

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET
POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ KASDI MERBAH OUARGLA



Faculté de Mathématiques et de science des matériaux

Département de physique

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de master

Spécialité : physique médicale

Par : **HITA AICHA**

DIDA AMINA

Sur le thème

**Étude des contraintes dosimétriques en radiothérapie conformationnelle 3D du sein :
intérêt de la transition vers les techniques avancées IMRT, VMAT et hybrides**

Soutenu publiquement le : 02/06/2026

Membres du jury :

Bentouila Omar	Pr	UKMO	Président
Ayat Zahia	Pr	UKMO	Examinatrice
Tedjini Mohammed Hocine	Dr	UKMO	Encadreur
M ^{me} Ghoula S.	Physicienne médicale	HSP	Co- Encadreur

2025-2026



Dédicace

Je remercie Dieu de m'avoir permis d'obtenir et de mener à bien cette thèse.

*Je dédie ma remise de diplôme à : mon père « **MOHAMED** » et ma mère « **Fatima** », qui m'ont soutenu et fortifié tout au long de mes études .*

*mes frères et sœurs » **Ouissam, Houssam, Dia et Naba** » , qui m'ont encouragé .*

mes professeurs des universités de Laghouat et d'Ouargla, qui ont toujours été une source de réussite pour moi .

*Mon amie proche « **Ikram** » et mon amie d'enfance « **Manar** » , Et à mon collègue qui m'a soutenu dans ce projet « **Amina** » , merci. Et mon amie « **Nada** » ainsi que tous mes autres amis qui ont partagé ce chemin avec moi et dont la présence a été un réconfort précieux « **Zahra , Zineb, Sarah, Aicha, Aicha, Imane...** »*

ma famille élargie, qui se réjouit toujours pour moi .

enfin, à moi-même, qui ai cru en moi et persévéré pour achever ces années, avec leurs joies et leurs peines, qui marqueront, si Dieu le veut, le début d'une nouvelle ère.

AICHA HITA



Dédicace

Je rends grâce à Dieu qui nous a permis de célébrer cette étape de notre parcours académique à travers ce mémoire, résultat de nos efforts et de notre succès, par Sa grâce.

Je le dédie à mes chers parents, que Dieu les protège, à ma famille qui m'a soutenu, à tous mes frères et sœurs, ainsi qu'à ma compagne qui a partagé ce chemin à mes côtés, que Dieu la protège et la guide.

Je remercie également toutes les personnes qui ont eu un impact sur ma vie.

AMINA DIDA

REMERCIEMENT

Tout d'abord, nous rendons grâce à Dieu de nous avoir permis de mener à bien ce projet.

Nous remercions également nos parents qui nous ont accompagnés et ont été notre soutien tout au long de ce parcours, ainsi que tous nos professeurs qui nous ont accompagnés dans cette aventure couronnée de succès.

Nous adressons un remerciement particulier à celui qui nous a accompagnés tout au long de ce travail, le professeur **Dr.Tedjini Mohammed Hocine** , pour ses recommandations, ses instructions et ses conseils utiles qui ont permis de mener à bien ce projet. Nous remercions également l'hôpital '**Mohamed Boudiaf**' de Ouargla, et plus particulièrement le service de radiothérapie et son équipe, pour avoir complété notre formation professionnelle sur ce sujet.

Nous adressons un remerciement tout particulier à Madame '**Ghoula Soumia** physicienne médicale principale qui nous a suivis et aidés tout au long de ce parcours au sein du service, pour son dévouement sans faille dans son travail et pour nous avoir fourni les informations essentielles à notre sujet et à ce service.

Nous adressons nos sincères remerciements à **Pr. Bentouila Omar**, président du comité de discussion, pour sa bienveillance à la tête de ce comité. Nous exprimons également notre profonde gratitude à l'estimée professeure **Pr.Ayat Zahia**, non seulement pour avoir accepté de discuter et d'évaluer ce travail, mais aussi pour son soutien constant, tant sur le plan académique que moral, qui a été une source de motivation et un pilier fondamental tout au long de notre parcours universitaire.

. Enfin, nous tenons à nous féliciter d'avoir pris l'initiative et veillé à présenter les informations les plus pertinentes sur ce sujet, en y consacrant tous nos efforts afin d'en tirer profit et d'en faire profiter les autres, pour que ce travail marque la fin de notre parcours scolaire et le début de notre formation et de notre parcours professionnel.

Liste des abréviations

HER2	Human Epiderme growth factorReceptor 2.
RE	Récepteur des œstrogènes.
RP	Récepteur de la Progestérone.
TNM	Tumeur des nœuds métastases.
IRM	Imagerie Résonance Magnétique.
RCP	Réunion de concertation pluridisciplinaire.
2D	Bidimensionnelle.
3D-CRT	Tridimensionnelle.
IMRT	Radiothérapie par modulation d'Intensité.
IGRT	Radiothérapie guidée par l'image.
ADN	Acide Désoxyribonucléique.
PET	Tomographie par Émission de positrons.
TPS	Système de planification de traitement.
PTV	Volume cible de planification.
OAR	Oganes à risque.
ICRU	Commission internationale des unités de mesure des rayonnements.
RTOJ	Radiation Therapy Oncology Group.
CTV	volume Cible Clinique.
LINAC	Accélérateur linéaire.
RF	Source de fréquence radio.
MLC	Collimateur Multi-Lames.
GTV	Volume Tumoral Brut.
TDM	Tomodensitométrie.
ITV	Volume Cible Interne.
Mid V	Ventilation moyenne.
DVH	Histogramme Volume -Dose.
D max	Dose maximale.
D min	Dose minimale.
CMI	Chaîne Mammaire Interne.
SC	Ganglion sus-claviculaire.
D_{Moy}	Dose Moyenne.
Dt	Droite.
Gh	Gauche.

Liste de figure

Figure 1:Anatomie de cancer du sein.....	4
Figure 2:Stades du cancer TNM[Qu'est-ce que le TNM ou la stadification des tumeurs	7
Figure 3:L'appareil de mammographie.....	9
Figure 4:Chirurgie mammaire conservatrice, mastectomie totale et radicale modifiée..	11
Figure 5:Scanner de simulation	16
Figure 6:Le contourage et isocentrique	17
Figure 7:Accélérateurlinéaire''VARIAN''	18
Figure 8:les composants d'une tête d'accélérateur linéaire.....	21
Figure 9:les composants d'une tête d'accélérateur linéaire.....	22
Figure 10:Schéma des composantes de la tête	23
Figure 11:Synoptique d'un accélérateur linéaire.....	24
Figure 12: volume cible	27
Figure 13: schéma de deux techniques de radiothérapie IMRT,3D-CRT	30
Figure 14:L'histogramme volume -Dose	34
Figure 15 : résultats de la patiente 1	31
Figure 16: Histogramme dose volume de plans2	33
Figure 17: résultats de la patiente 2	34
Figure 18: résultats de la patiente 3	35
Figure 19: résultats de la patiente 4.....	36
Figure 20:résultats de la patiente 5	37
Figure 21: résultats de la patiente 6.....	38
Figure 22: Histogramme dose volume de plans 2	38
Figure 23 : résultats de la patiente 7	40
Figure 24: Histogramme dose volume de plans 2	40
Figure 25 : résultats de la patiente 8	42
Figure 26:Histogramme dose volume de plans 2	42

Liste de tableau :

Tableau 1:classification TNM du cancer du sein[6]	6
Tableau 2:contraintes de dose et critères d'acceptation pour les volumes cibles (PTV)	29
Tableau 3:Limites de tolérance et contraintes de dose pour les organes à risque (OAR)	30
Tableau 4 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 1	31
Tableau 5 :Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 1	32
Tableau 6 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 2	33
Tableau 7 :Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 3	34
Tableau 8 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 4	35
Tableau 9 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 5	36
Tableau 10:Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 6	37
Tableau 11 : Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 6	38
Tableau 12 :Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 7	39
Tableau 13 :Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 7	40
Tableau 14 :Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 8	41
Tableau 15 : Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 8	42
Tableau 16 : Avantages et désavantages de (3D-CRT).....	43

Table de matière :

LISTEDESABREVIATIONS	5
LISTE DE FIGURES	6
LISTE DE TABLEAU :	7
TABLE DE MATIERE :	8
INTRODUCTION GENERALE	11
LA RADIOTHERAPIE DU CANCER DU SEIN	3
1. INTRODUCTION:.....	4
2.GENERALITE SUR L'ANATOMIE DU SEIN:.....	4
2.1.LE SYSTEME LYMPHATIQUE DU SEIN :	4
2.2. PATHOLOGIE DU CANCER DU SEIN:	5
2.3.STRATEGIES THERAPEUTIQUES :	7
2.4.LES SYMPTOMES DU CANCER DU SEIN :	8
3. DEPISTAGE ET DIAGNOSTIC :	8
3.1.MAMMOGRAPHIE :	8
4.LE TRAITEMENT DU CANCER DU SEIN :	9
4.1.PRINCIPES FONDAMENTAUX DU TRAITEMENT DU CANCER DU SEIN :	9
4.2. LA CHIRURGIE:	10
4.3.LA RADIOTHERAPIE :	11
4.4.CHIMIOOTHERAPIE :	11
5. CONCLUSION:	12
LES TECHNIQUES DE TRAITEMENT DANS LE CANCER DU SEIN	13
1.INTRODUCTION :	14
2.LA RADIOTHERAPIE :	14
3.LES CHAIN DES TRAITEMENTS :	15

3.1.LA SIMULATION ET CENTRAGE :	15
3.2.LE CONTOURAGE:	16
3.3.LA DOSIMETRIE :	17
3.4.LA SEANCE DE TRAITEMENT :	17
4.TYPE DE LA RADIOTHERAPIE :	18
4.1.LA RADIOTHERAPIE INTERNE :	18
<i>La radiothérapie métabolique</i>	18
4.2.LA RADIOTHERAPIE EXTERNE :	19
<i>La radiothérapie stéréotaxique</i> :	19
<i>Protonthérapie</i>	19
5.PRINCIPE DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE :	20
5.1.LA RADIOTHERAPIE EXTERNE PAR ACCELERATEUR LINEAIRE :	20
5.2.ACCELERATEUR LINEAIRE :	21
5.3.LES COMPOSANT D'UN ACCELERATEUR LINEAIRE :	21
5.3.1.Support de transmission	21
5.3.2.La tête de l'accélérateur :	22
5.3.3.La cible :	23
5.3.4.Le collimateur primaire :	23
5.3.5.Cône égalisateur :	24
5.3.6.Collimateur multi-lames :	24
5.3.7.Chambres d'ionisation :	25
6.LES VOLUMES CIBLES :	25
LE VOLUME TUMORAL BRUT GTV	25
LE VOLUME CIBLE CLINIQUE CTV	25
LE VOLUME CIBLE DE PLANIFICATION PTV :	25
LE VOLUME CIBLE INTERNE ITV	26
LES ORGANES A RISQUE OAR	26
7.LES DIFFERENTES TECHNIQUES DE RADIOTHERAPIE EXTERNE	27
7.1.LA RADIOTHERAPIE CONVENTIONNELLE 2D :	27

7.2.LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE 3D :	28
7.3.LA RADIOTHERAPIE PAR MODULATION D'INTENSITE DES FAISCEAUX IMRT :	28
7.4.ARCTHERAPIE VOLUMETRIQUE PAR MODULATION D'INTENSITE VMAT :	30
IGRT « IRRADIATION GUIDEE PAR L'IMAGE »	30
8.SYSTEME DE PLANIFICATION :	30
8.1.FONCTIONNEMENT DE TPS (ALGORITHMES DE CALCUL) :	31
8.2.SYSTEME DE PLANIFICATION DE 3D-CRT (DIRECT) :	31
8.3.LE TPS ECLIPSE :	32
9.DOSIMETRIE IN VIVO :	32
10.HISTOGRAMME VOLUME -DOSE « HDV » :	33
INTERPRETATION DES RESULTATS	35
1.OBJECTIF DE L'ETUDE:	29
2.CONTRAINTES DE DOSE:	29
LES VOLUMES CIBLÉES :	29
LES ORGANS À RISQUES :	29
3.RESULTATS DOSIMETRIQUES POUR LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE TRIDIMENSIONNELLE (3D-CRT) :	30
4.AVANTAGES ET DESAVANTAGE DE (3D-CRT) :	43
5.CONCLUSION ET RESULTATS :	43
CONCLUSION GENERALE :	46
BIBLIOGRAPHIE	48

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Introduction général:

Le cancer du sein représente aujourd'hui un problème majeur de santé publique, étant le cancer le plus fréquent chez les femmes. Le nombre de cas augmente également de manière significative chez des patientes relativement jeunes, ce qui complexifie son traitement. Face à cette maladie, les stratégies thérapeutiques ont connu un développement considérable, reposant sur une approche multidisciplinaire, la radiothérapie externe jouant un rôle essentiel.

En pratique clinique, la radiothérapie est souvent recommandée après une chirurgie conservatrice du sein ou une mastectomie. Ce traitement vise principalement à réduire le risque de récurrence dans la zone affectée et à améliorer les chances de survie de la patiente. Cependant, l'un des principaux défis consiste à administrer une dose suffisante et uniforme à la zone cible (sein ou paroi thoracique) tout en minimisant l'exposition des organes environnants à risque, notamment le cœur et les poumons. Cette contrainte est particulièrement importante dans le cas du sein gauche, où le cœur est plus radiosensible.

La radiothérapie tridimensionnelle (3D-CRT) a longtemps été considérée comme la référence. Bien qu'efficace, elle présente certaines limites, notamment en cas de structure anatomique complexe, ce qui peut entraîner une distribution inégale de la dose ou une exposition des tissus sains à des doses importantes de rayonnements, et ainsi nuire à la qualité du traitement. Des techniques plus avancées ont été développées, telles que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) et l'archthérapie volumétrique par modulation d'intensité (VMAT). Ces méthodes permettent un meilleur ajustement de la dose et une protection accrue des organes vitaux. Dans ce contexte, ce travail vise à réaliser une étude de mesure de dose afin d'évaluer les performances de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle du sein, ainsi qu'une analyse des résultats de la planification de la radiothérapie tridimensionnelle pour le cancer du sein. Cette étude vise à vérifier la compatibilité de cette technique avec les exigences de mesure de dose, tout en assurant une couverture optimale du volume cible. Elle a été menée à partir de données cliniques réelles provenant du service de radiothérapie de l'hôpital Martyr Mohamed Boudiaf de Ouargla, permettant ainsi une approche pratique et une évaluation de la technique dans des conditions de traitement réalistes.

Notre étude se compose de trois chapitres : le chapitre 1 présente des informations générales sur le cancer du sein et les principes de base de la radiothérapie. Le chapitre 2 décrit le matériel utilisé et la méthodologie employée, notamment les critères d'évaluation de la dose, tels que les courbes dose-volume, et les techniques de radiothérapie. Le chapitre trois présente et analyse les résultats obtenus, puis propose, dans certains cas, une seconde approche de planification pour la technique étudiée.

Ce travail se conclut par une synthèse des principaux résultats, notamment les avantages et les inconvénients de l'imagerie (3D-CRT) pour le cancer du sein, et suggère des pistes d'amélioration de la planification du traitement.

CHAPITRE I :

LA RADIOTHÉRAPIE DU CANCER DU

SEIN

1. Introduction :

Le cancer du sein représente un problème de santé publique en Algérie et dans le monde. Il est considéré comme le premier cancer féminin en Algérie et la première cause de mortalité par le cancer du sein. Différents types de traitements sont utilisés pour traiter le cancer du sein, notamment la radiothérapie. Sa prise en charge dépend du stade de la maladie, donc, dans ce chapitre, nous discuterons du traitement du cancer du sein sous plusieurs angles, dont les plus importants sont l'anatomie du sein, comment le diagnostiquer et quels sont les traitements utilisés.

2.Généralité sur l'anatomie du sein:

Le sein est situé au niveau de la cage thoracique, sur le muscle grand pectoral qui s'étend de la clavicule au sternum, et est lié au creux axillaire. Le sein est composé d'une glande mammaire de fibres de soutien et de graisse. La quantité de chacune de ces composantes peut varier d'une femme à l'autre.

La glande mammaire se compose de 15 à 20 lobes distincts, chacun étant constitué de lobules. Ces lobules sont connectés à des canaux qui acheminent le lait vers le mamelon, situé au centre du sein. On y trouve également des chaînes de ganglions lymphatiques, dont la fonction est de filtrer les microbes et de défendre l'organisme contre les infections et les maladies.[1][2]

2.1.Le système lymphatique du sein :

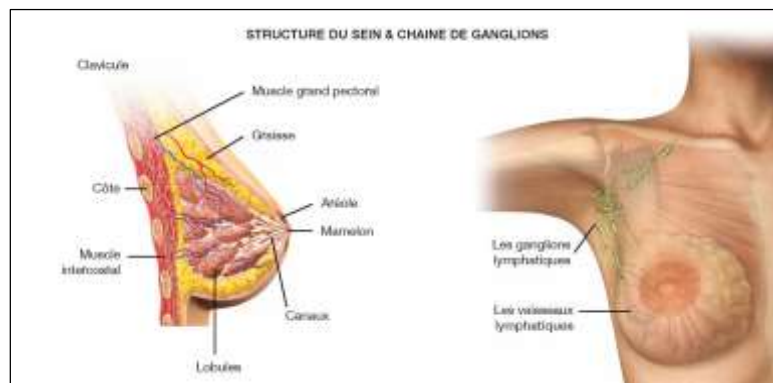


FIGURE 1:ANATOMIE DE CANCER DU SEIN.....[3]

2.2. Pathologie du cancer du sein :

La pathologie du cancer du sein est définie par trois classifications complémentaires qui orientent les décisions thérapeutiques .

- **a-types histologiques (aspect des tissus) :**

C'est l'examen au microscope qui identifie l'origine des cellules cancéreuses

- **Carcinome canalaire infiltrant (ou type non spécifique) :** Le plus fréquent (environ 75 %), il naît dans les canaux galactophoriques.
- **Carcinome lobulaire infiltrant :** Représente 10 à 15 % des cas, se développant dans les lobules producteurs de lait.
- **Carcinomes "in situ" :** Formes non invasives où les cellules restent confinées à leur lieu d'origine (canaux ou lobules), classées comme stade 0.
- **Types rares :** Comprennent les carcinomes mucineux, tubulaires, médullaires ou papillaires.

[3]

- **b- Classification moléculaire:**

Cette classification s'appuie sur deux marqueurs fondamentaux qui déterminent la sensibilité aux traitements : la présence de récepteurs hormonaux (œstrogène et progestérone) et l'expression de la protéine HER2[4]

- **c- Classification (TNM) :**

Le système de stadification TNM original aux caractéristiques biologiques tumorales , comme le grade histologique, le statut des récepteurs hormonaux (récepteur des œstrogènes[RE] et récepteur de la progestérone [RP])[5...]

De HER2 et les signatures moléculaires pronostiques pour affiner la prise en charge thérapeutique

Stade	Description
T1	$\emptyset \leq 2cm$ T1mic (Micro-invasion): $\leq 0,1cm$ T1a : $0,1cm < \emptyset \leq 0,5cm$ T1b : $0,5cm < \emptyset \leq 1cm$ T1c : $1cm < \emptyset \leq 2cm$
T2	$2cm < \emptyset \leq 5cm$
T3	$\emptyset > 5cm$
T4	Extension directe à La paroi thoracique et/ou à La peau T4a: Proi thoracique (Côtes, Muscles intercostaux et grand dentelé) T4b: œdème (y compris peau d'orange), ulcération cutanée, nodules de perméation cutanés T4c: T4a+T4b T4d Carcionome inflammatoire (Induration cutanée, diffuse, daspect charnu, à bord érysipéloïdes sans tumeur palpable sous-jacente)
N1	Ganglions axillaires de niveau II et homolatéraux mobiles
N2	N2a: Ganglions axillaires de niveau et homolatéraux fixés ou confluents N2b: Ganglions mammaires internes homolatéraux
N3	N3a: Métastases ganglionnaires sous-claviculaires N3b: Métastases ganglionnaires mammaires internes et axillaires N3c: Métastases ganglionnaires sus-claviculaires
M1	Métastases à distance

TABLEAU 1: CLASSIFICATION TNM DU CANCER DU SEIN[6]

T Taille de la tumeur	N Ganglions lymphatiques (nodules)	M Métastases
T1 Affection locale	N0 Ganglions lymphatiques régionaux non affectés	M0 Pas de métastases à distance
T2 Affection locale	N1 La tumeur s'est propagée à un ou plusieurs ganglions lymphatiques régionaux.	
T3 Affection locale	N2 Augmentation de l'envahissement des ganglions lymphatiques régionaux.	M1 La tumeur s'est propagée à d'autres organes, provoquant des métastases à distance.
T4 Tumeur de toute taille envahissant d'autres organes	N3 La tumeur s'est propagée à des ganglions lymphatiques plus éloignés ou régionaux.	

FIGURE 2:STADES DU CANCER TNM

La classification **TNM** est le standard international utilisé pour déterminer l'extension anatomique d'une tumeur maligne .Elle repose sur l'évaluation de trois critères fondamentaux :

- **T(tumeur)** : évalue la taille ,l'étendue et le degré d'invasion de la tumeur primaire dans les tissus environnants.
- **N(nodes/ganglions)**: indique s les cellules cancéreuses ont atteint les ganglions lymphatiques régionaux et précise leur nombre ou leur localisation .
- **M(métastases)** : confirme la présence ou l'absence de métastases à distance , c'est-à-dire la propagation du cancer vers d'autres organes (poumons, foie ,os ,etc.)

2.3.Stratégies Thérapeutiques :

Enfonction du stade défini par le score TNM plusieurs modalités de traitement peuvent être envisagées .Elle visent soit à éliminer la tumeur ,soit contrôler l'évolution de la maladie :

- ✓ La chirurgie
- ✓ La radiothérapie
- ✓ Les traitementsmédicamenteux (systémique) :
 - Chimiothérapie, hormonothérapiethérapiesciblées
 - La prise de décision

(6)

2.4. Les symptômes du cancer du sein :

Ils peuvent varier d'une personne à l'autre, et parfois il n'y a aucun symptôme au début

Symptôme le plus fréquent :

- ❖ Masse ou boule dans le sein ou sous l'aisselle
- ❖ Modification de la taille ou de la forme du sein
- ❖ Douleur persistante au sein ou au mamelon
- ❖ Changement de la peau
- ❖ Une mastite et des ulcères cutanés

3. Dépistage et diagnostic :

Le cancer du sein provoque rarement des symptômes dans ses premiers stades et un traitement précoce a plus de chances de réussir ; c'est pourquoi le dépistage est important. Par dépistage, on entend tout moyen permettant la détection du cancer avant même que les premiers symptômes n'apparaissent.[7]

Le dépistage du cancer du sein peut comprendre les examens suivants :

- Examen annuel des seins par un professionnel de santé
- Mammographie
- Imagerie par résonance magnétique (IRM) en cas de risque plus élevé de cancer du sein

3.1. Mammographie :

La mammographie est l'un des moyens les plus efficaces pour détecter le cancer du sein à un stade précoce. La mammographie est une technique suffisamment sensible pour détecter un cancer à un stade précoce.

La mammographie (radiographie des seins) est souvent le premier examen de dépistage complémentaire. Cet examen est réalisé lorsque la patiente est déshabillée, les seins nus. Il consiste en une compression alternée des seins, suivie d'une exposition à une faible dose de rayons X. La compression permet d'aplatir le tissu mammaire, facilitant ainsi la visualisation des structures internes et réduisant la quantité de rayons X utilisés. La qualité de l'examen dépend également du type d'équipement utilisé, des techniques employées et du contrôle qualité.

tout au long de la séquence mammographique. Concernant les techniques d'imagerie, il existe des méthodes analogiques et numériques, ces dernières étant autorisées dans le cadre du programme de dépistage structuré depuis 2008. [...10]



FIGURE 3:L'APPAREIL DE MAMMOGRAPHIE....[11]

4.Le traitement du cancer du sein :

4.1.Principes fondamentaux du traitement du cancer du sein :

Le protocole de soins est personnalisé pour chaque patient lors de la réunion de concertation pluridisciplinaire (RCP).

Dans certains cas, un seul type ou une combinaison de traitements sera nécessaire. Les principales options thérapeutiques incluent la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie et l'hormonothérapie, avec la chirurgie souvent considérée comme le premier recours.

En parallèle du traitement principal contre le cancer, on distingue deux catégories de traitement complémentaire.[12]

- **Les traitements néoadjuvants** : ces traitements sont administrés avant le traitement principal dans le cas du cancer du sein ; cela inclut généralement la chimiothérapie,

l'hormonothérapie ou la radiothérapie, dont l'objectif est de réduire la taille de la tumeur afin de faciliter l'intervention chirurgicale.

- **Les traitements adjuvants** : ces traitements s'ajoutent au traitement principal pour prévenir les récurrences ou les métastases.

4.2. La chirurgie :

Ce n'est qu'à la fin du 19^{ème} siècle que le cancer du sein a été reconnu comme une maladie localisée plutôt que comme une affection systématique fatale. À l'origine les interventions chirurgicales étaient très invasives notamment avec la mastectomie radicale selon Halstead qui consistait accompagnée de la résection des muscles pectoraux et d'un curage axillaire (touchant les trois niveaux de breg). L'exérèse devait être aussi large que possible avec des marges importantes, ce qui entraînait des mutilations considérables pour les patientes. Cette approche chirurgicale agressive a été remise en question afin de simplifier les interventions. [13]

On distingue deux types de chirurgie :

- La chirurgie conservatrice, également appelée tumorectomie, consiste à retirer la tumeur ainsi qu'une faible marge de tissus sains environnants, tout en préservant la majeure partie du sein.
- La chirurgie non conservatrice, ou mastectomie, correspond à l'ablation complète du sein, incluant l'aréole et le mamelon. Dans les deux cas, l'ensemble du sein est retiré avec l'aréole, le mamelon et le revêtement des muscles pectoraux. Dans la mastectomie radicale modifiée, un curage de certains ganglions axillaires est également effectué afin d'évaluer l'extension du cancer du sein et d'orienter la prise en charge thérapeutique ultérieure. [14]

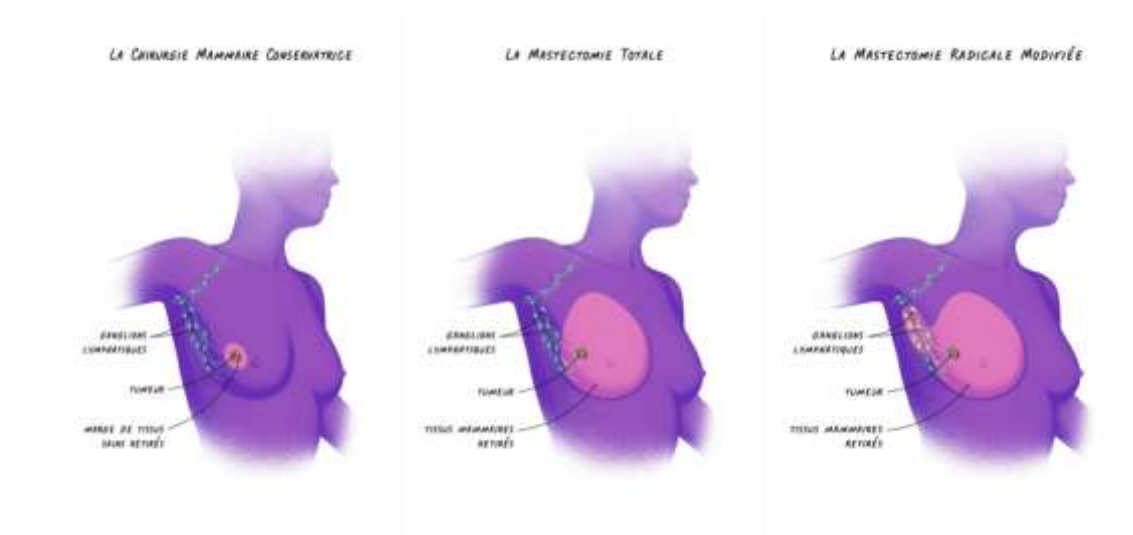


FIGURE 4:CHIRURGIE MAMMAIRE CONSERVATRICE, MASTECTOMIE TOTALE ET RADICALE MODIFIEE.[14].

4.3.La Radiothérapie :

La radiothérapie est l'un des traitements du cancer du sein et peut provoquer des effets indésirables ,aussi bien précoces que tardifs, bien que la technique moderne ait réduit la fréquence des séquelles ; le risque de complications demeure .

Sur le plan technique ,la radiothérapie externe standard utilise un accélérateur linéaire qui émet des faisceaux de photons. Ceux-ci sont réglés pour administrer une dose uniforme à la tumeur en épargnant au maximum les organes sains avoisinants.[16]

Son efficacité est étayée par de nombreux essais cliniques et méta-analyses .Elle diminue significativement le risque de récurrence locale .En revanche, son influence sur la survie globale des patientes reste plus limitée .

4.4.Chimiothérapie :

Les molécules de chimiothérapie agissent sur les mécanismes de la division cellulaire .Les thérapies ciblées bloquent des mécanismes spécifiques aux cellules cancéreuses tandis que l'hormonothérapie agit sur les récepteurs hormonaux .

On distingue deux types de chimiothérapie :

- La chimiothérapie adjuvante , administrée après la chirurgie afin d'éliminer les cellules cancéreuses résiduelles pouvant persister dans la zone opérée .
- La chimiothérapie néoadjuvante ,réalisée avant la chirurgie , seule ou en association avec d'autres traitements (chimiothérapie ou hormonothérapie), dans le but de détruire les cellules cancéreuses et de réduire la taille de la tumeur .Elle est généralement indiquée lorsque la tumeur est volumineuse, difficile à traiter. [17] [18]

5. Conclusion :

La radiothérapie est un outil indispensable dans la prise en charge du cancer du sein ,contribuant à améliorer les résultats cliniques et la qualité de vie des patientes .Son intégration dans un plan de traitement global, combinée à une approche multidisciplinaire, est essentielle pour optimiser les bénéfices tout en minimisant les risques.

CHAPITRE II :

LES TECHNIQUES DE TRAITEMENT

DANS LE CANCER DU SEIN

1. Introduction :

la radiothérapie a connu une transformation radicale depuis la découverte des rayons X par Wilhem Rotgen en 1895 et celle du radium par Marie Curie en 1898, pour passer ensuite à l'ère du Telecobalt, qui s'appuyait sur des sources radioactives pour traiter les tumeurs profondes ; jusqu'à l'ère de l'accélérateur linéaire au début du XX^e siècle à une science de précision qui a provoqué une révolution technologique majeure. En tant qu'appareil générant des rayons de manière électrique avec une précision extrême ; son utilisation médicale a débuté dans les années 1950. À ses débuts, les techniques de linac bidimensionnelles (2D) s'appuyaient sur de simples radiographies pour délimiter les zones à traiter, ce qui a permis l'émergence de techniques avancées telles que la radiothérapie tridimensionnelle (3D-CRT) et la radiothérapie à intensité modulée (IMRT), qui épouse la forme de la tumeur avec une précision extrême. Grâce à l'intégration de systèmes d'imagerie en temps réel (IGRT), nous contrôlons aujourd'hui les doses de rayonnement avec une flexibilité remarquable, garantissant la destruction de la tumeur tout en préservant intégralement l'intégrité des tissus vitaux environnants, ce qui représente le summum de la convergence entre la physique médicale et la technologie numérique. [20]

2. La radiothérapie :

La radiothérapie : les spécialistes traitent les cellules cancéreuses à des rayonnements ionisants tels que les rayons X, rayons gamma, électrons de haute énergie, ou particules lourdes, la radiothérapie permet de détruire ces cellules cancéreuses. Cette méthode est l'un des traitements anticancéreux les plus utilisés dans le monde puisque, à un moment ou à un autre de l'évaluation de leur maladie, près de la moitié des patients devront bénéficier de radiothérapie, parfois seule, parfois associée à la chimiothérapie et ou à la chirurgie.

En exposant avec précision les cellules cancéreuses à des doses de radiations ionisantes, la radiothérapie est destinée à détruire l'ADN de ces cellules, qui est, on le sait, la base même du mécanisme de réduction de la tumeur cancéreuse, voire, dans certains cas, son élimination. La radiothérapie est utilisée par les spécialistes pour traiter tous les types de cancers, utilisée seule ou en association avec différentes modalités thérapeutiques. On a posé : comment se préparer à un traitement de radiothérapie ? [22]

3. Les chaînes de traitement :

Un cancer est souvent trouvé quand un patient a des signes de cette maladie .Le patient va alors faire des images du corps ;ces images peuvent être un scanner, une IRM ou une PET. Pour le traitement, les docteurs utilisent un logiciel nommé **Système de planification** des traitements .Ce logiciel aide le médecin et le physicien à choisir et à faire le traitement pour le cancer. C'est un outil qui sert à guider les soins du patient et à aider à bien suivre le plan .

Le traitement commence par la construction d'un modèle 3D du patient à partir des multiples coupes provenant de l'une ou de plusieurs des méthodes d'imagerie citées plus haut.

Le TPS fournit ensuite des outils de contournages permettant de délimiter les tumeurs et les organes à protéger ; les données anatomiques sont utilisées pour définir les volumes d'intérêt, comme les PTV et les OAR. Pour chaque PTV, la dose prescrite est définie, ainsi que les contraintes de dose applicables aux PTV et aux OAR .

Quand on choisit les faisceaux ,le TPS sert à faire une meilleure carte des fluences pour chaque faisceau ;avec les ordinateurs d'aujourd'hui, on peut trouver des cartes de fluences qui sont bonnes en environ 20 minutes.

Le TPS analyse la distribution de la dose de rayonnement dans le corps,en découpant les zones anatomiques en petits cubes appelés voxels .

L'objectif est d'optimiser la dose reçue par chaque voxel en ajustant les faisceaux utilisés. Si la dose n'est pas satisfaisante, des niveaux de faisceaux sont sélectionnés et une nouvelle carte de fluences est créée. Ce processus est essentiel pour parvenir à un traitement optimal . [23]

3.1. La simulation et centrage :

La préparation d'une séance de radiothérapie est un processus complexe qui inclut une phase de simulation .Ici le patient doit rester sans bouger ; parfois on a besoin de choses pour l'aider à ne pas bouger ;le médecin regarde le corps du patient avec des outils qui montrent le

corps en 3D .Il doit bien voir où est la tumeur et aussi voir les parties du corps à garder loin des rayons pour refaire la même chose tous les jours. On trace des signes sur la peau du patient ou on met de petits tatouages. Cela aide à bien viser lors de chaque soin .[24][25]



FIGURE 5:SCANNER DE SIMULATION

3.2.Le contourage:

Dans cette étape précédant la planification du traitement ,le radiothérapeute utilise **Aria** pour déterminer les volumes cibles et les organes à risque (OARs) pour chaque patiente incluse dans l'étude. En s'appuyant sur les recommandations de l'ICRU et du RTOJ. Cependant, avant de déterminer les contours des volumes cibles, le radiothérapeute détermine le CTV à l'aide des fils radio-opaques placés lors de l'examen d'imagerie. Il détermine ensuite le PTV en ajoutant une marge d'environ 5 mm au CTV. Il détermine ensuite les organes à risque, notamment le cœur, le poumon gauche et le sein controlatéral.

3.3.La dosimétrie :

Les chiffres vus pendant la simulation servent à dire combien de force doit être .On parle ici de la dose totale à donner, mesurée en gray .Le plan du soin dit combien donner chaque fois ;le choix se fait selon le genre de cancer , l'âge et d'autres choses liées au patient .Seul le groupe de médecins et d'experts reste dans la salle à ce moment .

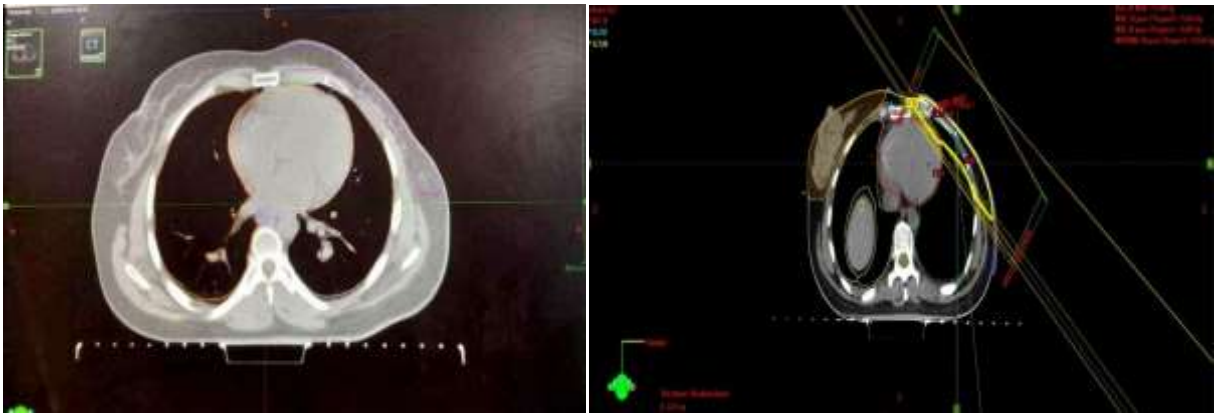


FIGURE 6:LE CONTOURAGE ET ISOCENTRIQUE

3.4.La séance de traitement :

Le patient s'installe sur la table comme lors de la simulation .Il garde le contact avec l'équipe grâce à un micro et une caméra .La séance ne fait pas mal et dure autour de 15 minutes chaque fois ;tout est fait pour bien soigner et garder le patient en sécurité .[26]



FIGURE 7:ACCELERATEURLINEAIRE“VARIAN”

4.Type de la radiothérapie :

4.1.La radiothérapie interne :

Ce traitement est une technique thérapeutique qui utilise des rayonnements ionisants sur les cellules tumorales, bloquant ainsi leur capacité à se multiplier ;qui utilise un radioélément injecté dans l'organisme, qui va irradier en local et de manière plus spécifique les cellules tumorales ciblées ;ces injections sont administrées par voie intraveineuse et sont composées d'une molécule vecteur pour cibler la tumeur et d'un radioélément pour la détruire.Ainsi, le produit radioactif va être injecté dans une veine et conduit.[28]

La radiothérapie métabolique : elle consiste à faire ingérer ou à injecter une substance radioactive qui se fixera sur les cellules cancéreuses dans le but éliminer . [27]

4.2. La radiothérapie externe :

La radiothérapie externe est une méthode courante et efficace utilisée pour détruire les cellules cancéreuses. Ce traitement utilise des faisceaux de radiation à haute énergie produits par une source externe, tels que des électrons, des photons ou des ions. Généralement l'accélérateur linéaire considère des sources fiables pour le traitement de diverses tumeurs. [29]

Accélérateur linéaire : souvent appelé LINAC ; un dispositif permettant d'accélérer des particules chargées afin de leur fournir une énergie cinétique importante dans le but de produire des réactions avec la matière. Les particules accélérées peuvent être des électrons, des photons, des protons ou des ions lourds.

Télécobalt : La télécobalt utilise une source radioactive naturelle, le cobalt-60. Cette source émet des rayons gamma par désintégration radioactive selon les techniques bidimensionnelles conventionnelles, maintenant une énergie constante d'environ 1,25 MeV. Ce niveau d'énergie modéré est utilisé uniquement pour les tumeurs superficielles. Le cobalt-60 est remplacé toutes les quelques années (sa demi-vie est d'environ 5,27 ans) [30].

La radiothérapie stéréotaxique : elle utilise des microfaisceaux qui vont irradier à haute dose des zones très ciblées. Il s'agit d'un processus de radiothérapie externe plus évalué qui améliore l'efficacité des rayons et limite les effets secondaires ; la radiothérapie du cerveau utilise notamment cette technique. [31]

Protonthérapie : technologie ultra-précise, qui consiste à traiter des tumeurs avec des protons accélérés ; cette technique de point est réservée aux cas où les tumeurs se trouvent à proximité d'organes critiques et sensibles aux radiations, quand les méthodes classiques deviennent dangereuses ou peu efficaces. Les protons traversent la matière

pour déposer leur énergie à une profondeur donnée, tandis que les photons et les électrons tendent à se disperser sur leur trajet .[32]

5.Principe de la radiothérapie externe :

La technique de traitement consiste à garder le patient couché et immobile sur une table tandis que la machine la contourne pour délivrer la dose précise de rayonnements à la tumeur sous plusieurs angles ; la taille et la forme du faisceau étant ajustées de manière à viser la tumeur avec le maximum de précision en minimisant la dose absorbée pour les tissus sains.[33]

5.1.La radiothérapie externe par accélérateur linéaire :

En radiothérapie externe, les rayons sont émis par un accélérateur linéaire de particules, placé à proximité du patient, et dirigés vers la zone du corps à traiter. Les faisceaux de radiation (électrons ou photons) traversent la peau pour atteindre la zone tumorale. Ils endommagent l'ADN des cellules cancéreuses, empêchant ainsi leur division et entraînant leur mort.La localisation précise de la tumeur est essentielle pour ce traitement ; pour cela, on utilise des techniques d'imagerie telles que le scanner , l'IRM ou la TEP ; ces images permettent de planifier un traitement personnalisé qui inclut la dose de radiation nécessaire et l'angle optimal du faisceau pour cibler les cellules cancéreuses.

Lorsqu'ils traversent en effet les tissus humains ,ces rayons occasionnent des blessures au niveau de l'ADN c'est-à-dire qu'ils affectent directement ses composants intrinsèques ;Par ailleurs ces rayonnements peuvent interagir avec l'environnement de l'ADN et faire naître des atomes de deuxième ordre tels que divers radicaux, notamment en stimulant la radiolyse de l'eau ,qui produit une pléthore de radicaux libres dont l'interaction avec L'ADN provoque des lésions différemment morphologisées ;la combinaison de ces blessures directes et indirectes à la molécule d'ADN se prolonge par l'expression de ces différentes lésions .l'assistance des radiation conclut vers la mort cellulaire lorsque ces éléments sont particulièrement altérés ou bien lorsque les mécanismes de réparation de l'ADN sont déficients .les cellules cancéreuses sont ainsi moins aptes à réparer les dommages non mortels sur plan de l'ADN que les cellules saines[34][35][36]

5.2.Accélérateur linéaire :

Il s'agit d'un dispositif qui utilise des ondes électromagnétiques à haute fréquence pour accélérer des particules chargées, telles que des électrons, à des énergies élevées à travers un tube linéaire qui a apparue en 1955 , de sorte qu'ils soient équipés, dans les centres de traitement, d'accélérateurs de particules linéaires à haute énergie (15-25 MV).

Le faisceau d'électrons à haute énergie peut être utilisé directement pour traiter les tumeurs superficielles ;il peut également être dirigé vers une cible pour produire des rayons X de haute énergie destinés au traitement des tumeurs profondes .

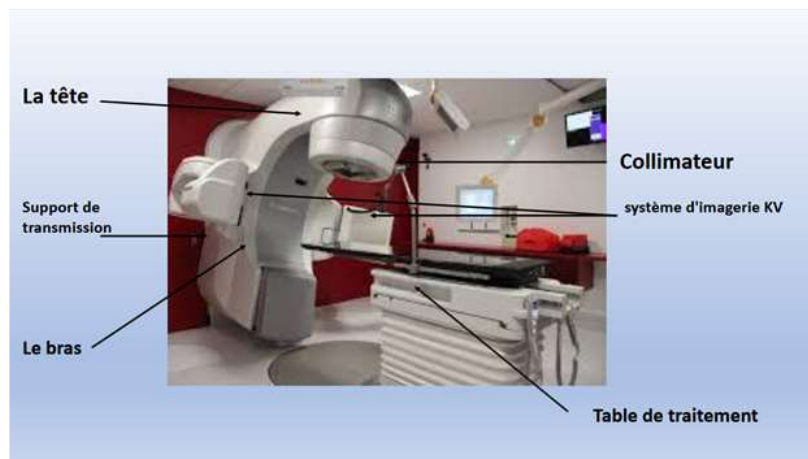


FIGURE 8:LES COMPOSANTS D'UNE TETE D'ACCELERATEUR LINEAIRE

[37]

5.3.Les composants d'un accélérateur linéaire :

5.3.1.Support de transmission :le moyen de transmission est le grand meuble rectangulaire ancré au sol de la salle de traitement

Les principaux éléments situés dans le moyen de transmission

- Alimentation micro-ondes magnétron ou klystron

- Guide d'ondes RF
- Système de refroidissement par eau

Magnétron : source à haute puissance d'ondes radioélectriques électromagnétiques, essentielle pour l'accélération des électrons. La fréquence des micro-ondes est de 3000 MHz, ce qui la privilégie pour les électrons de faible énergie.

Klystron : c'est un amplificateur de micro-ondes utilisé pour augmenter une faible énergie de micro-ondes afin d'atteindre un niveau de puissance élevé, adapté aux accélérateurs à haute énergie ($>6\text{MeV}$).

5.3.2. La tête de l'accélérateur :

La tête de l'accélérateur, ou tête de traitement : est l'élément le plus crucial de l'appareil. Elle est responsable de la génération du faisceau clinique. Les principales composantes de cette tête sont illustrées dans la figure.

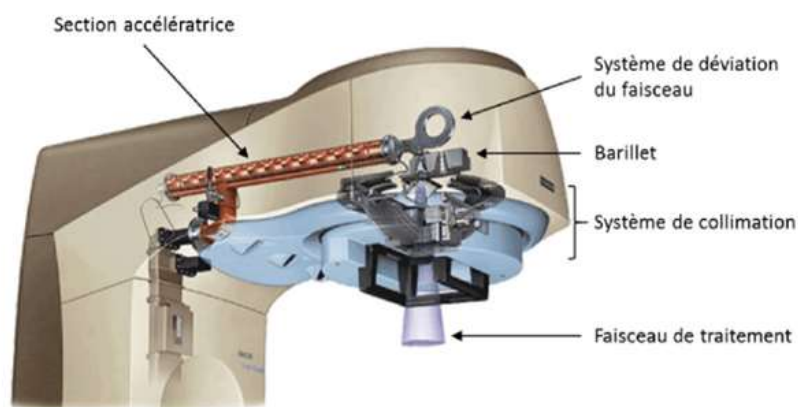


FIGURE 9: LES COMPOSANT D'UNE TETE D'ACCELERATEUR LINEAIRE

[38]

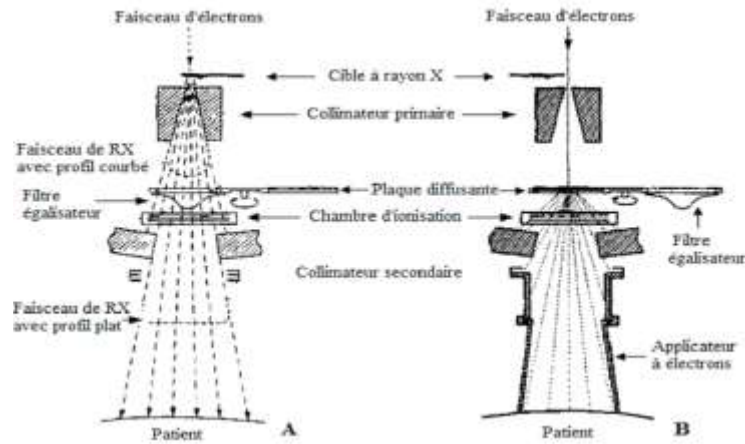


FIGURE 10:SCHEMA DES COMPOSANTES DE LA TETE [39]

5.3.3.La cible :

La cible est composée d'une plaque de tungstène de quelques millimètres d'épaisseur et d'une plaque de cuivre ; le tungstène favorise la génération de photons par rayonnement de freinage, tandis que le cuivre est employé pour arrêter les rayons X de faible énergie qui ne contribuent pas au traitement, étant donné qu'ils sont insuffisamment pénétrants, et pour disperser rapidement la chaleur [40].

5.3.4.Le collimateur primaire :

Le collimateur primaire est situé directement après la cible de production de photons ; il limite les photons afin qu'ils soient dirigés vers le patient. Le collimateur primaire est généralement de forme conique ; il est constitué généralement de matériau de numéro atomique Z élevé (composé d'un bloc en tungstène de quelques centimètres de hauteur). Le collimateur fait partie de la famille des modificateurs du faisceau ; la modification porte sur la forme géométrique afin d'atteindre la direction privilégiée, et le patient recevra alors une dose bien focalisée et bien localisée .

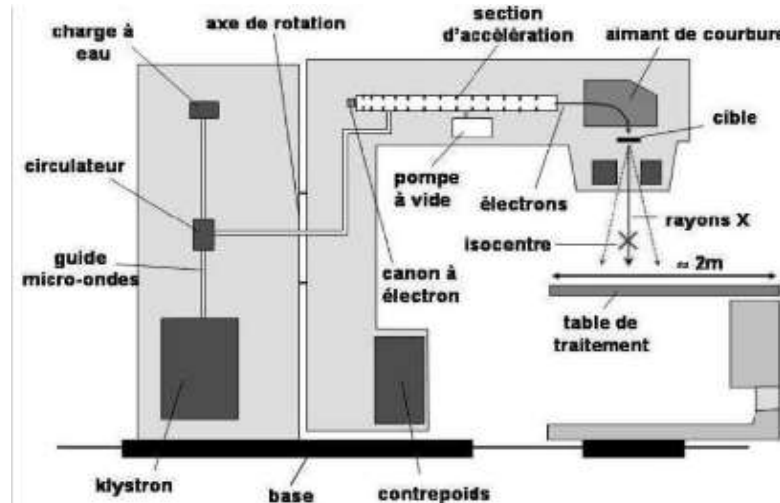


FIGURE 11:SYNOPTIQUE D'UN ACCELERATEUR LINEAIRE[41]

5.3.5.Cône égalisateur :

Le cône de répartition se trouve immédiatement après le collimateur primaire de forme conique ; le cône égalisateur, qui peut être fabriqué en acier ,tungstène ou cuivre est exclusivement présent dans la tête de l'accélérateur pour son utilisation en mode photon dans le but d'harmoniser le faisceau . [42]

5.3.6.Collimateur multi-lames :

Ce sont des dispositifs de mise en forme de champ en métal lourd dotés de mécanismes mobiles indépendants utilisés pour créer une forme personnalisée ,comme un bloc ,afin d'épargner les tissus sains et de diriger la dose de rayonnement vers la tumeur

Les MLC sont devenus un élément clé dans l'administration du traitement par faisceaux de rayons X avec la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT)

Les MLC pour faisceaux de photons sont constitués d'un grand nombre de blocs à lames de collimation qui peuvent être actionnés automatiquement ,indépendamment les uns des autres pour générer un champ de forme quelconque .

La lame individuelle a une largeur de 1 cm ou moins projetée à l'isocentre.

5.3.7. Chambres d'ionisation :

La position habituelle de la chambre d'ionisation de transmission se situe entre le filtre d'aplanissement (pour les faisceaux de rayons X) ou la feuille de diffusion et le collimateur secondaire .

Les chambres d'ionisation contrôlent la dose, le débit de dose et la symétrie du champ .

6. Les volumes ciblés :

Il existe des définitions de volumes cibles qui sont des normes internationales issues des préconisations de l'international « Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) » pour couvrir les cellules cancéreuses et protéger les tissus sains :

Le volume tumoral brut (GTV) : « Gross Tumor Volume » GTV est l'ensemble tumoral visible et palpable, défini par l'examen clinique et différents moyens d'imagerie médicale, à savoir la TDM, l'IRM et la TEP-TDM. Il est donc constitué de la seule tumeur visible dans les images [43].

Le volume cible clinique CTV : « Clinical Target Volume » représente l'étendue biologique de la maladie et non visible ; il est composé d'une marge qui couvre le risque d'extension microscopique de la maladie . Ce volume doit recevoir la prescription de dose thérapeutique complétée . Afin d'éliminer tout risque de récurrence locale, ce volume est modifié anatomiquement ; mais lorsque la tumeur est à proximité d'un tissu osseux sain, non infiltré, la marge du CTV est réduite au niveau de la limite osseuse [44].

Le volume cible de planification PTV : « Planning Target Volume » est un volume purement géométrique , destiné à protéger le CTV contre les variations physiques .

L'ICRU établit des protocoles pour assurer la qualité des traitements, en visant l'homogénéité de l'irradiation dans le volume cible PTV . Il recommande que la dose absorbée dans le PTV soit comprise entre 95% et 107% de la dose planifiée .

L'ICRU définit également deux volumes pour évaluer le traitement :

- le volume traité : qui doit correspondre au PTV
- le volume irradié : qui indique la zone recevant des doses significatives de radiation.

Le respect de ces normes distingue la radiothérapie conventionnelle de la radiothérapie de haute précision .[45][46]

Le volume cible interne ITV (Internal Target Volume) correspond au volume qui englobe le mouvement de la tumeur dû à la respiration, ou au volume cible de ventilation moyenne (midV) défini à partir d'un scanner 4D. Cependant, les limites intrinsèques de ces méthodes peuvent entraîner des volumes cibles qui ne reflètent pas toujours précisément le mouvement de la GTV durant le traitement.[47]

Les organes à risque (OAR) : les organes à risque sont les tissus et organes sains situés à proximité du volume cible clinique (CTV) dont l'irradiation pourrait entraîner des dommages nécessitant une modification du plan de traitement de radiothérapie .

La tolérance aux rayonnements ionisants des organes à risque ,qui dépend de leur radiosensibilité et de leur volume, est l'un des principaux facteurs limitant le choix de la dose de radiothérapie .À cette fin, le rapport thérapeutique est défini comme la relation entre la probabilité d'éradication de la maladie néoplasique qui dépend de la dose de radiothérapie et la toxicité pour les OAR [48].

Les organes à risque en radiothérapie Les effets de l'irradiation varient en gravité, allant de lésions fonctionnelles complètes (moelle épinière, nerf optique) à des atteintes modérées (glandes salivaires, oreilles) et transitoires (peau, muqueuses). Les organes à structure sérielle, comme l'œsophage, sont sensibles à des doses même faibles, pouvant engendrer des défaillances majeures. À l'inverse, les organes à structure parallèle, tels que les poumons, peuvent fonctionner même avec des atteintes partielles. Il est crucial de contrôler la dose et le volume exposés aux rayonnements, mesurés à l'aide de diagrammes dose-volume (DVH) pour assurer la biosécurité du patient.

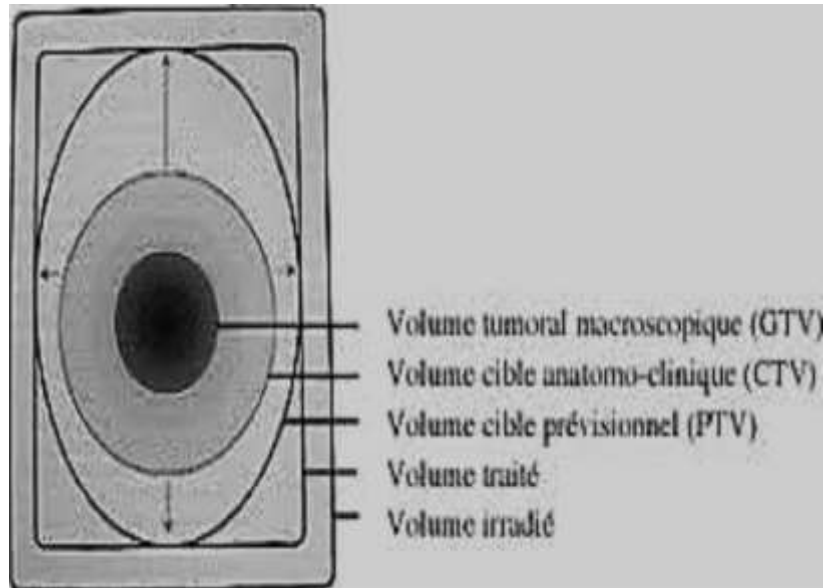


FIGURE 12:LES VOLUME CIBLE [49]

7. Les différentes techniques de radiothérapie externe

La radiothérapie par accélérateur linéaire permet d'adapter la distribution des doses à la forme de la tumeur grâce à des techniques harmonisées visant à réduire les lésions des tissus sains.

7.1. La radiothérapie conventionnelle 2D :

La radiothérapie externe conventionnelle est plus ancienne et n'utilise ni scanner ni planification informatique. Cette technique, où les faisceaux sont aussi grands que possible pour irradier toute la cible sous différents angles de rayonnement, est planifiée manuellement. Des faisceaux à profil plat sont utilisés, et 2 à 4 faisceaux sont positionnés aux quatre points cardinaux afin de simplifier le calcul déjà complexe. C'est parce que cette technique est limitée que, avec l'avènement de l'ordinateur et le développement du collimateur multilame, la radiothérapie conformationnelle apparaît à la fin des années 1990. [50]

7.2. La radiothérapie conformationnelle 3D :

La radiothérapie conformationnelle constitue une modalité de radiothérapie optimisée, fondée sur une imagerie tridimensionnelle des volumes à traiter, dont l'objectif est de faire coïncider le plus précisément possible le volume traité avec le volume cible anatomoclinique.

L'utilisation de la radiothérapie conformationnelle a fait son apparition après la radiothérapie conventionnelle en 1990. Cette technique s'appuie sur la tomodensitométrie et la planification thérapeutique afin de réduire les dommages causés aux tissus sains et d'augmenter la dose délivrée à la tumeur, et ce en réduisant la taille des faisceaux tout en augmentant leur nombre, de manière à épouser la forme de la tumeur, c'est-à-dire par le biais d'une projection des volumes à irradier ; on utilise des photons de haute énergie en (MV) ces photons protègent la peau le niveau de radiation n'atteint pas son pic immédiatement sur la surface cutanée, mais à une profondeur précise dans l'organisme par exemple : (1.5cm pour 6MV) .c'est la raison pour laquelle les graves brûlures cutanées, à l'instar de celles causées par les anciens appareils cobalt-60 sont évitées.

En radiothérapie conformationnelle, après avoir déterminé les volumes-cibles et les organes à risque, on définit de quatre à six faisceaux par leurs tailles et leurs angulations, puis on examine sur les Histogrammes Dose Volume (HDV) le résultat de la balistique proposée ; par tâtonnement, en modifiant chaque faisceau, on obtient ainsi un plan de traitement satisfaisant les contraintes sur la tumeur et les tissus sains.

La radiothérapie conformationnelle 3D-CRT est perçue comme une démarche méthodologique préfigurant la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) qui lui a succédé pour se réaliser dans l'outil habituel de délocalisation d'un faisceau de rayonnement .En effet, la méthode de la 3D-CRT maintient l'intensité de rayonnement constante dans un seul faisceau, alors que la nouvelle technologie de l'IMRT cherche à délocaliser cette intensité par le fractionnement du faisceau.[51][52][57]

7.3. La radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux IMRT :

La radiothérapie par modulation d'intensité des faisceaux est une technique avancée de radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT). Elle exploite également une

image 3D de la tumeur, mais plutôt que de simplement façonner le faisceau, elle le divise en conteneurs de faisceaux élémentaires. L'intensité de chaque faisceau est ajustée individuellement ou « modulée » par ordinateur.

Par ailleurs, cette méthode, similaire à la 3D-CRT, l'IMRT délivre généralement les radiations à partir d'un nombre limité d'angles fixes, mais la machine marque une pause à chaque angle pour délivrer les faisceaux élémentaires modulés, ceci permet une distribution de dose beaucoup plus personnalisée.

La radiothérapie d'intensité modulée IMRT est basée sur le principe de la modulation de fluence qui permet de contrôler le nombre de photons par unité de surface dans un seul champ en divisant le faisceau en petits faisceaux d'intensité variable cela permet de disposer de degrés de liberté supplémentaires pour ajuster précisément la dose au volume cible PTV et minimiser la dose aux tissus sains ; Cette technique se planifie uniquement par planification inverse : le médecin physicien renseigne les contraintes dosimétriques et les priorités relatives à la tumeur et aux organes sensibles dans le système de planification de traitement TPS. Le logiciel applique ensuite des algorithmes d'optimisation qui calculent automatiquement la forme du faisceau et la répartition d'intensité.

Cette technique nécessite l'utilisation d'accélérateurs linéaires dotés de multileaf collimateurs (MLC) et d'un système intégré d'imagerie IGRT. Le dispositif consiste en des lamelles mobiles qui s'ajustent pour cibler précisément les tumeurs lors du traitement par IMRT ; En se déplaçant autour du patient, elles délivrent une dose élevée à la tumeur tout en minimisant l'irradiation des cellules saines. Les techniques d'administration incluent le MLC segmentaire, le MLC dynamique, la tomothérapie et la thérapie par arc volumétrique modulé 'VMAT'. Le MLC segmentaire utilise des segments de rayonnement activés séquentiellement, tandis que le MLC dynamique permet un mouvement continu des lamelles ; la tomothérapie quant à elle utilise un faisceau en éventail similaire à un scanner pour administrer le traitement ; Elle exige la mise en place de protocoles de contrôle qualité rigoureux et propres à chaque patient. En utilisant fantôme dédié pour vérifier la concordance entre la dose mesurée et la dose calculée avant toute application clinique. [54] [55][58]

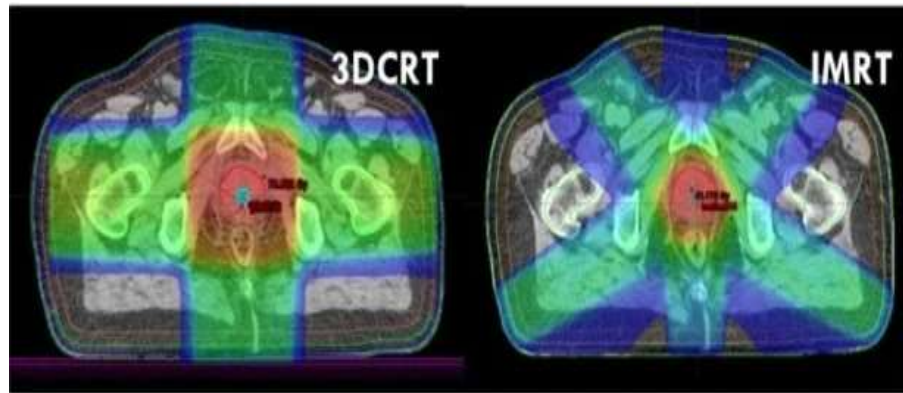


FIGURE 13: SCHEMA DE DEUX TECHNIQUES DE RADIOTHERAPIE IMRT,3D-CRT

7.4.Arcthérapie volumétrique par modulation d'intensité VMAT :

VMAT propose une méthode grâce à une gestion et une modulation des rayons d'irradiation sur un arc complet de 360°. Lors de l'irradiation de tumeurs adjacentes, les tissus sains sont protégés. Le procédé implique l'utilisation d'un scanner ou d'autres méthodes d'imagerie pour délimiter les tumeurs et identifier les organes en bonne santé. Par la suite, un programme de planification détermine la dose appropriée en fonction du volume. C'est une technique qui associe donc l'irradiation guidée par l'image (IGRT) à la modulation d'intensité.[56]

IGRT « irradiation guidée par l'image » :

Permet de contrôler la bonne position de la cible tumorale lors du traitement via une acquisition d'image volumétrique 3D. Elle est justifiée par les variations anatomiques et de positionnement survenant en cours d'irradiation.[57]

8.Système de planification :

Les systèmes informatiques de planification de traitement (Treatment Planning Systems ou TPS) utilisés en radiothérapie sont au cœur du processus de mise en traitement du patient. Un dispositif de planification de traitement peut désigner un ensemble de composants matériels et logiciels permettant à l'utilisateur de calculer et d'afficher les distributions de dose selon

lesquelles un radio-oncologue pourra implanter un plan de traitement . Ce dispositif met en œuvre la mesure , la modélisation, la prédiction , l'adaptation et la réduction des doses délivrées aux organes périphériques à risque . Il enregistre le plan de traitement controversé du patient.

Ces concepts sur la mesure du processus effectué dans un bain propre à chaque niveau d'énergie.

Le programme matérialise les valeurs Hounsfield des coupes tomодensitométriques en un modèle logiciel. L'objectif du calcul est d'éviter toute dilatation . Les calculs sont établis selon des algorithmes de superposition de convolution et de réduction de dose. Il dispose d'un large éventail d'outils de positionnement et de types de faisceaux .[60][61][62]

8.1.Fonctionnement de TPS (algorithmes de calcul) :

Il existe plusieurs algorithmes de calcul, les plus récents étant Monte Carlo ou convolution superposition, capables de modéliser finement l'interaction des rayonnements avec les tissus .

Les physiciens médicaux interviennent alors pour ajuster manuellement la planification ,en testant plusieurs itérations jusqu'à obtenir un plan conforme .

Ces calculs peuvent prendre de plusieurs heures à plusieurs jours selon la complexité du plan. Contrairement à l'affirmation erronée selon laquelle « la planification est rapide », c'est une étape indispensable[63]

8.2.System de Planification de 3D-CRT (direct) :

La planification directe :La planification directe est ce que l'on appelle plus couramment la radiothérapie conformationnelle en 3D (3DCRT)

C'est la première technique ayant découlé de l'apparition du CT scanner(imagerie 3D)

Elle s'applique aussi bien aux photons qu'aux électrons .La création d'un plan 3DCRT se déroule généralement de la façon suivante :

1. Le dosimétriste reçoit:

a. Les données anatomiques du patient (images CT)

b. Les volumes du médecin (volumes cibles et organes à risque)

c. Une prescription médicale

2. Le dosimétriste définit une balistique de traitement : nombres de

champs de traitement, énergie, orientation, MLC, filtre, etc.

3. Le TPS calcule la dosimétrie par un algorithme de calcul :

Choix de la grille, sélection de l'algorithme de calcul de dose et de la méthodologie de calcul.

- Prise de la dose prescrite et calcul de la dose

4. La dosimétrie est évaluée (isodoses 2D et DVH) : affichage des répartitions de dose en deux dimensions et en trois dimensions.

- Évaluation visuelle des répartitions de la dose.
- Étude des distributions de dose à l'aide d'histogrammes dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume exposé à l'irradiation par rapport à la dose administrée).
- Emploi d'outils d'optimisation pour atteindre les objectifs cliniques. [64] [65]

8.3. Le TPS Eclipse :

La visualisation d'image 3D, la définition de la tumeur et des autres structures anatomiques

La configuration des champs, la simulation virtuelle, le calcul des doses et l'évaluation des plans.

Eclipse est divisé en plusieurs applications, chacune étant utilisée pour des objectifs spécifiques à différentes phases de la planification du traitement [66]

9. Dosimétrie in vivo :

Pour assurer le bon déroulement d'un traitement de radiothérapie, il est nécessaire de délivrer la dose de manière homogène (-5% à $+7\%$ selon les recommandations ICRU) dans le volume cible et de limiter au maximum celle des tissus sains avoisinants.

Pour arriver à ce niveau de précision ,il faut l'établissement d'un programme d'assurance de qualité rigoureux.

La dosimétrie in vivo est la seule méthode permettant de connaître exactement la dose délivrée au patient pendant la séance de traitement .[67]

10.Histogramme volume -Dose « HDV » :

L'histogramme volume -Dose est une autre illustration bénéfique pour évaluer la couverture d'un volume cible et l'évitement d'un organe à risque. C'est un graphique démontrant le pourcentage du volume d'une structure qui reçoit une dose minimale précise en fonction de cette dose .Il s'agit de l'Histogramme Volume-Dose cumulatif .les paramètres couramment évalués comprennent la dose maximale (D_{max}) , la dose minimale (D_{min}), la dose moyenne ainsi que le volume de tissu ,mettant en évidence le pourcentage du volume d'une structure qui reçoit une dose dans un intervalle spécifique la figure 14 illustre l'histogramme d'une patient à traitée,illustré par des plages de doses .présente les Histogramme cumulatifs des Volumes-Doses idéaux destinés à un volume cible et une structure critique.[68]

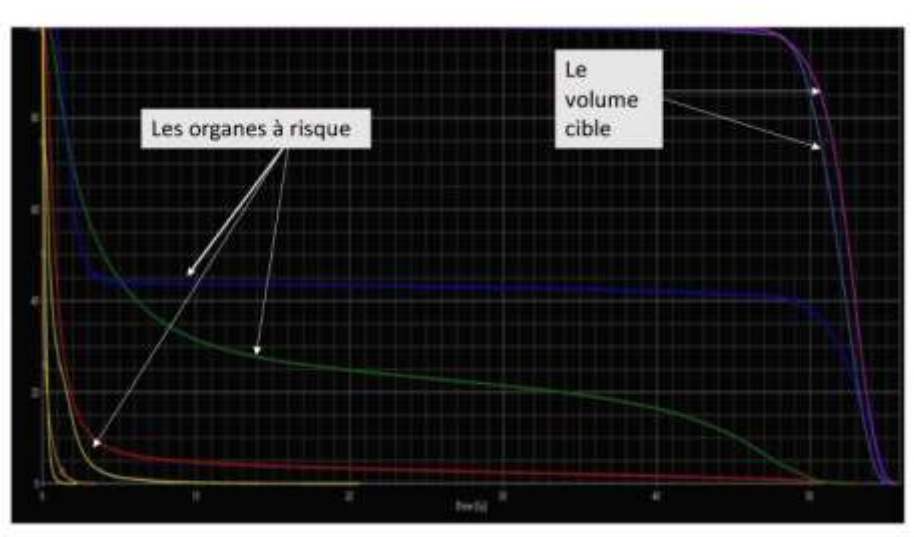


FIGURE 14:L'HISTOGRAMME VOLUME -DOSE

CHAPITRE III :

INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS

1.Objectif de l'étude:

À notre étude ,nous présentons et analysons les résultats obtenus à partir d'une planification en radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle 3DCRT réalisée sur un échantillon de huit patientes atteintes d'un cancer du sein . Les données cliniques et dosimétriques de ces patientes ont été personnellement collectées par nos soins au niveau de l'établissement hospitalier d'Ouargla. Grâce à des plans de traitement optimaux visant à protéger les organes environnants de l'exposition aux radiations, nous avons élaboré des plans de traitement secondaires en raison de l'indisponibilité de la technique IMRT au centre Parmi ces patientes ,certaines ont subi une mastectomie ,tandis que d'autres ont bénéficié d'un traitement conservateur. L'analyse porte principalement sur la qualité de la couverture des volumes cibles, notamment le PTV du sein ,ainsi que sur l'évaluation de la distribution de la dose au niveau des organes à risque (ORAs).Cette étude s'appuie sur l'exploitation des données issues des courbes dose-volume(DVH).

2.Contraintes De Dose:

Les contraintes de dose représentent les limites supérieures imposées à la quantité de radiation que les tissus sains près d'une tumeur peuvent supporter pendant un traitement par irradiation. Ces limites sont fixées pour réduire au maximum les dégâts sur les tissus normaux, tout en garantissant que la dose administrée reste optimale, conformément aux recommandations [G. Noël et al. / Cancer/Radiothérapie 20S (2016) S36-560...]; afin de structurer notre étude dosimétrique, nous avons défini les critères d'acceptabilité des plans de traitement à travers les tableaux suivants ,qui regroupent les contraintes appliquées aux volumes cibles ainsi qu'aux organes à risque

les volumes ciblées :

	Dose (Gy)	Tolerance Gy
PTV parois	$V_{95\%} = 95 \%$	=> 46- 50
PTV sein	$V_{95\%} = 95 \%$	=>46 – 50
CMI	$V_{95\%}$	=> 46

TABLEAU 2:CONTRAINTES DE DOSE ET CRITERES D'ACCEPTATION POUR LES VOLUMES CIBLES (PTV)

Les organes risques :

Structure	Contrainte	tolerance
Coeur	D_{Moy}	= 5 Gy
La molle épinière	D max	= 45 Gy
Poumon	V30Gy	$\leq 20\%$
	V20Gy	$\leq 30\%$
	D_{Moy}	= 13 Gy
Thyroïde	D_{moy}	20Gy

TABLEAU 3: LIMITES DE TOLÉRANCE ET CONTRAINTES DE DOSE POUR LES ORGANES A RISQUE (OAR)

3. Résultats dosimétriques pour la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) :

Ces patientes sont des échantillons parmi des milliers des patientes qui le plan de traitement 3D a échoué (le cœur prend supérieur à $D_{Moy} = 5\text{Gy}$, la dose de poumon est supérieur à la tolérance, ou manque de couverture des volumes cible : PTV Sein, PTV Paroi ou CMI) et normalement il faut être dirigé vers les nouvelles techniques (IMRT, VMAT.....),

Mais à cause de l'absence de ces techniques dans EPH Mohamed Boudiaf et les rendez-vous de traitement dans autres centres étatiques prends beaucoup de temps et l'absence d'argent pour traiter dans les centres privés, les médecins décident d'un nouveau plan de traitement avec un peu de changement, peut être sacrifié la couverture de CMI (channe mammaire interne), ou démunie un peu la couverture de PTV mais il faut mieux V 95% de PTV couvre 95% de la dose.

La 1^{ère} patiente : (SEIN dt)

La dose prescrite : SC (sous-clave) = 46 Gy

Sein = 50 Gy

CMI = 46 Gy (mieux si on peut couvrir)

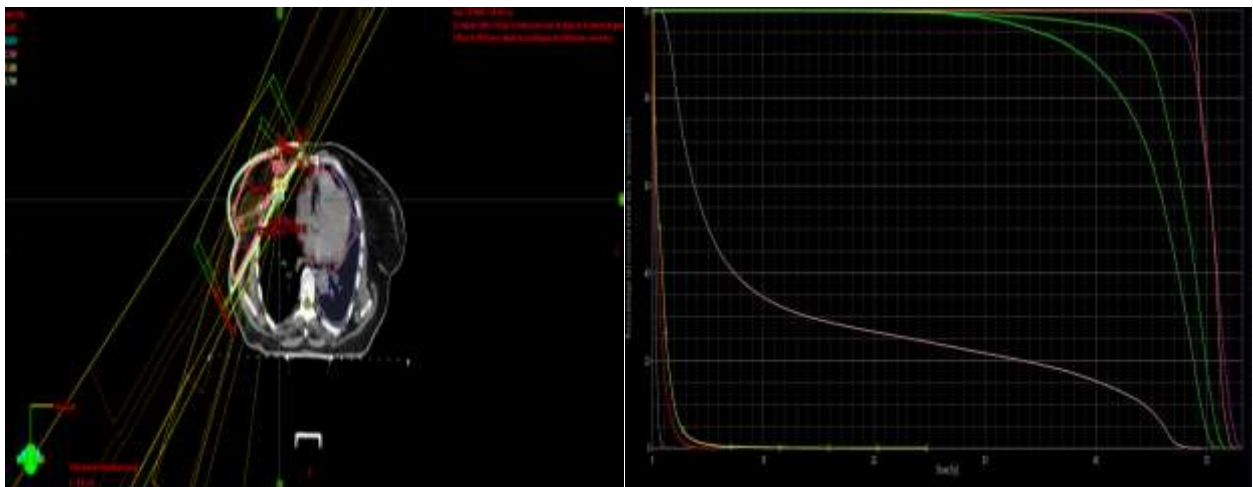
Boost lit tumorale = 16 Gy

Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risque :

Organe	Dose	La tolérance
Poumon dt	$V_{30\text{Gy}} = 21,65\%$ $V_{20\text{Gy}} = 26,6\%$ $D_{\text{Moy}} = 13,9 \text{ Gy}$	$V_{30\text{Gy}} \leq 20\%$ $V_{20\text{Gy}} \leq 30\%$ $D_{\text{Moy}} = 13 \text{ Gy}$
Cœur	$D_{\text{Moy}} = 0,6 \text{ Gy}$	$D_{\text{Moy}} = 5 \text{ Gy}$
PTV Sein	$V_{95\%} = 100 \% = 50 \text{ Gy}$	$V_{95\%} = 95\% = 47,5 \text{ Gy}$
CMI	$V_{95\%} = 37 \text{ Gy}$	$V_{95\%} = 46 \text{ Gy}$

Tableau 4 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 1

Donc on a une bonne couverture de PTV sein, une petite dose sur le cœur parce que le côté droit, mais on a une dose supérieure à la tolérance pour le poumon DT et le CMI ne prend pas la dose prescrite, pour cela le médecin décide de changer la planification de traitement avec un 2^{ème} plan de traitement et sacrifier le traitement de CMI :



3D-CRT

Histogramme dose volume de plans 1

FIGURE 15 : RESULTATS DE LA PATIENTE 1

Le 2^{ème} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risque :

Organe	La dose	La tolerance
Cœur	$D_{Moy} = 0,5 \text{ Gy}$	$D_{Moy} = 5 \text{ Gy}$
Moelle épinière	$D_{Max} = 24,8 \text{ Gy}$	$D_{Max} = 45 \text{ Gy}$
Poumon dt	$V_{30Gy} = 9,4 \%$ $V_{20Gy} = 12 \%$ $D_{Moy} = 8,1 \text{ Gy}$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $V_{Moy} = 13 \text{ Gy}$
Poumon gh	$D_{Moy} = 0,186 \text{ Gy}$	
CMI	$V_{95\%} = 5 \text{ Gy}$	$V_{95\%} = 46 \text{ Gy}$
SC	$V_{95\%} = 45 \text{ Gy}$	$V_{95\%} = 95\% = 46 \text{ Gy}$
Sein	$V_{95\%} = 98,6 \% = 49,3 \text{ Gy}$	$V_{95\%} = 95 \% = 47,5 \text{ Gy}$
Lit Tumoral	$V_{95\%} = 98,97 \% = 65,32 \text{ Gy}$	$V_{95\%} = 95\% = 62,7 \text{ Gy}$

Tableau 5 :Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 1

Donc on a une bonne couverture de PTV sein, SC et du lit tumoral. Pour les organes à risque : une petite dose sur le cœur parce que le côté droit, une dose à la tolérance pour le poumon dt, et gh et la moelle épinière ; le CMI ne prend pas la dose prescrite, avec ces contraintes le médecin accepte le plan de traitement

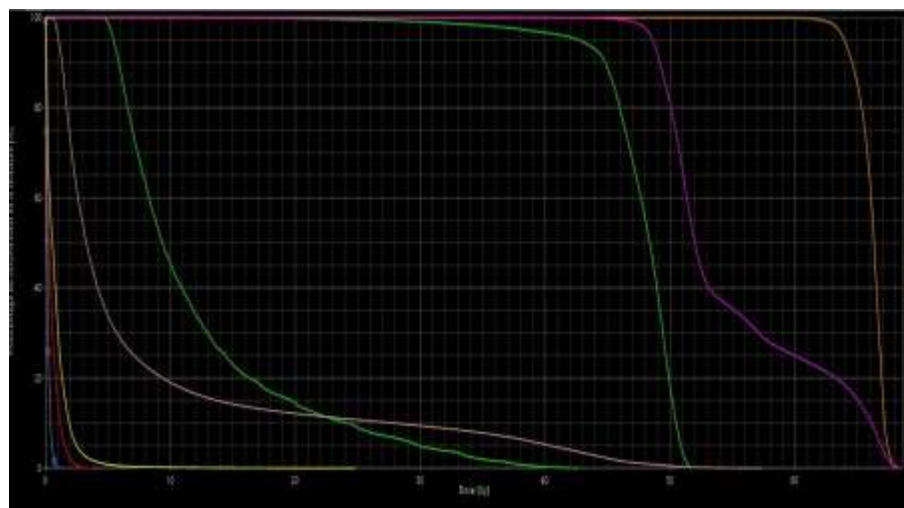


FIGURE 16: HISTOGRAMME DOSE VOLUME DE PLANS2

La 2^{ème} patiente : (SEIN gh)

La dose prescrite : SC (sous-clave) = 40,05 Gy

Sein = 40,05Gy

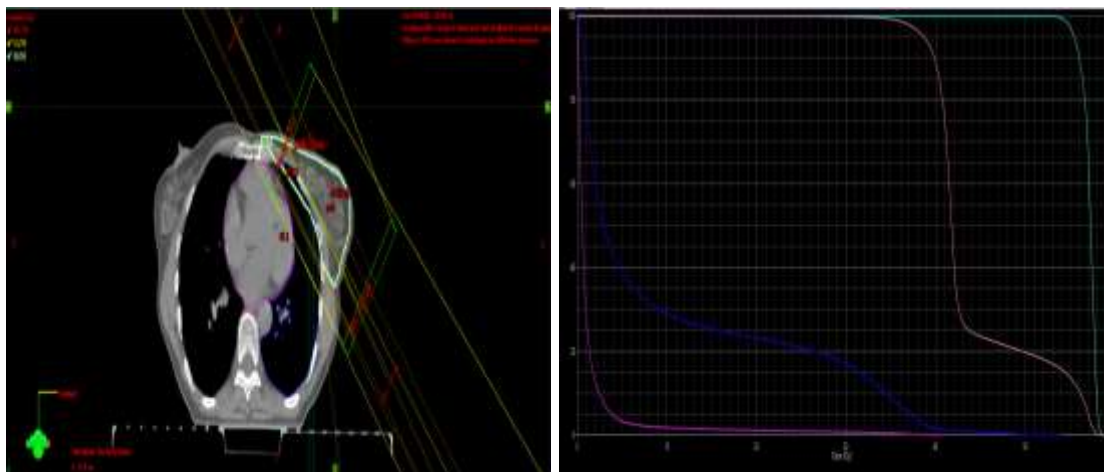
Boost lit tumorale = 16 Gy

Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risque :

Organe	Dose	La tolérance
Poumon gh	$V_{30Gy} = 21,36\%$ $V_{20Gy} = 24,8\%$ $D_{Moy} = 12,8Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{Moy} = 1,69 Gy$	$D_{Moy} = 5 Gy$
PTV Sein	$V_{95\%} = 96,8\% = 38,77Gy$	$V_{95\%} = 95\% = 38,05Gy$
Boost	$V_{95\%} = 66 Gy$	$95\% = 95\% = 62,7Gy$

Tableau 6 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 2

Donc, on a une bonne couverture du sein par PTV, une petite dose sur le cœur, bien que le sein soit du côté gauche, avec une légère augmentation de la dose dans le poumon gauche. Dans ce cas précis, le médecin a opté pour un traitement suivant ce protocole.



3D-CRT

Histogramme dose volume de plans1

FIGURE 17: RESULTATS DE LA PATIENTE 2

La 3^{ème} patiente : (SEIN gh)

La dose prescrite : SC (sous-clave) = 40,05 Gy

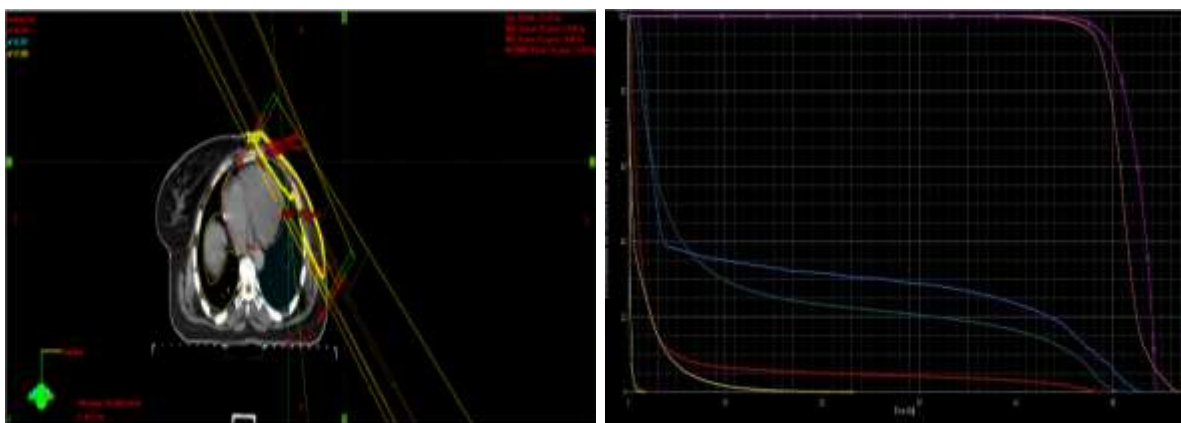
Paroi = 40,05 Gy

Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risque :

Organe	Dose	La tolérance
Poumon gh	$V_{30Gy} = 20,54\%$ $V_{20Gy} = 23,3\%$ $D_{Moy} = 12,73Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{Moy} = 3,44 Gy$	$D_{moy} = 5 Gy$
PTV parois	$V_{95\%} = 96,37\%$	$V_{95\%} = 95\% = 38,05Gy$

Tableau 7 :Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 3

Donc on a une bonne couverture de PTV Paroi, la dose reste dans les limites acceptables pour le cœur, le sein étant situé du côté gauche, et une légère augmentation de la dose dans le poumon gauche. Dans ce cas, la patiente a été traitée selon ce plan.



3D-CRT

Histogramme dose volumede plans 1

FIGURE 18: RESULTATS DE LA PATIENTE 3

La 4e patiente : (SEIN gh)

La dose prescrite : SC (susclave) = 40,05Gy

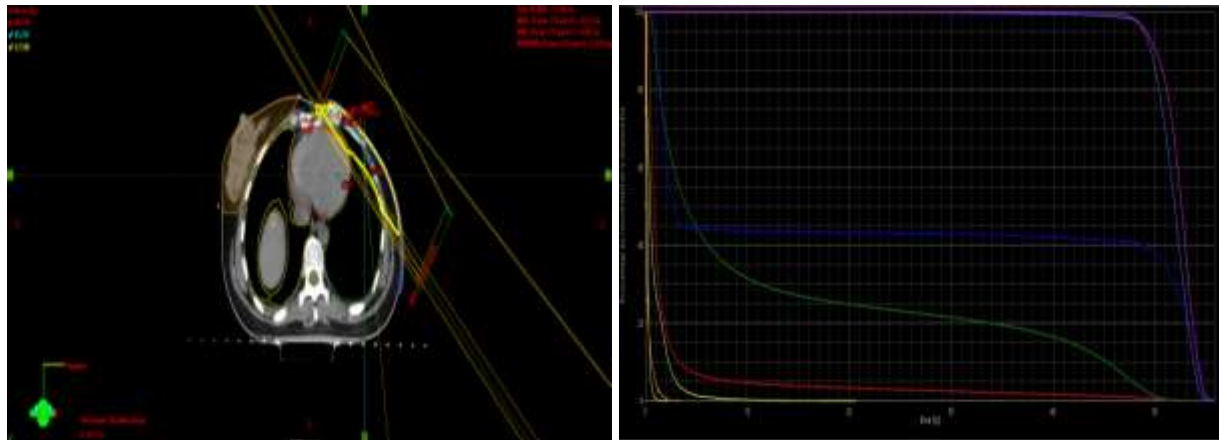
Paroi = 40,05 Gy

Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

Organe	Dose	La tolerance
Poumon gh	$V_{30Gy} = 21,44\%$ $V_{20Gy} = 24,8\%$ $D_{Moy} = 13,19Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{moy} = 2,6 Gy$	$D_{moy} = 5 Gy$
PTV paroi	$V_{95\%} = 98,3\%$	$V_{95\%} = 95\% = 38,05Gy$

Tableau 8 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 4

Donc on a une bonne couverture de PTV paroi, une Acceptable dose sur le Cœur le sein étant situé du côté gauche, on a une dose à la frontière de la tolérance pour le poumon gh. Dans ce cas la patiente a été traitée selon ce plan.



3D-CRT

Histogramme dose volume de plans 1

FIGURE 19: RESULTATS DE LA PATIENTE 4

La 5^{ème} patiente : (SEIN gh)

La dose prescrite : Paroi=40,05 Gy

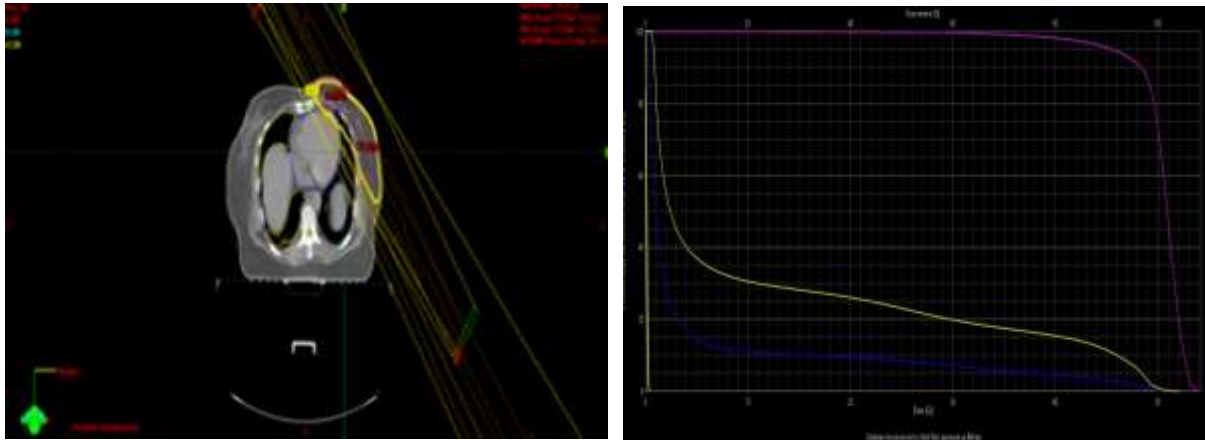
Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

Organe	Dose	La tolerance
Poumon gh	$V_{30Gy} = 19,8\%$ $V_{20Gy} = 26\%$ $D_{Moy} = 12,5Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{moy} = 5,06 Gy$	$D_{moy} = 5 Gy$
PTV paroi	$V_{95\%} = 92\%$	$V_{95\%} = 95\% = 38,05Gy$

Tableau 9 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 5

Dans ce cas précis, la couverture du volume tumoral mammaire ciblé était insuffisante à cause de limitations pulmonaires et cardiaques. Une légère augmentation de la dose cardiaque a été observée en raison de la présence du sein traité du côté gauche, et la dose se situe dans les limites admissibles pour les poumons. Le médecin a donc opté pour ce traitement et diminué la

couverture du volume cible, car le PTV est une paroi (mastectomie), à condition que les organes à risque soient dans les tolérances.



3D-CRT

Histogramme dose volumede plans 1

FIGURE 20:RESULTATS DE LA PATIENTE 5

La 6^{ème} patiente : (SEIN gh)

La dose prescrite : SC (susclave) = 48Gy

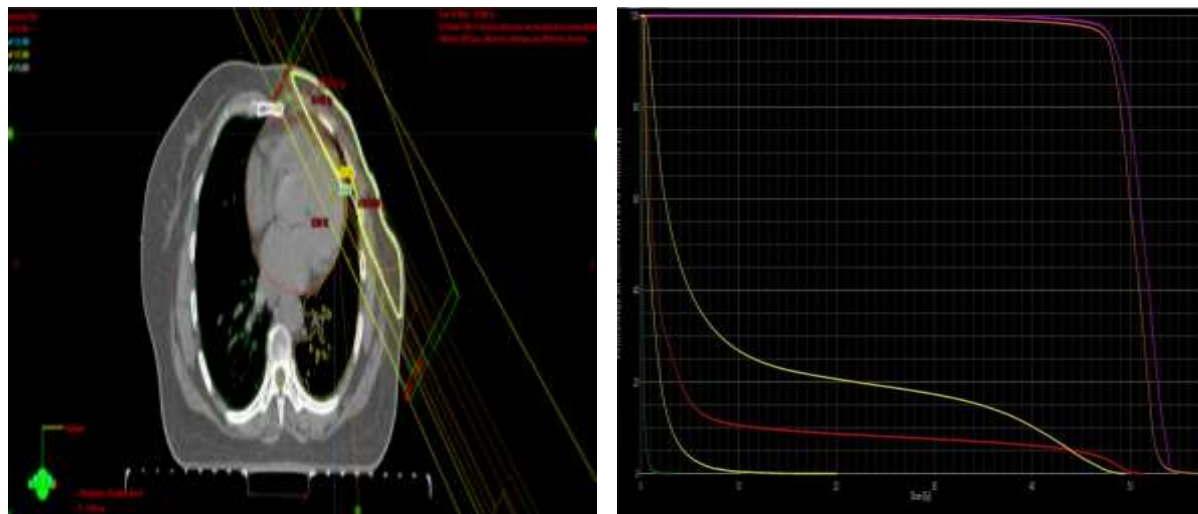
Paroi = 50 Gy

le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

Organe	Dose	La tolerance
Poumon gh	$V_{30Gy} = 17,3\%$ $V_{20Gy} = 20,6\%$ $D_{Moy} = 10,9Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{moy} = 5,5 Gy$	$D_{moy} = 5 Gy$
PTV paroi	$V_{95\%} = 95,1 \%$	$V_{95\%} = 95\% = 47,5Gy$

TABLEAU 10:RESULTATS DOSIMETRIQUES POUR PLAN 1 DE PATIENT 6

Par conséquent, la couverture du volume tumoral mammaire ciblé est satisfaisante et la dose administrée aux poumons reste dans les limites autorisées, mais la dose reçue par le cœur est excessive. Ceci est dû à la localisation du sein traité à gauche, pour cela le médecin a décidé de modifier le plan de traitement en réduisant la couverture du volume tumoral mammaire ciblé (PTV paroi = mastectomie). Il en résulte une diminution de la dose reçue par le cœur.



3D-CRT

Histogramme dose volume de plans 1

FIGURE 21: RESULTATS DE LA PATIENTE 6

Le 2^{ème} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

Structure	Dose	La tolérance
Cœur	$D_{\text{moy}} = 4,86 \text{ Gy}$	$D_{\text{moy}} = 5 \text{ Gy}$
PTV parois	$D_{95\%} = 92,5\%$	$V_{95\%} = 95\% = 47,5\text{Gy}$

TABLEAU 11 : RESULTATS DOSIMETRIQUES POUR PLAN 2 DE PATIENT 6

Donc on a une légère diminution de couverture de PTV paroi, une acceptable dose sur le cœur, on a une dose à la frontière de la tolérance pour le poumon gh. Dans ce cas la patiente a été traitée selon ce plan.

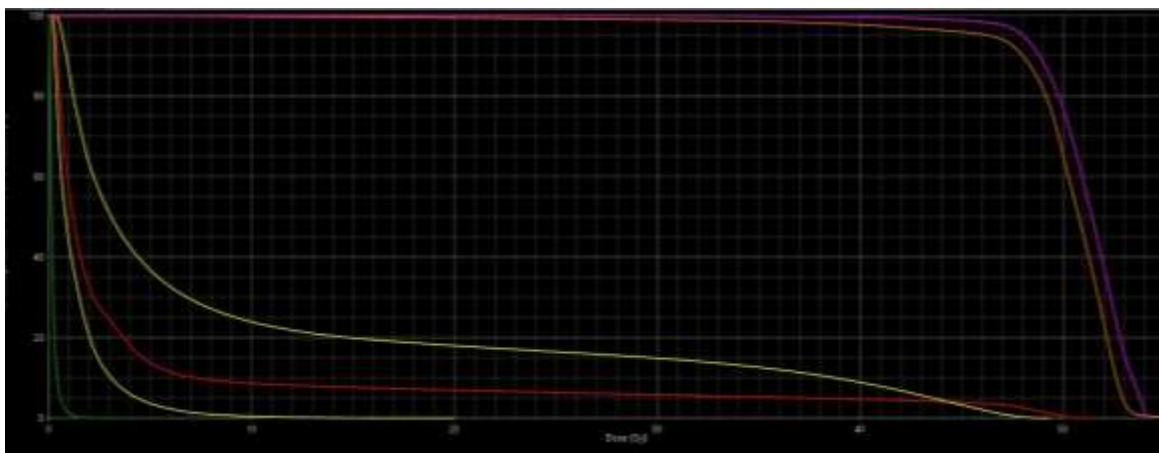


FIGURE 22 : HISTOGRAMME DOSE VOLUME DE PLANS 2

La 7^{ème} patiente : (SEIN dt)

La dose prescrite : SC (susclave) = 50 Gy

Paroi = 50Gy

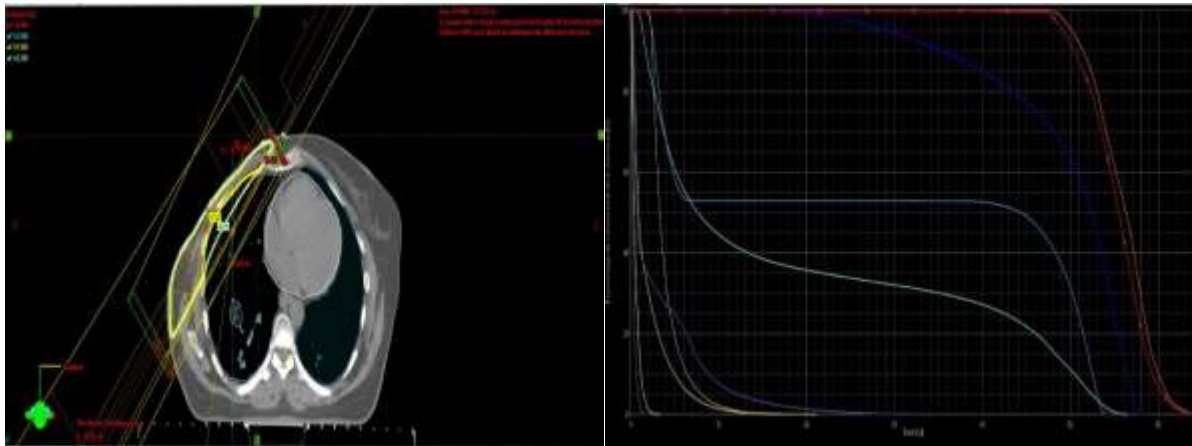
CMI = 46 Gy obligatoire de couvrir

Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risque :

Organes	Dose	La tolérance
Poumon dt	$V_{30Gy} = 32\%$ $V_{20Gy} = 35\%$ $D_{Moy} = 19,2Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{moy} = 0,53 Gy$	$D_{moy} = 5 Gy$
PTV parois	$V_{95\%} = 100\%$	$V_{95\%} = 95\% = 47,5Gy$
CMI	$V_{95\%} = 30 Gy$	$V_{95\%} = 46 Gy$

Tableau 12 :Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 7

Donc on a une bonne couverture de PTV paroi, et un faible dose pour le cœur en raison de la présence du sein du côté droit. Cependant la dose reçue par le poumon droit est accrue et le CMI en prend pas la dose prescrite, pour cela le médecin décide de changer la planification de traitement et sacrifier le traitement de CMI parce que 1% c'est le pourcentage de faire un récurrence locale dans le CMI, Pour réduire la dose du poumon droit.



3D-CRT

Histogramme dose volumed plans 1

FIGURE 23 : RESULTATS DE LA PATIENTE 7

Le 2^{ème} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

Organes	Dose	La tolerance
Poumon dt	$V_{30Gy} = 20,04\%$ $V_{20Gy} = 23,9\%$ $D_{Moy} = 13,05Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{moy} = 13 Gy$
PTV parois	$V_{95\%} = 98\%$	$V_{95\%} = 95\% = 47,5Gy$
CMI	$V_{95\%} = 6 Gy$	$V_{95\%} = 46 Gy$

Tableau 13 : Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 7

Donc on a une bonne couverture de PTV Paroi, une dose à la frontière de la tolérance pour le poumon dt, mais le CMI ne prend pas la dose prescrite. Dans ce cas la patiente a été traitée selon ce plan.

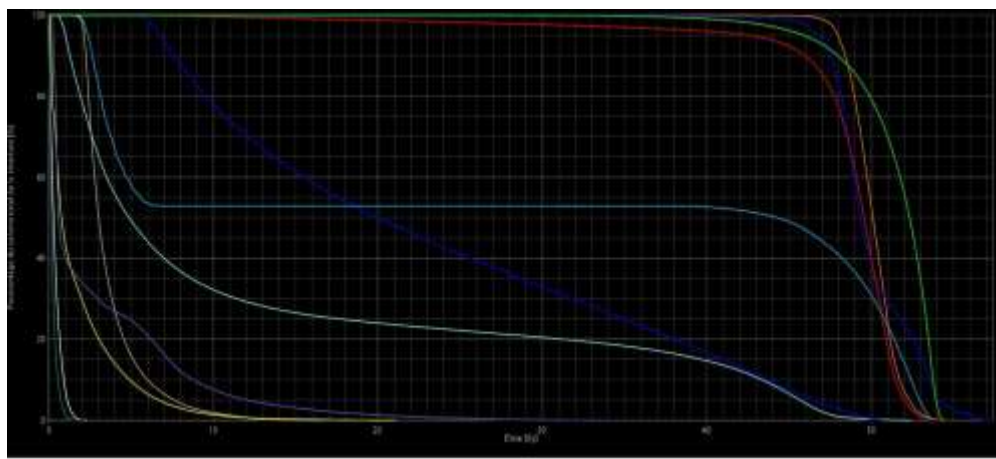


FIGURE 24 : HISTOGRAMME DOSE VOLUME DE PLANS 2

La 8^{ème} patiente : (SEIN gh)

La dose prescrite : Paroi = 50 Gy

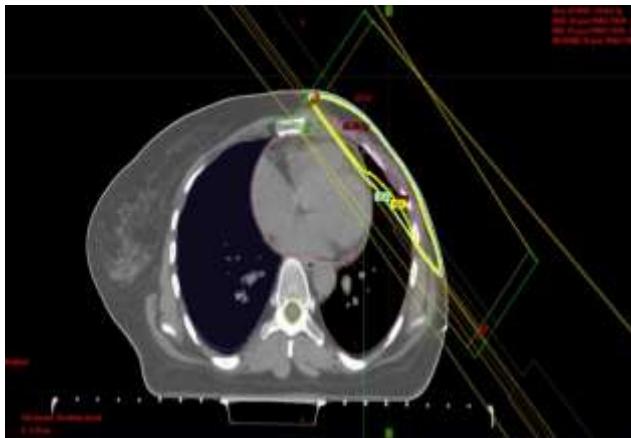
CMI = 46 Gy (mieux si on peut couvrir)

Le 1^{er} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

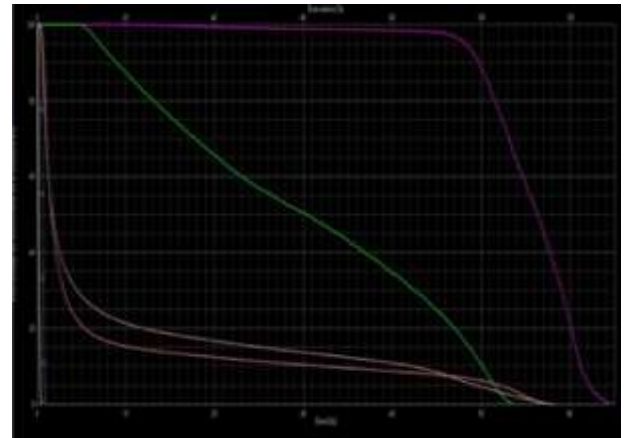
Organe	Dose	La tolerance
Poumon gh	V _{30Gy} = 13% V _{20Gy} = 16,7% D _{Moy} = 9,36Gy	V _{30Gy} ≤ 20% V _{20Gy} ≤ 30% D _{Moy} = 13 Gy
Cœur	D _{moy} = 7,6 Gy	D _{moy} = 5 Gy
PTV paroi	V _{95%} = 46,3 Gy	V _{95%} = 95% = 47,5Gy
CMI	V _{95%} = 29,9 Gy	V _{95%} = 46 Gy

Tableau 14 : Résultats dosimétriques pour plan 1 de patient 8

On a une bonne couverture de PTV Paroi, et une dose dans les limites admissibles pour le poumon gauche. Mais on a dose très haute pour le cœur due à la présence du sein du côté gauche, avec une dose insuffisante pour le CMI, pour cela le médecin décide de changer la planification de traitement et sacrifier le traitement de CMI pour réduire la dose cardiaque dans une certaine mesure possible.



3D-CRT



Histogramme dose volume de plans 1

FIGURE 25 : RESULTATS DE LA PATIENTE 8

Le 2^{ème} plan de traitement: les contraintes de dose pour les organes cibles et organes à risques :

Structure	Dose	La tolerance
Poumon gh	$V_{30Gy} = 17,5\%$ $V_{20Gy} = 20\%$ $D_{Moy} = 10,7Gy$	$V_{30Gy} \leq 20\%$ $V_{20Gy} \leq 30\%$ $D_{Moy} = 13 Gy$
Cœur	$D_{moy} = 5,08 Gy$	$D_{moy} = 5 Gy$
PTV paroi	$V_{95\%} = 95,6 \%$	$V_{95\%} = 95\% = 47,5Gy$
CMI	$V_{95\%} = 2,8 Gy$	$V_{95\%} = 46 Gy$

Tableau 15 : Résultats dosimétriques pour plan 2 de patient 8

Donc on a une bonne couverture de PTV paroi, une dose à la frontière de la tolérance pour le poumon gh, et une dose dans la tolérance de cœur, mais le CMI ne prend pas la dose prescrite, avec ces contraintes de dose la patiente a été traitée selon ce plan.

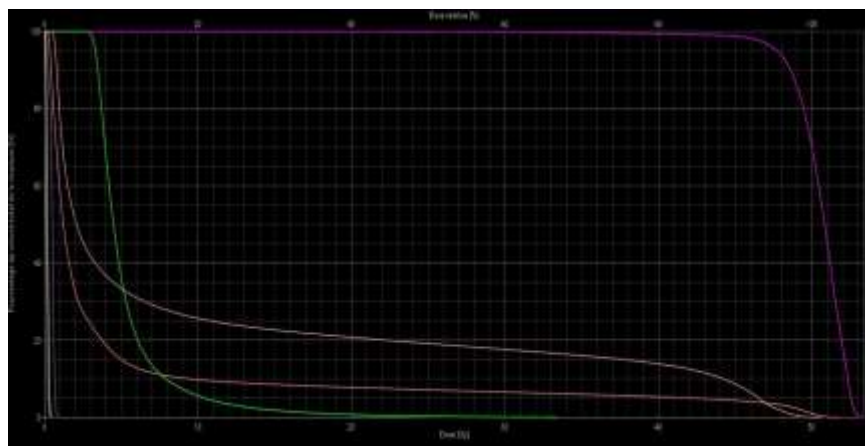


FIGURE 26 :HISTOGRAMME DOSE VOLUME DE PLANS 2

4. Avantages et désavantage de (3D-CRT) :

Le parameter	Avantage	Inconvénients
Couverture de PTV	/	Une couverture réduit de PTV(formes complexes)
Protection de OAR	/	Une protection moindre du cœur et poumon gauche (sein gouache)
Le temps de planification	Court	/
Le temps de traitement	Court	/

Tableau 16 : Avantages et désavantages de (3D-CRT)

5.Conclusion et résultats :

Nous concluons, d'après les résultats de la première étude sur les plans de traitement, que des plans de traitement alternatifs ont été élaborés pour la plupart des patients grâce à la technique tridimensionnelle, Cette décision revient au médecin radiothérapeute (Décision médical). Avec ces valeurs de couverture des volumes cibles et tolérance des organes à risques

le médecin accepte les 2^{ème} plans de traitement et les malade sont traitées. Afin de maintenir la continuité des soins au sein du centre.

CONCLUSION GENERAL

Conclusion générale :

Cette étude s'est concentrée sur les restrictions de dose à respecter lors de l'utilisation d'un traitement de radiothérapie pour les patientes atteintes d'un cancer du sein à l'hôpital **Mohamed Boudiaf** de Ouargla.

Plusieurs faisceaux de rayonnement sont utilisés et se croisent au niveau de la tumeur (isocentre) afin d'y augmenter la dose et de la diminuer dans les tissus sains. En utilisant la technique 3D en l'absence de la technique. IMRT, et d'autres nouvelles techniques.

Le succès du plan de traitement pour les huit patientes a un histogramme de volume de dose (DVH).

Dans nos études portant sur ces échantillons, l'utilisation de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) comme unique technique de traitement clinique était limitée. Certains patients ont dû être traités par radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) en raison d'incompatibilités avec le plan de traitement. Toutefois, afin de garantir la sécurité des patients, des plans de traitement alternatifs ont été élaborés. L'utilisation de la 3D-CRT, associée à un plan spécifique, s'est avérée une solution. Malgré sa simplicité comparée à la RCMI, elle a permis de cibler efficacement la dose de rayonnement autour du sein tout en protégeant les poumons et le cœur Concernant le sein droit , En général, pour le critère de base concernant l'utilisation des techniques de traitement du cancer du sein, s'il s'agit du sein gauche ou du sein atteint avec CMI, il est traité par la technique IMRT ou VMAT, tandis que s'il s'agit du sein droit, il est traité par la technique (3D-CRT), en raison de l'absence d'intervention majeure sur les organes à risques . Assurant ainsi la continuité des soins au sein du centre sans compromettre la sécurité des patients ni la qualité des résultats cliniques.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Bibliographie :

- [1] Haute Autorité de Santé (HAS). Guide des procédures de préparation et d'irradiation en radiothérapie externe. Saint-Denis: HAS; 2021. Disponible sur: <https://www.has-sante.fr/>
- [2] Centre Hospitalier Universitaire Vaudois (CHUV). Prise en charge multidisciplinaire du cancer du sein. Lausanne: CHUV; 2024. Disponible sur: <https://www.chuv.ch/cancer-sein>
- [3] International Agency for Research on Cancer (IARC). WHO Classification of Tumours: Breast Tumours. 5th ed. Lyon: IARC Press; 2019.
- [4] College National des Gynécologues et Obstétriciens Français (CNGOF). Recommandations pour la pratique clinique: Traitement du cancer du sein. Paris: CNGOF; 2023.
- [5] Amin MB, Edge SB, Greene FL, et al., editors. AJCC Cancer Staging Manual. 8th ed. Chicago: Springer; 2017.
- [6] Noël G, Antoni D, Renard-Oldrini S, et al. Contraintes de dose pour les organes à risque : mise à jour des recommandations de la SFPM et de la SFRO. Cancer/Radiothérapie. 2016;20(Suppl):S36-S56.
- [7] Institut National du Cancer (INCa). Le dépistage du cancer du sein en France : modalités et perspectives. Boulogne-Billancourt: INCa; 2022.
- [8] Belkadi A. Étude dosimétrique comparative des techniques de radiothérapie conformationnelle 3D et avec modulation d'intensité (RCMI) dans le cancer du sein [Thèse de Master]. Tlemcen: Université de Tlemcen; 2021.
- [9] Choi L. Breast Cancer Diagnosis and Staging. Medical Clinics of North America. 2023;107(2):293-305.
- [10] Piña Insausti L. Mammographie numérique et analogique : critères de qualité et contrôle de qualité en dépistage organisé. Réalités en Gynécologie-Obstétrique. 2018;184:42-49.
- [11] Moore R, Kopans DB. Advanced Breast Imaging Modalities: Digital Breast Tomosynthesis and Mammography Quality Systems. Radiology. 2020;294(1):12-23.
- [12] Cardoso F, Kyriakides S, Ohno S, et al. Early breast cancer: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up. Annals of Oncology. 2019;30(8):1194-1220.
- [13] Halsted WS. The Results of Operations for the Cure of Cancer of the Breast Performed at the Johns Hopkins Hospital from June, 1889, to January, 1894. Annals of Surgery. 1894;20(5):497-555.
- [14] Veronesi U, Cascinelli N, Mariani L, et al. Twenty-year follow-up of a randomized study comparing breast-conserving surgery with radical mastectomy for early breast cancer. New England Journal of Medicine. 2002;347(16):1227-1232.
- [15] Meftah H, Bessei T. Analyse dosimétrique de la radiothérapie tridimensionnelle du sein [Mémoire de Master]. Ouargla: Université Kasdi Merbah; 2022.
- [16] Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (EBCTCG). Effect of radiotherapy after breast-conserving surgery on 10-year recurrence and 15-year breast cancer survival: meta-analysis of individual patient data for 10,801 women in 17 randomized trials. The Lancet. 2011;378(9805):1707-1716.
- [17] Fisher B, Anderson S, Bryant J, et al. Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy, and lumpectomy plus irradiation for the treatment of invasive breast cancer. New England Journal of Medicine. 2002;347(16):1233-1241.
- [18] Gianni L, Pienkowski T, Im YH, et al. Efficacy and safety of neoadjuvant pertuzumab and trastuzumab in women with locally advanced, inflammatory, or early HER2-positive breast cancer (NeoSphere): a randomised phase 2 trial. The Lancet Oncology. 2012;13(1):25-32.
- [19] International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: IAEA; 2005.

Références bibliographiques

- [20] Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.
- [21] Yang MC. Dosimetric optimization and tracking techniques in advanced radiation therapy [Doctoral dissertation]. Strasbourg: Université de Strasbourg; 2014.
- [22] Khan FM, Gibbons JP. Khan's The Physics of Radiation Therapy. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
- [23] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Report 62). Bethesda: ICRU; 1999.
- [24] Bentel GC. Radiation Therapy Planning. 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 1996.
- [25] Halperin EC, Wazer DE, Perez CA, Brady LW. Perez & Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2018.
- [26] Barrett A, Dobbs J, Morris S, Roques T. Practical Radiotherapy Planning. 4th ed. London: Hodder Arnold; 2009.
- [27] Schipper C, Speiser B. Principles of Metabolic Radionuclide Therapy. Journal of Nuclear Medicine. 2017;58(2):190-198.
- [28] Loevinger R, Budinger TF, Watson EE. MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations. New York: Society of Nuclear Medicine; 1991.
- [29] Greene D, Williams PC. Linear Accelerators for Radiation Therapy. 2nd ed. Bristol: Institute of Physics Publishing; 1997.
- [30] Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology. 4th ed. Springfield: Charles C Thomas; 1983.
- [31] Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. Medical Physics. 2010;37(8):4078-4101.
- [32] Paganetti H. Proton Therapy Physics. Boca Raton: CRC Press; 2012.
- [33] Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, editors. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. Boca Raton: CRC Press; 2007.
- [34] Hall EJ, Giaccia AJ. Radiobiology for the Radiologist. 8th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2019.
- [35] Joiner MC, van der Kogel AJ, editors. Basic Clinical Radiobiology. 5th ed. London: CRC Press; 2018.
- [36] Tubiana M, Dutreix J, Wambersie A. Introduction to Radiobiology. London: Taylor & Francis; 1990.
- [37] Karzmark CJ, Nunan CS, Tanabe E. Medical Electron Accelerators. New York: McGraw-Hill; 1993.
- [38] Klevenhagen SC. Physics and Dosimetry of Therapy Electron Beams. Madison: Medical Physics Publishing; 1993.
- [39] Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York: John Wiley & Sons; 1986.
- [40] Evans RD. The Atomic Nucleus. New York: McGraw-Hill; 1955.
- [41] Rosenwald JC. Évolution des techniques de calcul de dose en radiothérapie externe. Cancer/Radiothérapie. 1998;2(5):511-524.
- [42] Dutreix A. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy: ICRU Report 50. Cancer/Radiothérapie. 1998;2(5):501-505.
- [43] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Report 50). Bethesda: ICRU; 1993.
- [44] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) (Report 83). Journal of the ICRU. 2010;10(1).

Références bibliographiques

- [45] Purdy JA. Current ICRU definitions of volumes: limitations and future directions. *Seminars in Radiation Oncology*. 2004;14(1):27-40.
- [46] Van Dyk J, editor. *The Modern Technology of Radiation Oncology*. Madison: Medical Physics Publishing; 1999.
- [47] Underberg RW, Lagerwaard FJ, Cuijpers JP, et al. Four-dimensional CT scans for centering of mobile lung tumors. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 2004;60(4):1283-1289.
- [48] Marks LB, Yorke ED, Jackson A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic: QUANTEC guidelines. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 2010;76(3 Suppl):S10-S19.
- [49] Herrassi Y. *Optimisation dosimétrique et assurance qualité des plans de traitement en radiothérapie 3D-CRT* [Thèse de Doctorat]. Rabat: Université Mohammed V; 2018.
- [50] International Atomic Energy Agency (IAEA). *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Treatment Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer* (Technical Reports Series No. 430). Vienna: IAEA; 2004.
- [51] Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Medical Physics*. 1998;25(10):1773-1829.
- [52] Teoh M, Clark CH, Wood K, et al. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in breast cancer. *British Journal of Radiology*. 2011;84(1007):985-996.
- [53] Bortfeld T. IMRT: a review. *Annals of Oncology*. 2006;17(11):1611-1618.
- [54] Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on formal quality assurance of electron linear accelerators: AAPM Task Group 142. *Medical Physics*. 2009;36(9):4197-4212.
- [55] Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Physics in Medicine & Biology*. 1995;40(9):1435-1449.
- [56] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*. 2008;35(1):310-317.
- [57] Société Française de Physique Médicale (SFPM). *Recommandations pour la mise en service et l'utilisation des systèmes de planification de traitement (TPS)*. Rapport SFPM n°27. Paris: SFPM; 2010.
- [58] Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Physics in Medicine & Biology*. 1999;44(11):R99-R155.
- [59] Drzymala RE, Mohan R, Brewster L, et al. Dose-volume histograms. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 1991;21(1):71-78.
- [60] Ahnesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys*. 1989;16(4):577-592.
- [61] Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ. A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays. *Med Phys*. 1985;12(2):188-196.
- [62] Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy. *Phys Med Biol*. 2006;51(22):5785-5807.
- [63] Jeraj R, Keall PJ, Siebers JV. Monte Carlo dose calculation for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol*. 2002;47(12):R59-R89.
- [64] Cozzi L, Fogliata A, Nicolini G, et al. Clinical evaluation of Eclipses SmartArc volume-modulated arc therapy optimization algorithm. *Med Phys*. 2008;35(11):5001-5011.
- [65] Reynaert N, Van der Marck S, Schaart DR, et al. Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiother Oncol*. 2007;84(2):220-226.

Références bibliographiques

- [66] LeManip. (2022, March 18). Planification du traitement et dosimétrie en radiothérapie. Retrieved from <https://www.lemanip.com/2022/03/planification-traitement-dosimetrie-radiotherapie.html>
- [67] LeManip. (2022, March 18). Planification du traitement et dosimétrie en radiothérapie. Retrieved from <https://www.lemanip.com/2022/03/planification-traitement-dosimetrie-radiotherapie.html>
- [68] Meftah, H., & Bessei, T. (2022). Analyse dosimétrique de la radiothérapie tridimensionnelle du sein [Unpublished master's thesis]. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou. Retrieved from <https://dspace.ummto.dz/server/api/core/bitstreams/948dade8-5f14-45d2-88be-60bcb6b5b33/content>

ANNEXE

ANNEXE

Caractéristiques cliniques et paramètres dosimétriques des patientes traitées pour un cancer du sein à l'Hôpital d'Ouargla

Patients		1	2	3	4	5	6	7	8
Age		62	52	40	38	62	64	56	42
Côté		Droit	Gauche	Gauche	Gauche	Gauche	Gauche	Droit	Gauche
Type de chirurgie		Tumor-ectomie	Tumor-ectomie	Mastecto mie	Mastecto mie	Mastecto mie	Mastecto mie	Mastecto mie	Mastecto mie
dose totale La	Sc	46 Gy	40,05 Gy	40,05 Gy	40,05 Gy		48 Gy	50 Gy	
	Sein/paroi	50 Gy	40,05 Gy	40,05 Gy	40,05 Gy	40,05 Gy	50 Gy	50 Gy	40,05 Gy
Distance Irradier									
coeur	D Moy	0,6	1,69	3,44	2,6	5,064	5,5	0,53	7,6
PT V	V _{95%}	100	96,8	96,37	98,3	92	95,1	100	96,3
Lu ng R	V	14,17		0,169	0,23	0,062	0,2	19,20	0,167
Lu ng L	V ₃₀	0	21,36	20,54	21,44	19,82	17,3		13
	V ₂₀	0	24,8	23,3	24,81	26,06	20,6		16,7
	D Moy	0,284	12,8	12,729	13,197	12,49	10,9	0,27	9,36
La mo elle épier nière	V _{max}				20,68	0,32	20	21	0,5
	V Moy	0,9		1,409	0,904	0,12	1,4	1,89	0,22

Résumé:

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme. La radiothérapie tridimensionnelle (3D-CRT) est l'une des techniques de traitement les plus utilisées, car elle permet une couverture complète des organes cibles tout en préservant les tissus sains. La plupart des centres utilisent cette technique, mais avec le développement de nouvelles techniques, 'IMRT', 'IGRT' et VMAT, son efficacité a diminué dans certains cas.

Cette étude a été menée auprès de huit patientes atteintes d'un cancer du sein et traitées par 3D-CRT au Centre de cancérologie de Ouargla. L'objectif était d'évaluer et d'optimiser les CONTRAINTES de dose afin d'obtenir une couverture de 95 % des organes cibles et de minimiser l'irradiation des organes environnants grâce à des plans de traitement et des simulations en conditions réalistes, garantissant ainsi la qualité des soins et l'analyse des principaux paramètres dosimétriques et des DVH des PTV et des OAR. Les résultats de cette recherche indiquent que cette technique est actuellement la seule disponible au sein du centre. En raison du manque d'autres technologies, des plans de traitement alternatifs ont été élaborés afin de garantir la sécurité des patientes et la qualité des soins.

Les mots clés: Cancer du sein, Contraintes de dose, Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT), Les techniques de radiothérapie, Histogramme dose-volume (DVH).

Abstract:

Breast cancer is the most common type of cancer among women. Three-dimensional radiotherapy (3D-CRT) is one of the most widely used treatment techniques, as it allows for complete coverage of the target organs while preserving healthy tissue. Most centers use this technique, but with the advent of newer techniques such as intensity-modulated radiotherapy (IMRT), image-guided radiotherapy (IGRT), and volumetric modulated radiotherapy (VMAT), its effectiveness has decreased in some cases.

This study was conducted on eight breast cancer patients undergoing 3D-CRT treatment at the Ouargla Cancer Center. The aim was to evaluate and optimize dose constraints to achieve 95% coverage of the target organs and minimize irradiation of surrounding organs through treatment plans and simulations under realistic conditions. This ensured quality of care and analyzed key dose parameters and the dose-volume curve (DVH) of the target organs (PTV) and exposed organs (OARs). The results of this research indicate that this technique is currently the only one available at the center. Due to the lack of other techniques, alternative treatment plans were developed to ensure patient safety and quality of care.

Keywords: Breast cancer, Dose Constraints, Three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT), Techniques radiotherapy, Dose-volume histogram (DVH).

المخلص:

يُعد سرطان الثدي أكثر أنواع السرطان شيوعًا بين النساء. ويُعتبر العلاج الإشعاعي ثلاثي الأبعاد (D-CRT3) من أكثر تقنيات العلاج استخدامًا ، إذ يُتيح تغطية كاملة للأعضاء المستهدفة مع الحفاظ على الأنسجة السليمة. تستخدم معظم المراكز هذه التقنية، ولكن مع ظهور تقنيات أحدث مثل العلاج الإشعاعي المعدل الشدة (IMRT) والعلاج الإشعاعي الموجه بالصور (IGRT) والعلاج الإشعاعي الحجمي المعدل (VMAT)، انخفضت فعاليتها في بعض الحالات.

أُجريت هذه الدراسة على ثماني مريضات بسرطان الثدي خضعن للعلاج بتقنية D-CRT3 في مركز ورقلة للسرطان. كان الهدف هو تقييم وتحسين قيود الجرعة لتحقيق تغطية بنسبة 95% للأعضاء المستهدفة وتقليل تشعيع الأعضاء المحيطة من خلال خطط علاجية ومحاكاة في ظروف واقعية، مما يضمن جودة الرعاية وتحليل المعايير الجرعية الرئيسية ومنحنى الجرعة-الحجم (DVH) للأعضاء المستهدفة (PTV) والأعضاء المعرضة للإشعاع (OARs). تُشير نتائج هذا البحث إلى أن هذه التقنية هي

الوحيدة المتاحة حاليًا في المركز. ونظرًا لعدم توفر تقنيات أخرى، تم تحسين وضع خطط علاجية بديلة لضمان سلامة المرضى وجودة الرعاية.

كلمات مفتاحية: سرطان الثدي، قيود الجرعة، العلاج الإشعاعي ثلاثي الأبعاد المطابق (3D-CRT)، تقنيات العلاج الإشعاعي، مخطط توزيع الجرعة والحجم (DVH).