements

For the case of electrons, PDDs measurements from the three linear accelerators Varian Clinac-iX are performed for 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV and 20 MeV with an ionization chamber of 0.125 cm³. Electron applicators of 6x6 cm², 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm² and 25×25 cm² field sizes are considered in the present study; they collimate the beam, limit the radiation field and offer consistency of the dose at irradiated zone. MeV electron beams have limited range; a 15 cm depth is sufficient to measure the PDDs for the five energies cited before. In practice, the energy of the electron beam is usually quantified by its distal depth corresponding to 90 % of maximal dose, it represents the dose used to cover the planned target volume; the structure immediately adjacent is critical [31].

Statistical analysis

For our analysis to the variation of the different measurements, we focused on the mean and the standard deviation; the 95% confidence interval (CI) was calculated using Student's t-distribution (Addinsoft XLStat 2020). The Mann-Whitney Monte Carlo statistical analyses was used to evaluate p-values (Addinsoft XLStat 2020). $P<0.05$ was

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

considered statistically significant.

RESULTS

Photon and electron measurements have been performed on the three Clinac-iX (1, 2, 3). Percentage depth doses (PDDs) for 6 MV and 18 MV photons are presented table 1 and table 2 with their detailed analysis for field sizes 2×2 cm^2, 6×6 cm^2, 10×10 cm^2, 20×20 cm^2 and 40×40 cm^2. For both photon energies, differences in maximum dose d_{max} were all within 0.2 mm; Differences in PDDs varied from 0.1% to 0.4% for 6MV photons and from 0.1% to 0.2% for a 18MV beam when comparing the PDD's at depths 5 cm (PDD5%), 10 cm (PDD10%) and 20 cm (PDD20%) with their corresponding mean values. On the same tables, $TPR_{20/10}$ data (Ratio of the tissue phantom at 20 and 10 cm) shows no differences reflecting the beam quality; Figure 1 displays our measurements of TSCF and HSc for 6 MV and 18 MV, respectively; Differences in the TSCF and HSc ranged from 0.001 to 0.005 for both energies and field sizes 3×3 cm^2, 5×5 cm^2, 7×7 cm^2,10×10 cm^2, 15×15 cm^2, 20×20 cm^2, 30×30 cm^2 and 40×40 cm^2. MLCT factor for the bank A and bank B were measured separately. For field size 10 x10 cm^2 and energies 6MV and 18 MV, the maximum differences in the MLCT were within 0.02%; the average resulting DLG from the three Clinac-iX, calculated with the help of equations (1 - 4), is found to be 1.53 mm for 6 MV and 1.63 mm for 18 MV with maximum difference of 0.05 mm (0.05 mm SD).

Extensive measurements of relative dose profile (cross-plane) for both 6 and 18 MV beams normalized to 100% at the central axis at 10 cm depth for different field sizes are performed on the three Clinac-iX. Their corresponding profiles are compared including their average relative dose profile as reference. A detailed analysis is presented on table 3 for 2×2 cm^2, 10×10 cm^2 and 30×30 cm^2 field sizes; We note that for 6 MV beam at 10 cm depth the maximum deviations in cross plane beam flatness and symmetry are within 0.6% and 0.58%, respectively; when excluding the small field 2×2cm^2, the maximum deviations in cross plane beam flatness and symmetry are within 0.2% and 0.58 %. Similarly, the maximum differences for 18MV beam are within 0.17 % and 0.38 %, respectively. In the penumbra region, the maximum values are 0.15 mm (Std.dev 0.18 mm) for 6 MV and 0.09 mm (Std.dev 0.08 mm) for 18 MV; For field size of 30×30 cm^2 these differences represent up to 25 % difference from the average value for 6 MV and up to 30% for 18 MV. Note that this region area is clinically not significant. Statistical analyses using Mann-Whitney Monte Carlo method on commonly used beam profile of 30×30 cm^2 versus the average beam profile curve of the three Clinac-iX result to p-values (5% significance level) of p=0.731 (Clinac-iX1), p=0.572 (Clinac-iX2), p=0.967 (Clinac-iX3) for 6 MV and p=0.314 (Clinac-iX1), p=0.282 (Clinac-iX2), p=0.334 (Clinac-iX3) for 18 MV. These findings confirm that the three machines are not different; which justifies the consideration that all three Clinac-iX are dosimetrically matched in regard to the beam profile. Additionally, for more explorations, we have measured diagonal profiles of 40×40 cm^2 field size from the three linear accelerators including their corresponding average curve for 6 MV and 18MV; Their statistical analyses with Mann-Whitney Monte Carlo non parametric tests have been found very satisfactory; thus, concluding the dosimetric equivalence of the three Clinac-iX along the diagonal profile.

In electron mode, a complete set of PDD measurements have been performed on the three Clinac-iX for 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV and 20 MeV electron beams with electron applicators of 6×6 cm^2, 10×10 cm^2, 15×15 cm^2, 20×20 cm^2 and 25×25 cm^2. As an example, figure 2 shows our PDD measurements (6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV and 20 MeV electron beams) for the smallest applicator 6x6 cm^2 and the largest one of 25×25 cm^2; A detailed data analysis of these PDD measurements for the five energies (10x10 cm^2 applicator) is presented on table 4. Comparisons of PDD statistical analysis data for the five electron beam energies and five applicators cited above among the three Clinac-iX were found to be very reassuring; we found a maximum deviation of 0.53 mm (0.46 std.dev) at a depth of maximum dose (d_{max} or R100), a max.dev of 0.52 mm (0.45 SD) for R50 (the range of 50% from the range at d_{max}), a max. dev of 0.51 mm (0.45 SD) for R90 and 0.54 mm (std. dev 0.48) for the practical range Rp.

Note that other measurements necessary for the configuration of the treatment planning system in electron mode have also been carried out; the most important ones are measurements of the source surface distance (SSD) data and the open profile in air data. Their statistical analysis showed a good agreement within the three Clinac-iX.

From the whole data presented in the present study in photon and electron mode performed on the three Clinac-iX in our center, the statistical analysis presented in tables 1-4 is in general very realistic and encouraging; in particular, the 95% confidence intervals for the standard values look very conclusive; thus, offer control for the projected reproducibility. In fact, as evaluated during the commissioning, our results and analysis show that there is no significant variation among the three machines.

As a direct clinical application of our dosimetric beam matching analysis, we planned two cases on the three Clinac-iX; a left breast cancer case where we used a 3D conformal radiotherapy including the mono-isocentric and field in field techniques; the

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

second is a hypo fractionated protocol for prostate cancer (60 Gy/ 20 fractions/ 3 Gy per fraction) planned with intensity modulated radiotherapy using the dynamic multi-leaf collimator (IMRT-sliding windows technique). The resulting histogram dose-volume (HDV) of the planning target volume (PTV 50 Gy), left lung and mean dose of heart are presented on figure 3 for the left breast case; The HDV of the prostate cancer case are shown on figure 3, they include the PTV 60 Gy, the rectum, the Bladder and Right femoral head. Clearly for both cases, the HDVs from the three machines are close to a single line; which again confirm that there is no significant clinical variation among the three machines.

Table1. Commissioning data parameters for 6MV photon beams and variation among three Clinac-iX (MLCT is in %, DLG in mm).

Data	FS (cm^2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Average	Max.dev	Std.dev	95% CI
d_{max} (cm)	2×2	1.45	1.35	1.35	1.38	0.07	0.06	[1.24 - 1.53]
	6×6	1.40	1.40	1.40	1.40	0.00	0.00	[1.40- 1.40]
	10×10	1.40	1.50	1.40	1.43	0.07	0.06	[1.29- 1.57]
	20×20	1.40	1.40	1.30	1.37	0.07	0.06	[1.22- 1.51]
	40×40	1.20	1.30	1.30	1.23	0.07	0.06	[1.09- 1.38]
PDD5 (%)	2×2	81.1	81.2	81.2	81.2	0.10	0.06	[81.0- 81.3]
	6×6	84.7	84.7	84.6	84.7	0.10	0.06	[84.5- 84.8]
	10×10	86.0	85.8	85.8	86.1	0.30	0.31	[85.3- 86.8]
	20×20	87.2	87.5	87.0	87.2	0.30	0.25	[86.6- 87.9]
	40×40	87.9	88.2	87.8	88.0	0.20	0.21	[87.4- 88.5]
PDD10 (%)	2×2	58.2	58.5	58.8	58.5	0.30	0.30	[57.8- 59.2]
	6×6	63.5	63.6	63.6	63.6	0.10	0.06	[63.4- 63.7]
	10×10	66.3	66.2	66.2	66.3	0.10	0.15	[66.0- 66.7]
	20×20	69.5	69.6	69.2	69.4	0.20	0.21	[68.9- 70.0]
	40×40	71.4	71.8	71.4	71.5	0.30	0.23	[71.0- 72.1]
PDD20 (%)	2×2	30.5	30.9	31.3	30.9	0.40	0.40	[29.9- 31.9]
	6×6	35.1	35.2	35.1	35.1	0.10	0.06	[35.0- 35.3]
	10×10	38.0	38.0	38.0	38.0	0.00	0.00	[38.0- 38.0]
	20×20	42.2	42.4	41.9	42.2	0.30	0.25	[41.5- 42.8]
	40×40	45.3	45.7	45.3	45.4	0.30	0.23	[44.9- 46.0]
MLCT	10×10	1.50	1.49	1.47	1.49	0.02	0.02	[1.44- 1.53]
DLG	10×10	1.53	1.58	1.48	1.53	0.05	0.05	[1.40- 1.65]
$TPR_{20/10}$	2×2	0.604	0.610	0.615	0.610	0.006	0.010	[0.596-0.623]
	6×6	0.639	0.640	0.641	0.640	0.001	0.001	[0.638-0.642]
	10×10	0.666	0.667	0.667	0.667	0.001	0.001	[0.665-0.668]
	20×20	0.710	0.712	0.708	0.710	0.002	0.002	[0.705-0.715]
	40×40	0.743	0.746	0.744	0.744	0.002	0.002	[0.741-0.748]

Table 2. Commissioning data parameters for 18MV photon beams and among three Clinac-iX (MLCT (%), DLG (mm)).

Data	FS (cm^2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Average	Max.dev	Std.dev	95% CI
d_{max} (cm)	2x2	3.15	3.00	3.04	3.06	0.09	0.08	[2.87- 3.26]
	6x6	3.40	3.50	3.40	3.43	0.07	0.06	[3.29- 3.58]
	10x10	3.10	3.10	3.10	3.10	0.00	0.00	[3.10- 3.10]
	20x20	2.50	2.60	2.60	2.60	0.10	0.06	[2.42- 2.71]
	40x40	2.30	2.20	2.30	2.27	0.07	0.06	[2.12- 2.41]
PDD5 (%)	2x2	95.1	94.9	95.0	94.9	0.20	0.10	[94.8- 95.2]
	6x6	97.2	97.1	97.2	97.2	0.10	0.06	[97.0- 97.3]
	10x10	96.1	96.1	95.9	96.0	0.10	0.12	[95.7- 96.3]
	20x20	93.8	93.9	94.0	93.9	0.10	0.20	[93.7- 94.1]
	40x40	93.0	92.9	93.2	93.0	0.20	0.15	[92.7- 93.4]
PDD10 (%)	2x2	75.9	75.6	75.8	75.7	0.20	0.21	[75.2- 76.3]
	6x6	79.4	79.4	79.4	79.4	0.00	0.00	[79.4- 79.4]
	10x10	79.2	79.2	78.9	79.1	0.20	0.17	[78.7- 79.5]
	20x20	78.0	78.1	78.1	78.1	0.10	0.06	[77.9- 78.2]
	40x40	78.1	77.9	78.2	78.1	0.20	0.15	[77.7- 78.4]
PDD20 (%)	2x2	48.3	48.2	48.4	48.3	0.10	0.15	[47.9- 48.6]
	6x6	51.6	51.7	51.6	51.6	0.10	0.06	[51.5- 51.8]
	10x10	52.5	52.6	52.4	52.5	0.10	0.10	[52.3- 52.7]
	20x20	53.2	53.3	53.3	53.3	0.10	0.06	[53.1- 53.4]
	40x40	54.4	54.2	54.4	54.3	0.10	0.12	[54.0- 54.6]
MLCT	10x10	1.55	1.55	1.52	1.54	0.02	0.02	[1.50- 1.58]
DLG	10x10	1.64	1.68	1.58	1.63	0.05	0.05	[1.51- 1.76]
$TPR_{20/10}$	2x2	0.746	0.747	0.748	0.747	0.001	0.001	[0.745-0.749]
	6x6	0.762	0.765	0.764	0.764	0.002	0.002	[0.760-0.767]
	10x10	0.779	0.781	0.782	0.781	0.002	0.002	[0.777-0.784]
	20x20	0.805	0.804	0.805	0.805	0.001	0.001	[0.803-0.806]
	40x40	0.822	0.822	0.821	0.822	0.001	0.001	[0.820-0.823]

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

Table 3. Beam profile analysis for three Clinac-iX linear accelerators at 10 cm depth (Cross plane beam Flatness (%), Cross plane beam Symmetry (%) and Penumbra Left/Right average (mm)).

E(MV)	Data	FS (cm^2)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Average	Max.dev	Std.dev	95% CI
6	Cross plane beam Flatness	2x2	7.03	7.95	7.08	7.35	0.60	0.52	[6.07-8.64]
		10x10	2.70	2.45	2.36	2.50	0.20	0.18	[2.07-2.94]
		30x30	1.96	2.16	1.95	2.02	0.14	0.12	[1.73-2.32]
	Cross plane beam Symmetry	2x2	0.64	1.17	0.39	0.73	0.44	0.40	[-0.26-1.72]
		10x10	1.34	0.60	0.35	0.76	0.58	0.51	[-0.52-2.04]
		30x30	0.48	1.10	0.36	0.65	0.45	0.40	[-0.34-1.63]
	Penumbra Left/ Right average	2x2	3.29	3.54	3.48	3.44	0.15	0.13	[3.11-3.76]
		10x10	6.93	7.07	7.11	7.04	0.11	0.09	[6.80-7.27]
		30x30	8.96	8.98	9.16	9.03	0.13	0.11	[8.76-9.31]
18	Cross plane beam Flatness	2x2	9.53	9.48	9.35	9.45	0.10	0.09	[9.22-9.68]
		10x10	2.42	2.30	2.10	2.27	0.17	0.16	[1.87-2.67]
		30x30	1.67	1.86	1.80	1.78	0.11	0.10	[1.54-2.02]
	Cross plane beam Symmetry	2x2	0.47	0.63	0.38	0.49	0.14	0.13	[0.18-0.81]
		10x10	0.83	0.69	0.31	0.61	0.30	0.27	[-0.06-1.28]
		30x30	0.74	1.41	0.95	1.03	0.38	0.34	[0.18-1.88]
	Penumbra Left/ Right average	2x2	4.48	4.52	4.64	4.55	0.09	0.08	[4.34-4.75]
		10x10	8.21	8.20	8.22	8.21	0.01	0.01	[8.19-8.23]
		30x30	9.21	9.15	9.15	9.17	0.04	0.03	[9.08-9.26]

Table 4. Commissioning data parameters for 6, 9, 12, 16 and 20 MeV electron beams for 10x10 cm^2 applicator among three Clinac-iX.

E (MeV)	Data (mm)	Clinac-iX1	Clinac-iX2	Clinac-iX3	Average	Max.dev	Std.dev	95% CI
6	d_{max}	12.79	12.41	12.98	12.73	0.32	0.29	[12.0-13.5]
	R50	23.20	23.13	23.12	23.15	0.05	0.04	[23.0-23.3]
	R90	17.29	17.24	17.24	17.26	0.03	0.03	[17.2-17.3]
	Rp	29.29	29.14	29.20	29.21	0.08	0.08	[29.0-29.4]
9	d_{max}	20.50	20.01	20.01	20.17	0.33	0.28	[19.5-20.9]
	R50	35.66	35.54	35.48	35.56	0.10	0.09	[35.3-35.8]
	R90	27.46	27.37	27.30	27.38	0.08	0.08	[27.2-27.6]
	Rp	43.81	43.62	43.59	43.67	0.14	0.12	[43.4-44.0]
12	d_{max}	28.01	28.50	28.0	28.17	0.33	0.29	[27.5-28.9]
	R50	49.79	49.60	49.56	49.65	0.14	0.12	[49.3-50.3]
	R90	38.76	38.65	38.55	38.65	0.11	0.11	[38.4-38.9]
	Rp	60.20	59.97	59.96	60.04	0.16	0.14	[59.7-60.4]
16	d_{max}	30.40	30.40	31.19	30.66	0.53	0.46	[29.5-31.8]
	R50	66.09	66.09	66.14	66.11	0.03	0.03	[66.0-66.2]
	R90	50.62	50.66	50.70	50.66	0.04	0.04	[50.6-50.8]
	Rp	79.56	79.64	80.26	79.82	0.44	0.38	[78.8-80.8]
20	d_{max}	19.98	19.98	20.00	19.99	0.01	0.01	[20.0-20.0]
	R50	83.27	82.95	83.05	83.09	0.18	0.16	[82.7- 83.5]
	R90	58.94	58.79	58.82	58.85	0.09	0.08	[58.7- 59.1]
	Rp	101.35	100.88	101.12	101.12	0.24	0.24	[100.5-101.7]

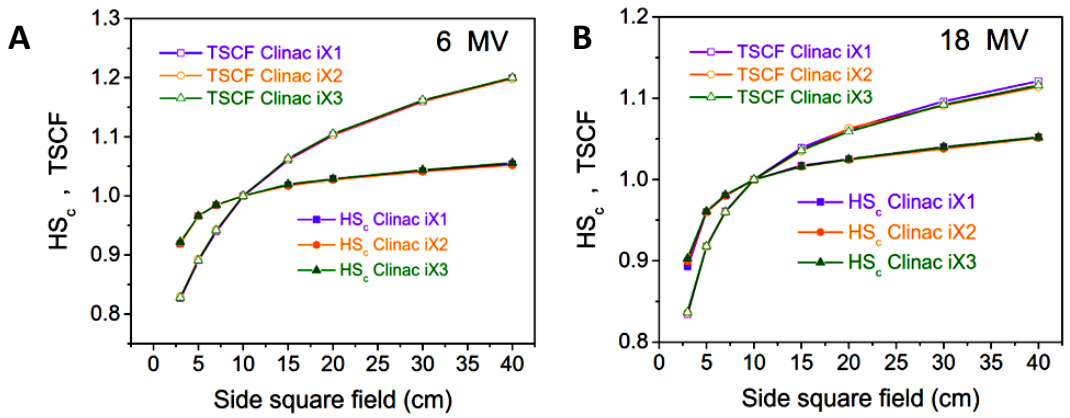


Figure 1. Measured Head Scatter Factor (HSc) in mini Phantom and Total Scatter factor (TSCF) in water versus Field size for three Varian Clinac-iX ((A) for 6 MV photon beam (B) for 18 MV photon beam).

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

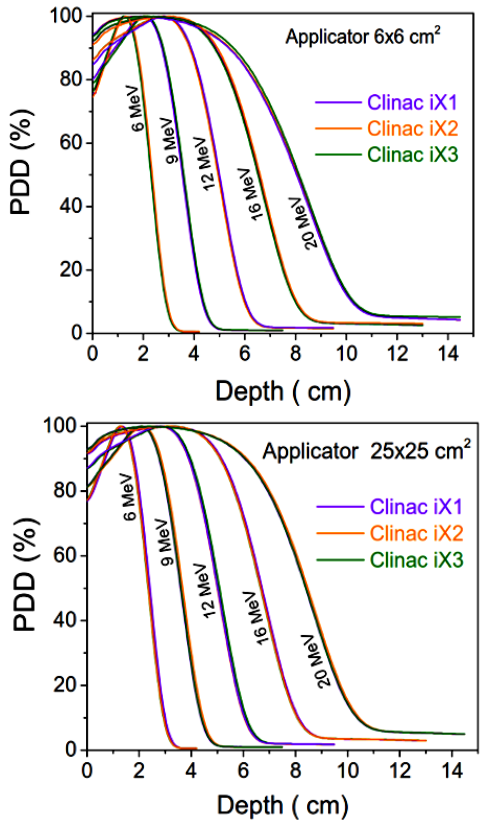


Figure 2. Measured PDD curves for the three Clinacs iX for all electron energies (**(A)** applicator size of 6x6 cm² **(B)** applicator size of 25x25 cm²).

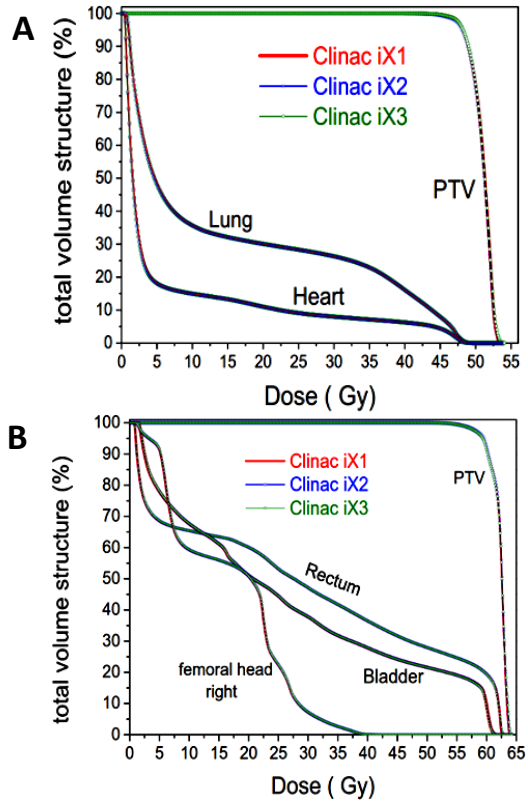


Figure 3. HDV of planning target volume and organs at risk for the three Clinacs iX (**(A)** left breast cancer case **(B)** prostate cancer case).

DISCUSSIONS

Our comparisons to similar studies showed in general very good agreement for most dosimetric quantities considered in our beam matching analysis; concerning the PDD where we have found differences not exceeding 0.3% for standard fields for both 6 and 18 MV are shown in tables 1 and 2, Kang *et al.* (2019) [6], Attalla *et al.* (2014) [5], Beyer (2013) [32], Bhangle *et al.* (2011) [4] and Sjöström *et al.* (2009) [3] PDD measurements were all matched within 1%. In contrast to Beyer (2013) [32] measurements of d_{max} maximum deviation of 2 mm, Krishnappan *et al.* (2018) [7] found a value of 1.2 mm; in our case, for d_{max}, the three machines are matched within 1 mm. Fenoglietto *et al.* (2016) [33] included small fields in their matching procedure to use for IMRT; they applied a threshold of 0.5 % in their PDD to match their linacs; As shown on tables 1, 2; for small field of 2×2 cm² we found a maximum deviation of 0.4% for both energies without imposing a threshold. The DLG and MLCT transmission are important parameters for IMRT; For 6 MV and 18 MV, our maximum deviation values of 0.05 mm and 0.02%, tables 1 and 2 and in our measurements among the three Clinac-iX are much better than those reported in Kang *et al.* (2019) [6] in their matching procedure for two VitalBeam linacs for 6 MV and 10 MV. Concerning the $TPR_{20/10}$, as reported on table (1 and 2) our measurements are better than those reported by Attalla *et al.* (2014) [5]. We found a standard deviation of 0.001 for field sizes of 10x10 cm² and 40x40 cm² in very good agreement with Beyer (2013) [32] measurements for 6 MV in their matching analysis for three true beam linacs; meanwhile for 18 MV, our results are much better for 10x10 cm². Sjöström *et al.* (2009) [3] found a $TPR_{20/10}$ maximum deviation of 0.004 and 0.003 for 6MV and 15 MV compared to our values of 0.001 and 0.002 for 6 MV and 18 MV, respectively. Variation of our measured TSCF for 6 MV and 18 MV did not differ more than 0.36% from the three Clinac-iX for all field sizes at 10 cm depth shown in figure 1 (A, B).

However, Kang *et al.* (2019) [6] measurements were within 1% for two VitalBeam linacs with 6 MV and 10 MV for all field sizes up to 30x30 cm²; Fenoglietto *et al.* (2016) [33] reported a value of 0.5% within two twin machines for 6, 8, 18 and 25 MV which is similar to Attalla *et al.* (2014) [5] measurements on two ONCOR machines for all field sizes for 6 and 10 MV. For the particular field size of 35×35 cm², Krishnappan *et al.* (2018) [7] found a 0.01 standard deviation from six non beam matched Varian linacs (6 MV); for our case we found a better much value of 0.001 standard deviation. For 6 MV, our TSCF and HS_c corresponding to 0.2% differences among the three Clinac-iX are better than Bhangle *et al.* (2011) [4] measurements of ±1% differences between two Siemens ONCOR machines for 4×4 cm² to 40×40 cm². In the detailed study of Kang *et al.*

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

(2019) [6], maximum differences in flatness and symmetry from five field sizes between two 6 MV VitalBeam linacs were 0.4% and -0.33%; In contrast, for field size of 10×10 cm^2 and 30×30 cm^2, we found maximum deviations of 0.2% and 0.58% respectively (table 3). For the penumbra width, our measurements are in agreement with those of Beyer (2013) [32]. In particular, the diagonal profile shown here in figure 2 (A, B) for 6 and 18 MV agree quit well with measurements of figure 7 of Beyer (2013) [32] on their Clinac 2100 and Trilogy machines. Concerning the PDD measurements in electron mode, the maximum deviation of d_{max}, R_{50}, R_{90}, R_p of the average is found to be 0.49 mm, 0.48 mm, 0.51 mm and 0.54 mm, respectively. Our findings are better than those of Hrbacek *et al.* (2007) [1]; they used two matched Varian clinacs 2100C/D for all energies and applicator and found a maximum deviation of ±1.5 mm of the average for d_{max} and ±1mm for R_{50}, R_{90}, R_{80}. A slightly higher value of 0.7 mm maximum deviation of average has been reports by Sjöström *et al.* (2009) [3] for two parameters R_{50}, R_{85} using eight Varian iX machines for all energies and applicators. Similar maximum deviation value of 0.7 mm has been found by Attalla *et al*. (2014) [5] for R_p, R_{50}, R_{80}, R_{85}, R_{90} using two Siemens ONCOR. Clearly, our maximum deviation is very encouraging reflecting the fine beam matching among the three Clinac-iX for electron and photon modes used in our center.

Regarding the clinical application of our matching procedure where the resulting DVHs are close to a single line, similar finding has been shown in figure 2 by Kang *et al*. (2019) [6] for prostate cancer using two VitalBeam linacs. Note that the same dosimetric matching procedure in photon mode we use was adopted by Kang *et al*. (2019) [6]; In the same manner in a recent consistent clinical study, Krishnappan *et al*. (2018) [7] used six non-beam matched Varian linacs to confirm that overall results from DVHs remain within the limit of clinical acceptability; in fact, using 3DCRT, IMRT and Rapidarc their resulting DVHs shown in figure 2 for head-neck cancer and figure 4 for the pelvic plan are close to a single line.

CONCLUSIONS

Based on the extensive analysis and discussions of the measured data presented in this study, as well as consistency with other studies on beam matching, we concluded that the three Varian Clinac-iX are dosimetrically matched. As a direct clinical impact, in case of sudden interruption or during periodic preventive maintenance of the Clinacs-iX, immediate interchange of patients between linear accelerators is possible without need to re-plan.

ACKNOWLEDGEMENTS

Thanks to laboratory of optoelectronics and devices of University Ferhat Abbas Sétif 1 (Algeria) and Radiation therapy center in Setif (Algeria) for making available to us the use of the equipment required in our study.

Ethical considerations: None.

Funding: This study has been partially supported by the Ministry of Higher Education and Scientific Research (Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique: project CNEPRU B00L02UN190120190007) and the laboratory of optoelectronics and devices of University Ferhat Abbas Sétif 1 (Algeria).

Conflicts of interests: Declared none.

Author Contribution: (S.K) and (Z.C) contributed equally in this work.

REFERENCES

1. Hrbacek J, Depuydt T, Nulens A, Swinnen A, Van den Heuvel F (2007) Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional gamma analysis. *Medical Physics,* ***34****(7): 2917-2927*.
2. Sarkar B, Manikandan A, Nandy M, *et al.* (2013) A mathematical approach to beam matching. *British J Radiology,* ***86*** *(1031): 20130238*.
3. Sjöström D, Bjelkengren U, Ottosson W, Behrens C F (2009) A beam-matching concept for medical linear accelerators. *Acta Oncologica (Stockholm, Sweden),* ***48****(2): 192–200*.
4. Bhangle J R, Narayanan V K, Kumer N K, Vaitheeswaran R (2011) Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar accelerators. *J Medical Physics,* ***36****: 176-180*.
5. Attalla EM, Abou-Elenein HS, Ammar H, Eldoseky I (2014) Dosimetric evaluation of a beam matching procedure. *Chinese-German J Clinical Oncology,* ***13****(2): 89-93*.
6. Seonghee K, Chung JB, Eom KY, Song C, Kim IA, Kim JS (2019) Possibility of interchanging patients for beam matched linear accelerators from the same vendor. *Journal of the Korean Physical Society,* ***75****(8): 628-635*.
7. Krishnappan C, Radha CA, Balaji K, *et al.* (2018) Evaluation of beam matching accuracy among six linacs from the same vendor. *Radiological Physics and Technology,* ***11****(4): 423-433*.
8. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, *et al.* (2007) Report of the AAPM TG No.105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Medical Physics,* ***34****: 4818-53*.
9. Cao X, Liu M, Zhai F, Li N, Bao C, Liu Y, Chen G (2021) The effects of set-up errors on dose distribution in radiotherapy treatment for lung cancer. *Int J Radiat Res,* ***19****(3): 515-520*.
10. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, *et al.* (2004) Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beams. *ESTRO, Booklet 7*.
11. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B (2001) Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiotherapy and Oncology,* ***60****: 191-201*.
12. Ahnesjô A and Aspradakis M (1999) Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Physics in Medecine and Biology* ***44****: 99- 155*.
13. Wambersie A (2001) What accuracy is required and can be achieved in radiation therapy (Review of Radiobiological and Clinical Data). *Radiochimica Acta,* ***89****: 255-64*.
14. Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A (1987) What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiotherapy and Oncology,* ***8****: 237-52*.
15. ICRU Report 24 (1976) Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X- or gamma rays in radiotherapy procedures. International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington, D.C, USA;
16. Goitein M (1983) Nonstandard deviations. *Medical Physics,* ***10****: 709-11*.

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

17. Goitein M (1985) Calculation of the uncertainty in the dose delivered during radiation therapy. *Medical Physics, **12**: 608-12*.
18. Watts RJ (1999) Comparative measurements on a series of accelerators by the same vendor. *Medical Physics, **26**: 2581–5*.
19. Eclipse Algorithm Reference guide version 11.0.31 (2009) iso 13485(P/N B502612R03A) Varian Medical System UKLtd.
20. Das I J, Cheng C-W, Watts R J et al (2008) Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics, **35**(9): 4186*.
21. Alagar AG, Mani GK, Karunakaran K (2016) Percentage depth dose calculation accuracy of model-based algorithms in high energy photon small fields through heterogeneous media and comparison with plastic scintillator dosimetry. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, **17**: 132 42.*
22. Das IJ, Francescon P, Moran JM, *et al.* (2021) Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non equilibrium conditions. AAPM Task Group Report 155.
23. Laub WU and Wong T (2003) The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics, **30**: 341–347.*
24. Le Roy M, de Carlan L, Delaunay F, *et al. (2011) Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams. Physics in Medicine and Biology, **56**: 5637–5650.*
25. Musolino SV (2001) Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water (TRS 398). *Health Physics, **81**(5): 592-593*.
26. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, *et al.* (1994) AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators: AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Medical Physics, **21**: 1093-1121*.
27. Alipour H, Hadad K, Faghihi R (2019) Investigation of physical penumbra definition in treatment planning. *Int J Radiat Res, **17** (3): 493-497*.
28. Hassn S, Deiab NA, Aly AH (2020) Dosimetric study of photon beam characteristics with 2d array and water phantom measurement *Int J Radiat Res, **18**(1): 167- 172*.
29. Szpla S, Cao F, Kohli K (2014) On Using the Dosimetric Leaf Gap to Model the Rouned Leaf Ends in VMAT/Rapidarc Arc Plans. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, **15**: 4484*.
30. Gloria P (2013) Commissioning measurements for photon beam data on three true beam accelerators and comparison with trilogy and clinac2100 linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, **14**: 4077*.
31. Followill DS and Davis IGS (2004) Comparison of electron beam characteristics from multiple accelerators. *Int J Radiat Oncol Biol Physics, **59**(3): 905*.
32. Fenoglietto P, Khodri M, Nguyen D, Josserand-Pietri F, Aillères N (2016) Twin machines validation for VMAT treatments using electronic portal imaging device: a multicenter study. *Radiation Oncology, 11: 2*.
33. Beyer GP (2013) Commissioning measurements for photon beam data on three true beam linear accelerators, and comparison with trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, **14**(1): 4077*.

[Downloaded from ijrr.com on 2022-08-14]

[DOI: 10.52547/ijrr.20.3.25]

Résumé

خلال ممارسة العلاج الإشعاعي ، ولأسباب عملية مختلفة ، من المهم معرفة ما إذا كانت المسرعات الخطية (linacs) متطابقة مع قياس الجرعات. الهدف من هذه الدراسة هو التحقيق في التشابه في بيانات قياس جرعات الفوتون والإلكترون من ثلاث مسرعات Varian Clinac iX ؛ كل هذه الوحدات لديها طاقات متطابقة ومعدلات شعاع مجهزة بألفية 120 MLC ذات 6 ، 18 MV فوتونات وخمسة حزم إلكترونية 6 و 9 و 12 و 16 و 20 ميغا إلكترون فولت. تقتصر شروط قبول البائع لمطابقة الحزمة على القياس والتقييم في نقاط محددة على منحنى التأين. يقيّم العمل الحالي مدى مطابقة الحزمة بين ثلاث فاريان iX. وهو يعتمد على مقارنات تفصيلية للمعلمات المقاسة والمحددة مثل جرعات العمق المئوية (PDDs) ، وملامح الحزمة المستوية ، والتسطيح ، والتماثل ، وفجوة الورقة الشبيهة بالجرعات ، وعامل نقل MLC البيني ، ومؤشر الجودة ، وعامل الإخراج النسبي ، بالإضافة إلى من العمق R50 ، والمدى العلاجي R90 ومدى الجسيمات Rp من حزم الإلكترون. تُظهر الحزم المتطابقة ، لكل من الفوتونات والإلكترونات ، مستوى توافق جيد جدًا. في الختام ، بالنسبة للتطبيقات السريرية ، يمكن تحويل علاج المريض من خط إلى آخر دون التقليل من جودة العلاج في حالة الصيانة الوقائية الدورية أو انقطاع عمل ليناك ؛ يمكن الحفاظ على العلاج دون إعادة.

In radiotherapy practice, for various practical reasons it is important to know whether linear accelerators (linacs) are dosimetrically matched. The goal of this study is an investigation of the similarity in the photon and electron dosimetry data from three Varian Clinac iX accelerators; all these units had identical energies and beam modifiers equipped with millennium 120 MLC having 6, 18 MV photon beams and five electron beams energies 6, 9, 12, 16 and 20 MeV. Vendor's acceptance conditions for beam matching are restricted to measurement and evaluation in specific points on the ionization curve. The present work assesses the extent of beam matching between three Varian iX. It is based on detailed comparisons of measured and determined parameters such as percent depth doses (PDDs), cross-plane beam profiles, flatness, symmetry, penumbra and dosimetric leaf gap, MLC interleaf transmission factor, Quality index, Relative output factor, in addition of depth R50, therapeutic range R90 and particle range Rp of electron beams. Matched beams, for both photons and electrons, show very good level of agreement. As a conclusion, for clinical applications, the patient's treatment can be shifted from one linac to another without reducing the treatment quality in the case of periodic preventive maintenance or interruption of the functioning of the linacs; the treatment can be preserved without replan.

Durant le traitement par radiothérapie, pour diverses raisons pratiques, il est important de savoir si les accélérateurs linéaires (linacs) sont dosimétriquement équivalentes. Le but de cette étude est une enquête sur la similitude des données de dosimétrie des photons et des électrons de trois accélérateurs Varian Clinac iX ; toutes ces unités avaient des énergies identiques et des modificateurs de faisceaux équipés de millenium 120 MLC ayant des faisceaux de photons de 6, 18 MV et cinq faisceaux d'électrons d'énergies de 6, 9, 12, 16 et 20 MeV. Les conditions d'acceptation du fournisseur pour l'adaptation des faisceaux sont limitées à la mesure et à l'évaluation en des points spécifiques sur la courbe d'ionisation. Le présent travail évalue l'étendue de l'appariement des faisceaux entre trois Varian iX. Il est basé sur des comparaisons détaillées de paramètres mesurés et déterminés tels que les doses de profondeur en pourcentage (PDD), les profils de faisceau dans le plan transversal, la planéité, la symétrie, la pénombre et l'écart dosimétrique des feuilles, le facteur de transmission interlames MLC, l'indice de qualité, le facteur de sortie relatif, en plus de profondeur R50, domaine thérapeutique R90 et domaine particulaire Rp des faisceaux d'électrons. Les faisceaux appariés, tant pour les photons que pour les électrons, montrent un très bon niveau d'accord. En conclusion, pour les applications cliniques, le traitement du patient peut être déplacé d'un Linac à un autre sans réduire la qualité du traitement en cas de maintenance préventive périodique ou d'interruption du fonctionnement des linacs ; le traitement peut être conservé sans une nouvelle dosimétrie.