

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU



Faculté Des Sciences Exactes  
Département De Physique



# Mémoire de fin d'étude

En vue de l'obtention du diplôme de master

Spécialité

Physique médicale

Thème

**Comparaisons dosimétriques dans le traitement du cancer du sein  
La technique 3D, VMAT, IMRT et HYBRIDE  
En radiothérapie**

Réalise par :

✚ M<sup>elle</sup>. BOUZEKRI Ferroudja

Membres du jury :

✚ M <sup>r</sup> A. Ziane	Professeur	UMMTO	président
✚ M <sup>me</sup> R. Louelh	Physicienne médicale	HCM	Examinatrice
✚ M <sup>me</sup> k. Benzidane	Radiothérapeute	CLCC	Examinatrice
✚ M <sup>me</sup> S. Ait Chikh	Physicienne médicale	HCM	Encadreur

Année universitaire

2022-2023

# *Dédicace*

*To my beloved family, you are the steadfast pillars of my life, my endless source of happiness.*

*To my brothers and sisters, my lifelong companions, you are my strength. To my precious L, your love is my guiding light. Thank you for being my family, my joy, my fortitude. With you, every moment is priceless. I love you beyond words."*

# **Remerciements**

*Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à mon encadrant, Madame **S. AIT CHIKH**, pour son soutien, son expertise et ses précieux conseils tout au long de la réalisation de ce mémoire. Sa disponibilité et son accompagnement ont été d'une importance capitale dans l'aboutissement de ce travail de recherche.*

*J'aimerais également exprimer ma gratitude envers **Dr A. Toutaoui** pour sa contribution significative à ce mémoire. Aussi à tous les enseignants du département de physique avec qui j'ai eu l'opportunité d'acquérir et de renforcer de nombreuses connaissances tout au long de mes études à l'université de TIZI OUZOU.*

*Merci au professeur **A. Ziane** d'avoir accepté de présider mon jury de thèse.*

*Je remercie également Mme **R. Louelh** et Mme **K. Benzidan** d'avoir accepté d'examiner ce travail.*

*Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à **Ms. Metchat** pour son précieux soutien, son assistance inestimable, son aide et sa disponibilité merci infiniment monsieur.*

*Un merci tout particulier à l'équipe du service de radiothérapie de l'Hôpital Chahids Mahmoudi pour leur disponibilité tout au long de mon stage pratique.*

*À mes camarades et à mes meilleures amies **Thanina, Wissam, Ikram, Kamel, Ahecen** et **Abd erraouf**, je tiens à souligner les moments et les souvenirs inoubliables que nous avons partagés ensemble. Ces instants de complicité et de rires resteront gravés dans ma mémoire pour toujours.*

*Ma famille, Je désire vous remercier très sincèrement pour m'avoir apporté un soutien sans faille et un encouragement continu long de mes années d'études pour tous les sacrifices que vous avez faits.*

*Je tiens enfin à remercier tous ceux qui ont contribué d'une façon ou d'une autre à la réalisation de ce travail.*

## Table des matières

<b>Introduction générale.....</b>	<b>1</b>
-----------------------------------	----------

### **Chapitre I : Radiothérapie du cancer du sein ..... 3**

I.1 Introduction .....	2
I.2 Objectif.....	2
I.3 Généralité sur l'anatomie du sein .....	2
I.3.1 Classification de cancer du sein .....	3
I.3.2 La classification TNM dans le traitement du cancer du sein .....	3
I.3.3 Traitement du cancer du sein.....	5
I.4 Délinéation des volumes cibles .....	6
I.4.1 Le Volume cible clinique (CTV).....	7
I.4.2 Le volume cible interne ITV .....	7
I.4.3 Le volume cible planifié (PTV).....	8
I.4.4 Les organes à risques OARs.....	8
I.5 Prescription de traitement.....	8
I.6 Définition les volumes à irradier .....	8
I.7 Les effets de la radiothérapie.....	10

### **Chapitre II : L'Évolution des techniques de traitement dans le cancer du sein        12**

II.1 Introduction .....	11
II.2 Objectif.....	11
II.3 Chaîne de traitement dans le service radiothérapie .....	11
II.4 Techniques de traitement en radiothérapie pour le cancer du sein.....	12
II.4.1 La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3DCRT).....	12
II.4.1.1 Techniques d'irradiation des ganglions lymphatiques périphériques.....	13
II.4.2 L'arc thérapie avec modulation d'intensité (VMAT).....	16
II.4.3 La technique VMAT comprend deux méthodes de délivrance de dose :.....	17
II.4.4 La Technique Hybride.....	18
II.5 Système de planification de traitement (TPS). Eclipse .....	18

II.5.1	Planification directe.....	19
II.5.2	Planification inverse .....	19
II.6	Algorithme de calcul.....	19
II.6.1	Type « a » .....	19
II.6.2	Type « b » .....	20
II.6.3	Type « c » .....	20
II.7	Méthodes d'évaluation d'un plan de traitement .....	21
II.7.1	DVH (Histogrammes Dose Volume) .....	21
II.7.2	Indice d'homogénéité .....	22
II.7.3	Indice de conformité.....	23
 <b>Chapitre III : Matériels et méthodes .....</b>		<b>27</b>
III.1	Introduction .....	25
III.2	Objectif .....	25
III.3	Matériels .....	25
III.4	Caractéristique générale des patients : .....	26
III.4.1	Scanner simulateur .....	26
III.4.2	Moyens de contention .....	26
III.4.3	Système de planification de traitement TPS.....	27
III.4.4	Accélérateur linéaire .....	27
III.5	Méthodes .....	28
III.5.1	Parcours du patient en RT .....	28
III.5.2	Protocole thérapeutique .....	28
III.5.3	Simulation virtuelle .....	29
III.5.4	Contourage des structures anatomiques .....	30
III.5.5	Plan 3D .....	31
III.5.6	Plan IMRT / VMAT .....	31
III.5.7	Plan Hybride.....	32
III.6	Evaluation dosimétrique.....	33
 <b>Chapitre IV : Résultats et discussions .....</b>		<b>30</b>
IV.1	Introduction .....	34
IV.2	Comparaison des distributions de dose .....	34
IV.2.1	Le volume de PTVsc et PTVaxil avec prescription de dose 46 Gy .....	34

IV.2.2 La distribution de dose (46Gy) pour de PTVsc.....	35
IV.2.3 Comparaison de la distribution de dose (46Gy) pour de PTVaxil .....	37
IV.2.4 Le volume des PTVpr avec prescription dose 50 Gy .....	38
IV.2.5 Le volume des PTVaxil avec prescription de 50 Gy .....	39
IV.2.6 Le volume des PTVaxil couvert par une dose prescrite 50 Gy .....	40
IV.2.7 La distribution de la dose pour les organes a risque.....	41
IV.2.7.1 Le cœur.....	41
IV.2.7.2 Pommons .....	43
IV.2.7.3 Pommons CL.....	44
IV.2.7.4 La moelle épinière .....	44
IV.2.7.5 Le sein CL .....	45
IV.2.8 Comparaison d'indice.....	46
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>48</b>

# Liste des figures

## Chapitre I

Figure I-1 : Schéma représentatif de l'anatomie du sein.....	3
Figure I-2 : Définition des volumes cibles et les organes à risques en radiothérapie .....	8

## Chapitre II

Figure II-1 : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.....	11
Figure II-2 : représentatif de la planification IMRT. ....	16
Figure II-3 : Planification du traitement utilisant l'arc partiel Non-continu.....	17
Figure II-4 : l'histogramme dose volume (DVH). ....	22

## Chapitre III

Figure III-1 : Cals tête, support bras, plan inclinée, cals genoux. ....	26
Figure III-2 : Plan incliné avec les supports effectués pour le positionnement .....	27
Figure III-3 : Accélérateur linéaire Varian Clinac IX-23 (HCM).....	28
Figure III-4 : Cette image représente le positionnement de la patiente et les moyens de contention utilisés durant la simulation avec scanner simulateur CT. ....	29
Figure III-5 : Modalités de planification des différents techniques 3DCRT planification directe à gauche et à la droite une planification inverse RCMI. ....	30

## Chapitre IV

Figure IV-1 : Distribution de dose (43.7Gy) pour le volume PTVsc et PTVaxil pour la technique 3DCRT, hybride VMAT et hybride IMRT.....	35
Figure IV-2 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVsc pour la distribution de ..	36
Figure IV-3 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVaxil pour la distribution de dose pour chaque technique d'irradiation. ....	37
Figure IV-4 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVpr avec une dose 50Gy.....	39
Figure IV-5 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVsc avec une dose 50Gy.....	40
Figure IV-6 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVpr avec une dose 50Gy.....	41
Figure IV-7 : Histogramme des pourcentages des doses reçus par le cœur avec les trois techniques.....	42
Figure IV-8 : Exemple de DVH pour le cœur des deux technique 3CRT et Hybride VMAT. ....	42
Figure IV-9 : Histogramme des pourcentages de dose au pommons. ....	43
Figure IV-10 : Histogramme des pourcentages de dose au poumon CL. ....	44
Figure IV-11 : Histogramme des pourcentages de dose au moelle épinière. ....	45
Figure IV-12 : Histogrammes des doses reçus par le sein CL. ....	46
Figure IV-13 : histogramme de l'indice d'homogénéité pour les trois techniques.....	47
Figure IV-14 : histogramme de l'indice de conformité pour les trois techniques.....	47
Figure IV-15 : histogramme de l'indice de couverture pour les trois techniques. ....	47

## Liste des tableaux

### Chapitre I

Tableau I-1 : La classification TNM du cancer du sein. ....	4
---	---

### Chapitre III

Tableau III-1 : Représentant le nombre de patients avec les volumes cibles à irradier avec des doses prescrites. ....	25
Tableau III-2 : Les caractéristiques des patients traité. ....	26
Tableau III-3 : Les champs utilise pour chaque technique avec ....	32
Tableau III-4 : Les déférentes techniques utilisées pour les volumes cible. ....	32
Tableau III-5 : Représente les contraintes de dose des OARs. ....	33

### Chapitre IV

Tableau IV-1 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVsc entres différentes techniques. ....	35
Tableau IV-2 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVaxil entres différentes techniques. ....	37
Tableau IV-3 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVpr entres différentes techniques. ....	38
Tableau IV-4 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVaxil entres différentes techniques. ....	39
Tableau IV-5 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVpr entres les différentes techniques. ....	40
Tableau IV-6 : Comparaison des paramètre dosimétriques au niveau de cœur. ....	41
Tableau IV-7 : Comparaison des paramètre dosimétriques pour poumon. ....	43
Tableau IV-8 : Comparaison des paramètres dosimétriques pour poumon CL. ....	44
Tableau IV-9 : Comparaison des paramètre dosimétriques pour la moelle épinière. ....	44
Tableau IV-10 : Les doses moyens reçue par le sein CL. ....	45
Tableau IV-11 : Comparaison dosimétrique des indices. ....	46

## Liste des abréviations

<b>AAA</b>	<b>Anisotropic Analytical Algorithm</b>
<b>AXB</b>	<b>Acuros eXternal Beam</b>
<b>BEV</b>	<b>Beam's Eye View</b>
<b>CCC</b>	<b>Collapse Cone Convolution</b>
<b>CI</b>	<b>Conformity Index</b>
<b>CT</b>	<b>Computed Tomography</b>
<b>CTV</b>	<b>Clinical Target Volum</b>
<b>DVH</b>	<b>Histograms Dose-Volum</b>
<b>GTV</b>	<b>Gross Tumor Volume</b>
<b>HI</b>	<b>Homogeneity Index</b>
<b>ITV</b>	<b>Internal Target Volume</b>
<b>IMRT</b>	<b>Intensity Modulated Radiation Therapy</b>
<b>ICRU</b>	<b>International Commission on Radiation Unit and Measurement</b>
<b>IRM</b>	<b>Imagerie par résonance magnétique</b>
<b>TEP</b>	<b>Tomographie par Emission de Positrons</b>
<b>TPS</b>	<b>Traitement Planning System</b>
<b>LINAC</b>	<b>Lineair Accelerator</b>
<b>MLC</b>	<b>Multi Leaf Collimator</b>
<b>MU</b>	<b>Monitor Unit</b>
<b>SFRO</b>	<b>Société Française de Radiothérapie et Oncologie</b>
<b>VMAT</b>	<b>Arc thérapie volumétrique par modulation d'intensité</b>

## Introduction générale

Le cancer du sein demeure l'une des pathologies les plus préoccupantes de notre époque, affectant des millions de femmes à travers le monde de plus en plus jeune. Face à cette réalité, la radiothérapie est un pilier essentiel dans la prise en charge de cette maladie, contribuant de manière significative à améliorer les taux de survie et la qualité de vie des patientes. Au fil des décennies, les techniques de radiothérapie ont évolué de manière spectaculaire, offrant des avancées technologiques majeures pour une administration plus précise et personnalisée du traitement.

Dans ce travail, le premier chapitre sera dédié à la radiothérapie du cancer du sein, où nous aborderons les bases théoriques de cette modalité thérapeutique, son fonctionnement et son rôle essentiel dans le traitement du cancer. Une analyse des différentes techniques de radiothérapie spécifiquement utilisées pour le cancer du sein avec atteinte ganglionnaires sera réalisée, mettant en évidence leur impact sur les tissus sains environnants. Le second chapitre portera sur l'évolution des techniques de traitement en radiothérapie du cancer du sein, pour mieux comprendre les avancées technologiques majeures qui ont amélioré l'efficacité des traitements au fil des années. Nous mettrons en lumière les études cliniques et les progrès en imagerie médicale qui ont contribué à rendre la radiothérapie plus précise et personnalisée. Le troisième chapitre se penchera sur une étude de cas réalisée au sein de l'hôpital du CHAHID MAHMOUDI à TIZI OUZOU, où nous analyserons concrètement l'application des techniques de radiothérapie déjà citées auparavant. Nous étudierons les protocoles utilisés, les choix de traitements et les résultats obtenus.

Enfin, le quatrième chapitre présentera les résultats de cette étude ainsi que les discussions qui en découlent. Nous évaluerons les performances des différentes techniques de radiothérapie utilisées durant notre étude et les comparerons avec les données de la littérature scientifique, tout en discutant des implications cliniques de ces résultats et des perspectives d'amélioration pour une prise en charge encore plus efficace du cancer du sein par la radiothérapie.

Finalement, ce mémoire de fin d'étude vise à apporter une vision complète et actualisée de la radiothérapie dans le cancer du sein, en mettant en évidence son évolution technologique, son application pratique et ses résultats cliniques. Nous espérons que cette étude contribuera à une meilleure compréhension des avancées dans ce domaine crucial de l'oncologie, tout en offrant des pistes pour l'amélioration continue des traitements et des soins apportés aux patientes atteintes de cette maladie complexe.

# **Radiothérapie du cancer**

## **Du sein**

## I.1 Introduction

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme et la deuxième cause de décès parmi tous les cancers [8]. Et la radiothérapie est un traitement couramment utilisé dans la lutte contre le cancer du sein. Il s'agit de plusieurs techniques qui utilisent des rayonnements ionisants de haute énergie pour détruire les cellules cancéreuses et réduire le risque de récurrence après la chirurgie ou la chimiothérapie. Le cancer du sein est une forme de cancer qui se développe lorsque des cellules du sein deviennent anormales et se divisent de façon incontrôlable. Il commence généralement dans les glandes qui produisent le lait (lobules) ou les canaux qui transportent le lait depuis ces glandes vers le mamelon [8]. Le dépistage précoce du cancer du sein est essentiel pour un traitement réussi, les méthodes courantes incluent l'examen clinique, la mammographie et l'échographie [6].

## I.2 Objectif

Dans ce chapitre, nous allons présenter tout d'abord une généralité sur l'anatomie du sein, puis nous fournirons une compréhension approfondie de la radiothérapie du cancer du sein. Nous mettrons l'accent sur les aspects clés de ce traitement, tels que la délimitation des volumes cible et la prescription de traitement.

## I.3 Généralité sur l'anatomie du sein

Le sein est une glande située sur la poitrine, au-dessus du muscle pectoral. Il est principalement composé de tissu adipeux (graisse), de fibres de soutien et d'une glande mammaire. La glande mammaire est subdivisée en sections appelées lobes, qui contiennent des lobules. Le sein est recouvert par la peau et comprend également des vaisseaux sanguins, des vaisseaux lymphatiques, des nerfs et des canaux qui se dirigent vers le mamelon. Les ganglions lymphatiques, qui jouent un rôle important dans la protection contre les infections, sont également présents dans le sein [6].

Les ganglions lymphatiques du sein sont principalement situés [8] :

- Au niveau de l'aisselle (ganglions axillaires).
- Au-dessus de la clavicule (ganglion sus-claviculaire) ; sous la clavicule (ganglion sous-claviculaires).
- A l'intérieure du thorax, autour du sternum (ganglions mammaires internes).

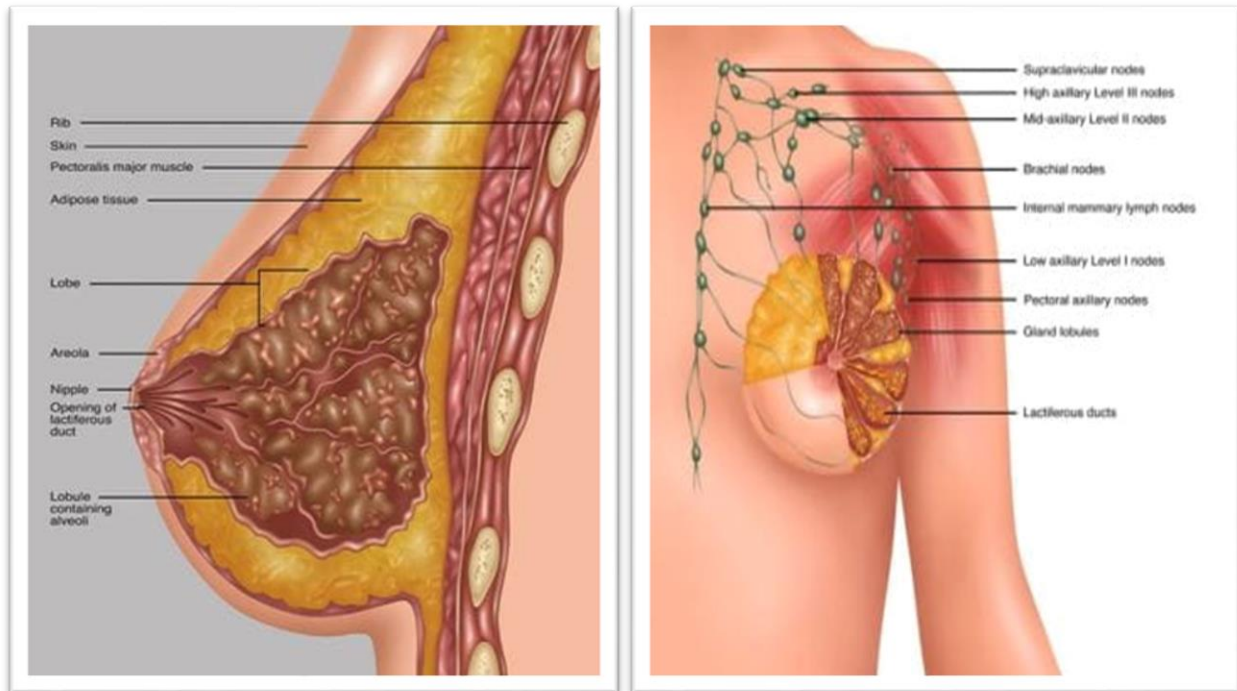


Figure I-1 : Schéma représentatif de l'anatomie du sein.

### I.3.1 Classification de cancer du sein

Il existe plusieurs types histologiques du cancer du sein selon la nature des cellules atteintes à l'origine de la tumeur. Le cancer du sein se développe principalement au niveau des cellules de la glande mammaire et ces adénocarcinomes ont leur origine soit dans les cellules des canaux soit dans des cellules des lobules sécréteurs. Sans infiltration au-delà de la membrane basale, ils sont dits in situ. Les cancers in situ (carcinome canalaire et carcinome lobulaire), et les cancers infiltrants ils atteignent le tissu qui entoure les canaux et les lobules et sont majoritairement canaux. Ils peuvent se propager aux chaînes ganglionnaires dont la plus proche est axillaire [13].

### I.3.2 La classification TNM dans le traitement du cancer du sein

La classification TNM des cancers du sein fournit des informations essentielles sur l'extension de la tumeur, l'atteinte des ganglions lymphatiques et la présence de métastases. Cela aide à compléter le diagnostic et guide la prise en charge thérapeutique en permettant une approche individualisée pour chaque patiente en fonction du stade TNM spécifique de sa tumeur [14].

Stade	Description	Traitement
<b>T1</b>	Tumeur $\leq$ 2 cm	Lumpectomie + radiothérapie ou mastectomie + radiothérapie
<b>T2</b>	Tumeur $>$ 2 cm et $\leq$ 5 cm	Lumpectomie + radiothérapie ou mastectomie + radiothérapie
<b>T3</b>	Tumeur $>$ 5 cm ou adhérent à la paroi thoracique ou à la peau	Mastectomie $\pm$ radiothérapie
<b>T4</b>	Tumeur avec extension directe à la paroi thoracique ou à la peau	Mastectomie $\pm$ radiothérapie
<b>N0</b>	Pas de ganglions lymphatiques envahis	Pas de traitement adjuvant axillaire
<b>N1</b>	Ganglions lymphatiques axillaires envahis	Radiothérapie régionale de l'aisselle
<b>N2</b>	Ganglions axillaires envahis, adhérents à des structures adjacentes	Radiothérapie régionale de l'aisselle
<b>N3</b>	Ganglions sous-claviculaires envahis	Radiothérapie régionale de l'aisselle et des ganglions sous-claviculaires
<b>M0</b>	Pas de métastases à distance	Pas de traitement spécifique aux métastases
<b>M1</b>	Métastases à distance présentes	Traitement systémique pour les métastases

**Tableau I-1 : La classification TNM du cancer du sein.**

T : tumeur ; N : regional lymph nodes ; M : distant metastasis.

Le système TNM se compose de trois composantes principales :

- **T (Tumeur)** : Il s'agit de l'évaluation de la taille de la tumeur primaire et de son extension dans les tissus mammaires adjacents. Le stade T peut varier de T0 (absence de tumeur) à T4 (tumeur de grande taille ou envahissant les structures avoisinantes).
- **N (Nœuds lymphatiques)** : Il indique si des ganglions lymphatiques régionaux sont affectés par le cancer. Le stade N peut aller de N0 (absence d'atteinte ganglionnaire) à N3 (atteinte de nombreux ganglions lymphatiques).
- **M (Métastases)** : Il renseigne sur la présence de métastases à distance, c'est-à-dire si le cancer s'est propagé à d'autres organes éloignés du sein. Le stade M est classé en M0 (absence de métastases) ou M1 (présence de métastases).

La combinaison des stades T, N et M permet de déterminer le stade global du cancer du sein, qui peut être de stade 0 (carcinome in situ, c'est-à-dire un cancer précoce qui n'a pas envahi les tissus environnants) à stade IV (cancer métastatique avec propagation à d'autres organes) [13].

### I.3.3 Traitement du cancer du sein

La stratégie de traitement d'un cancer du sein a énormément évolué dans les dernières décennies. Le traitement actuel repose sur la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie (incluant les thérapies ciblées) et l'hormonothérapie [14].

#### ➤ La chirurgie

La chirurgie est en règle générale le traitement de base du sein [15]. Et l'intervention chirurgicale peut être :

- ❖ **Chirurgie du sein conservatrice** : Il s'agit d'une option de traitement lorsque cela est possible. Elle comprend des techniques telles que la tumorectomie (ablation de la tumeur), la segmente-tomie, la mastectomie partielle. Le choix de la chirurgie conservatrice dépend des caractéristiques de la tumeur, du volume mammaire et des préférences de la patiente. Elle est généralement réalisée en combinaison avec une radiothérapie adjuvante [12].
- ❖ **Mastectomie** : Il s'agit d'une procédure chirurgicale qui consiste en l'ablation complète du sein. Elle peut être effectuée en cas de contre-indications à la chirurgie conservatrice ou si la patiente le souhaite. La mastectomie peut être réalisée avec conservation de l'étui cutané et/ou de la plaque aréole-mamelonnaire, en fonction des indications. Il est important d'informer la patiente sur les options de reconstruction mammaire immédiate ou différée [12].
- ❖ **Biopsie du ganglion sentinelle** : Cette procédure consiste à identifier et à prélever le premier ganglion lymphatique (ganglion sentinelle) dans l'aisselle qui reçoit le drainage lymphatique de la tumeur. Elle est utilisée pour déterminer si les ganglions lymphatiques sont envahis par le cancer. La biopsie du ganglion sentinelle peut être réalisée avec une double détection colorée et isotopique, en utilisant une injection de colorant et/ou un radio-isotope [12].
- ❖ **Curage axillaire** : Dans certains cas, lorsque la biopsie du ganglion sentinelle révèle la présence de métastases, un curage axillaire peut être réalisé. Il s'agit de l'exérèse des ganglions axillaires situés dans les deux premiers étages de Berg. Cependant, le curage axillaire est évité autant que possible pour réduire les complications potentielles [12].

#### ➤ La radiothérapie

La radiothérapie fait partie de la prise en charge thérapeutique du cancer du sein. Ce traitement peut entraîner des effets secondaires immédiats ou retardés. Même si les nouvelles techniques utilisées limitent l'apparition des séquelles après l'irradiation, le risque de complications est tout de même présent.

La radiothérapie externe conventionnelle repose sur l'utilisation d'un accélérateur linéaire de particules pour délivrer des rayons d'énergie en faisceaux de photons. Ces faisceaux

sont conçus pour délivrer une dose homogène dans la tumeur tout en protégeant les organes critiques environnants [13].

Plusieurs essais cliniques et méta-analyses ont confirmé les bénéfices de la radiothérapie externe dans la réduction des récidives locales du cancer du sein. Elle a montré une réduction significative du taux de récidive locale, mais son impact sur la survie globale est moins prononcé.

### ➤ **Cibles thérapeutiques**

Quatre zones corporelles peuvent faire l'objet d'un traitement radiothérapeutique dans le cancer du sein dont le choix varie selon le type de chirurgie réalisé sur la glande mammaire [13] :

#### **Après chirurgie conservatrice**

1. La glande mammaire, incluant son prolongement axillaire et sous claviculaire.
2. Le lit tumoral.

#### **Après chirurgie non conservatrice :**

3. La paroi thoracique.

De plus, selon l'évaluation clinique ou les résultats d'exploration des ganglions, l'irradiation de chaînes ganglionnaires peut être associée.

### ➤ **La chimiothérapie**

La chimiothérapie est une modalité de traitement utilisée dans le cadre du traitement du cancer du sein. Elle consiste à administrer des médicaments anticancéreux puissants pour détruire les cellules cancéreuses ou inhiber leur croissance. Elle est souvent utilisée en complément d'autres traitements, tels que la chirurgie ou la radiothérapie, et peut être administrée avant (chimiothérapie néoadjuvante) ou après (chimiothérapie adjuvante) l'intervention chirurgicale pour réduire le risque de récidive.

Les médicaments de chimiothérapie peuvent être administrés par voie intraveineuse, orale ou sous forme d'injections. Ils circulent dans tout le corps, atteignant les cellules cancéreuses présentes dans le sein ainsi que celles qui pourraient s'être propagées à d'autres parties du corps [13].

## **I.4 Délimitation des volumes cibles**

La définition du volume est une condition préalable à une planification de traitement et à la déclaration précise des doses. Les rapports 50, 62, 83 de l'ICRU, définissent et décrivent plusieurs volumes de structures cibles et critique qui aident au processus de planification du

traitement et qui fournissent une base de comparaison des résultats du traitement. Donc la délimitation de ces volumes est une étape obligatoire dans le processus de planification.

Ces volumes et structures sont définis selon les rapports 50 et 62 de l'ICRU [3][4]. Le volume cible brut (GTV) fait référence à la structure du cancer palpable ou visible, mais cette définition n'est pas utilisée pour le cancer du sein. Le GTV ainsi que le volume de tissu contenant une maladie microscopique sont regroupés sous le nom de volume cible clinique. Le CTV, avec quelques marges supplémentaires, est ensuite utilisé pour déterminer le volume cible de planification (PTV) selon un concept géométrique.

Les volumes suivants ont été définis comme étant le principal volume lié à la planification de traitement :

Le volume cible tumorale macroscopique (GTV)

Le GTV (Gross Tumor Volume) désigne le volume de tumeur visible ou palpable il représente la région anatomique où se trouve la tumeur primaire ou les métastases. Le GTV est habituellement basé sur l'information obtenue à partir d'une combinaison des modalités d'imagerie (IRM, PET, CT) et les comptes rendus opératoires et anatomopathologie, Il recevra la dose la plus forte.

#### **I.4.1 Le Volume cible clinique (CTV)**

Le CTV est le volume cible clinique, qui englobe le GTV ainsi que les régions ou des cellules cancéreuses pourraient être présentes mais ne sont pas visibles ou palpables. Il inclut également une marge de sécurité pour tenir compte des variations anatomique et des mouvements internes. [15]. Le CTV est le volumes des tissus qui contient le GTV ainsi que les extensions des maladies infracliniques non visible sur l'imagerie qui inclus :

- La diffusion microscopique tumorale a la périphérie de GTV.
- La possible diffusion vers d'autres organes.
- Evaluation médicale : connaissance l'histoire naturelle de la maladie, de l'anatomie environnante, de l'expérience clinique.

#### **I.4.2 Le volume cible interne ITV**

Selon le rapport 62 de l'ICRU, le volume cible interne (internal target volume ITV) correspond à un volume comprenant le volume cible anatomoclinique et une marge interne répondant aux incertitudes de taille, de forme et de position du volume cible anatomoclinique au sein du patient. Ce concept est d'autant plus intéressant en radiothérapie des cancers du sein que les incertitudes de la marge interne sont souvent supérieures aux incertitudes de la marge de repositionnement du patient appelée setup margin [16].

### I.4.3 Le volume cible planifié (PTV)

Le PTV est le volume cible de planification. Le concept du volume cible prévisionnel (planning target volume, PTV) est apparu dans le rapport 50 mais n'a été finalisé que dans le rapport 62 [5] de l'ICRU, Il est dérivé du CTV et inclut une marge supplémentaire pour tenir compte des variations de position du patient, des mouvements respiratoires et des incertitudes du traitement. Le PTV est utilisé lors de planification de la radiothérapie pour garantir que la dose prescrite soit administrée à la cible, même en tenant compte des variations et des imprécisions [15].

Il s'agit d'un concept géométrique, support pour la prescription de dose et l'évaluation des plans de traitement. Il est basé sur le concept de la sommation des erreurs aléatoires et systématiques inhérentes au traitement par rayonnements ionisants [15].

### I.4.4 Les organes à risques OARs

Les organes à risque, désignent les structures anatomiques adjacentes à la zone traitée qui peuvent être sensible aux effets néfastes de la radiothérapie.[17] Cela peut inclure des organes tels que les pommons, le cœur, la moelle épinière ou les organes digestifs. La préservation et la protection des OAR sont importantes pour minimiser les effets secondaires néfastes du traitement.

## I.5 Prescription de traitement

Conformément aux recommandations de l'ICRU 50,62,83 à propos de la définition des volumes cibles à irradier et les organes à risques à protéger en radiothérapie :

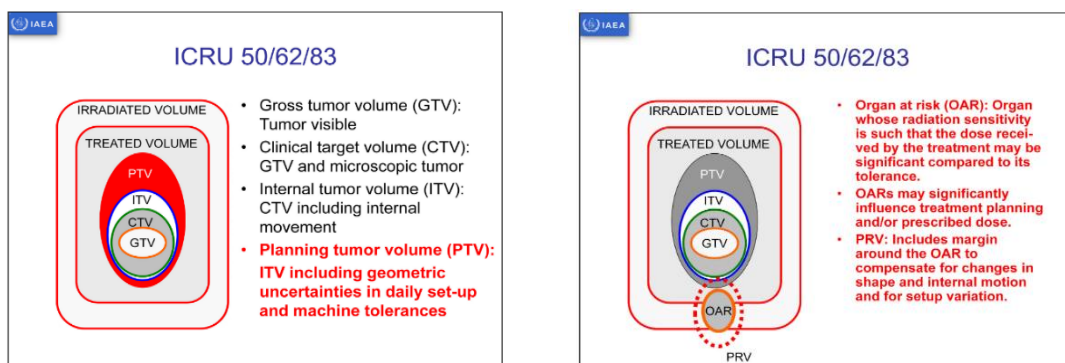


Figure I-2 : Définition des volumes cibles et les organes à risques en radiothérapie

## I.6 Définition les volumes à irradier

Le radiothérapeute définit les doses à administrer à chaque volume cible, telles que le CTV (Clinical Target Volume), le GTV (Gross Tumor Volume), l'ITV (Internal Target Volume) et le PTV (Planning Target Volume). Ces doses sont basées sur des considérations cliniques et des directives spécifiques qui visent à assurer une couverture adéquate de la tumeur tout en minimisant les dommages aux tissus sains avoisinants [16].

Prescription des doses aux points ICRU et aux différents volumes, décision du fractionnement et de la durée du traitement

- 50 Gy pour la radiothérapie de la paroi thoracique.
- 46 Gy pour la radiothérapie des ganglions lymphatiques du sein (ganglions sus-claviculaire et sous-claviculaire et axillaire).

### ➤ Fractionnement et étalement habituels

- 2 Gy par séance (fraction).

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

Ces organes doivent être pris en considération et faire l'objet d'un contourage systématique en cas d'irradiation mammaire et surtout ganglionnaire afin d'évaluer à moyen et long terme la toxicité tardive, notamment cardiaque, pulmonaire et neurologique [17].

### ➤ Cœur

Cet organe à risque est donc à définir dans le cadre du traitement des cancers du sein, surtout en cas d'irradiation du côté gauche, de faisceaux directs traitant la chaîne mammaire interne et en cas de RCMI. Les taux de complications en fonction des volumes cardiaques irradiés ont été évalués. Pour le cœur dans le traitement du cancer du sein la dose moyenne doit être  $D_{moy} < 5 \text{ Gy}$ . [18]

### ➤ Poumon(s)

Lors de l'irradiation mammaire, une partie du poumon est systématiquement irradiée variant avec l'anatomie des malades et le type de balistique. Pour le sein avec ganglion V20 Gy  $< 22\%$  et la  $D_{moy} < 18 \text{ Gy}$ .

Et pour le poumon CL  $D_{moy} < 2 \text{ Gy}$ . [18].

### ➤ Thyroïde

L'ensemble de la glande doit être délinée sur l'ensemble des coupes scanographiques où elle est visible. Les contraintes de doses ne sont actuellement pas complètement établies pour cet organe et il est donc recommandé de limiter au maximum la dose qu'elle reçoit. Il semble souhaitable de ne pas irradier plus de 50 % du volume thyroïdien à plus de 30 Gy [18].

### ➤ Plexus brachial

Un organe à risque particulier est situé dans la région des relais ganglionnaires, le plexus brachial. Même si les plexites radiques sont relativement rares avec les traitements actuels à la dose de  $D_{max} < 54 \text{ Gy}$ . Il est donc intéressant de délinéer le plexus brachial afin d'évaluer la dose reçue et d'éviter les points chauds dans le creux sous-claviculaire [18].

### ➤ Moelle épinière

La moelle épinière est l'organe à risque noble par excellence. En cas d'irradiation mammaire, les risques de toxicités sont quasi nuls mais cet organe doit être défini en cas d'irradiation de la chaîne mammaire interne par des faisceaux directs.  $D_{max} < 45\text{Gy}$  [18].

## I.7 Les effets de la radiothérapie

La toxicité de la radiothérapie dépend de plusieurs facteurs cliniques, à la fois liée aux caractéristiques du patient, à la dose reçue lors du traitement en radiothérapie mais aussi à la toxicité de la chimiothérapie.

L'irradiation des aires ganglionnaires, peut entraîner une augmentation de la toxicité, notamment cutanée, pulmonaire et cardiaques [19].

- La toxicité cutanée tardive de l'irradiation mammaire résulte de la formation de fibrose dans les tissus à renouvellement lent. Les facteurs tels que l'irradiation ganglionnaire peuvent augmenter ce risque, tandis que la technique et la dose d'irradiation utilisée jouent un rôle prépondérant dans cette toxicité [19][20].
- L'irradiation du sein gauche peut entraîner des complications cardiaques aiguës ou chroniques en raison d'une dose importante dans une partie du cœur. Une augmentation de risque d'évènement coronarien à long terme est observée après la radiothérapie mammaire, principalement liée à la dose moyenne délivrée au cœur [19][20].
- La complication pulmonaire après la radiothérapie est faible. La V20 qui est le volume qui reçoit une dose de 20 Gy est un paramètre pertinent pour prédire la toxicité pulmonaire. Les facteurs de risque incluent le volume pulmonaire irradié, la dose et l'utilisation de traitement. L'irradiation peut augmenter le volume et la dose pulmonaire irradiée, ce qui peut contribuer à une augmentation de la toxicité [19][20].
- L'irradiation axillaire est un facteur de risque important de lymphœdème après radiothérapie. L'irradiation de l'aire claviculaire peut augmenter le risque de lymphœdème, cela dépend principalement du type de chirurgie et du type d'exploration axillaire (ganglion sentinelle, curage axillaire, nombre de ganglions prélevés) [19][20].

**Evolution des techniques  
De traitement dans le cancer du sein**

## II.1 Introduction

Le cancer du sein est l'un des types de cancer les plus courants chez les femmes, et son traitement a considérablement évolué au fil des années. L'application thérapeutique de la radiothérapie a joué un rôle crucial dans cette évolution. Son développement est important, ayant commencé avec la curiethérapie et se poursuivant aujourd'hui en parallèle avec les techniques de radiothérapie externe. Au sein de ces avancées, les techniques de radiothérapie externe pour le cancer du sein ont connu des progrès significatifs.

Ce chapitre se concentre sur l'évolution des techniques de traitement utilisées dans le cadre de la radiothérapie externe pour le cancer du sein. Il explore les différentes approches de radiothérapie, les outils de planification de traitement, ainsi que les méthodes d'évolution des plans de traitement. La mise en place de techniques avancées de radiothérapie externe fascinantes est progressivement devenue une norme de base, offrant de nouvelles perspectives et une amélioration continue dans le traitement du cancer du sein.

## II.2 Objectif

L'objectif global de ce chapitre est de fournir une vue d'ensemble des avancées et des techniques utilisées dans le traitement du cancer du sein par radiothérapie, ainsi que des méthodes d'évaluation et d'optimisation des plans de traitement.

## II.3 Chaîne de traitement dans le service radiothérapie

Pour réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires et indispensables

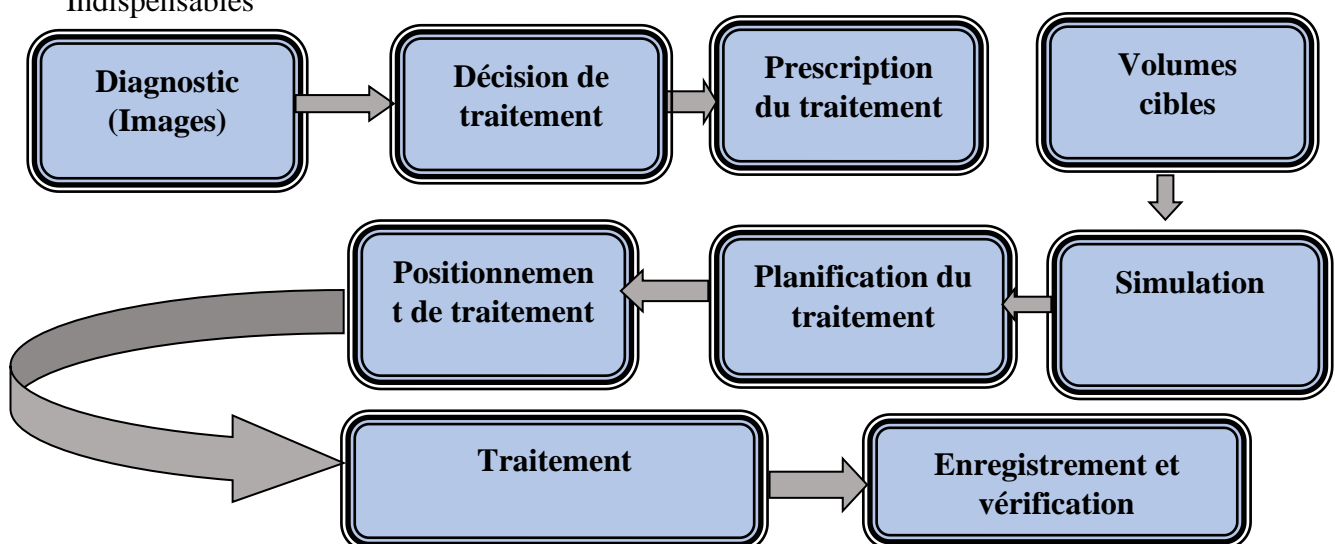


Figure II-1 : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.

## II.4 Techniques de traitement en radiothérapie pour le cancer du sein

Au cours des dernières décennies, la radiothérapie externe a connu d'importantes évolutions et contributions dans le traitement du cancer du sein. Il existe de nombreuses techniques de radiothérapie utilisées, chacune ayant ses propres limitations. Le choix de la technique de traitement dépend des installations disponibles dans le service et des connaissances expertes du centre.

### II.4.1 La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3DCRT)

La radiothérapie tridimensionnelle conformationnelle (3D CRT) est une technique avancée qui utilise de nouvelles technologies d'imagerie telles que la tomodensitométrie (CT), l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomographie par émission de positrons (PET-CT), etc. Elle génère des images tridimensionnelles d'une tumeur. La 3DCRT permet un haut niveau de précision dans l'administration du traitement par rayonnement. Le volume cible de planification (PTV) et les organes à risque pour la radiothérapie tridimensionnelle conformationnelle (3DCRT) sont définis selon les rapports 50 et 62 de la Commission internationale des unités de mesure et de radiations (ICRU) [12, 13].

La 3DCRT utilise des faisceaux de rayons X de haute énergie (6MV et 18 MV) pour être administrés aux volumes cible du sein, du pelvis, de la tête et du cou, etc., afin de minimiser la dose aux organes à risque [1]. Les plans de traitement sont calculés de manière indépendante pour chaque patient. Il existe différentes combinaisons telles que les angles de rotation, le positionnement du collimateur multilames (MLC), le nombre de champs, y compris le champ dans le champ (FiF) [11]. Ce sont des moyens efficaces pour réduire la dose au cœur avec la 3DCRT dans le traitement du cancer du sein. Elle consiste à conformer les faisceaux des champs d'irradiation au volume cible. Cette conformation est possible grâce aux lames mobiles du collimateur multilames (Multileaf collimator, MLC), qui s'ajustent à la structure voulue et permet également de limiter l'irradiation aux tissus avoisinants [1]. La planification dosimétrique a pour le but d'homogénéiser la dose dans le volume cible. Jusqu'à atteindre les recommandations de la distribution de dose établie par l'ICRU. Cette homogénéité est dépendante de l'énergie du faisceau utilisé, des marges dosimétriques liées aux mouvements internes et externes du patient, la pénombre dosimétrique et la pénétration du faisceau.

Pour assurer le confort du patient et un traitement plus précis des cancers du sein, de nombreuses techniques ont été développées au fil du temps. Selon la position du patient, le nombre d'iso centres utilisés et la méthode de traitement, ces techniques se distinguent par les paramètres de positionnement en décubitus dorsal, l'utilisation d'un seul iso centre ou de plusieurs isocentres, et l'irradiation isocentrique ou à SSD (Source-Surface Distance) fixe [15].

### II.4.1.1 Techniques d'irradiation des ganglions lymphatiques périphériques

Lorsqu'il est nécessaire d'irradier spécifiquement le champ lymphatique supra claviculaires, un champ antérieur avec un angle de 0 à 14 degrés est utilisé afin de protéger la moelle épinière et l'œsophage. Les limites du champ d'irradiation sont déterminées par la limite supérieure des champs tangentiels de la paroi thoracique, le milieu de la tête humérale latéralement, et le bord des vertèbres en tant que ligne médiane. Les ganglions lymphatiques supraclaviculaires et sous-claviculaires sont également inclus dans le champ. Dans le cas de patients minces, lorsque l'irradiation axillaire est nécessaire dans le champ lymphatique supra claviculaires, seul le champ antérieur unique peut être irradié [15].

#### ➤ Technique mono-isocentrique

La technique mono-iso centrique réduit la dose reçue par les organes à risque tels que les poumons et le cœur. Elle permet également d'éviter les zones froides et chaudes [11]. Un seul isocentre est placé à la jonction des champs tangentiels de la paroi thoracique et supra claviculaires. La moitié supérieure des champs tangentiels et la moitié inférieure du champ antérieur sont partiellement bloquées. L'ajustement des champs est accepté en utilisant des mâchoires asymétriques pour diviser le faisceau le long du plan de l'axe central. L'administration du traitement nécessite une seule mise en place à l'intérieur de la salle de traitement pour traiter les champs tangentiels et supra claviculaires (antérieure et postérieure) [15].

Une irradiation antérieure et postérieure de la région axillaire et supra claviculaires est nécessaire en cas de risque d'atteinte des ganglions lymphatiques supra claviculaires et axillaires. Le chevauchement entre les champs tangentiels et la zone supra claviculaires pose un problème. Pour résoudre ce problème, des techniques tridimensionnelles avec un seul iso centre ont été développées [15].

Dans ces techniques, un seul isocentre est utilisé pour les deux champs de photons dans le cas où seule la région des ganglions lymphatiques supraclaviculaires est atteinte. Cet isocentre est identifié sur l'axe reliant les champs supraclaviculaires et tangentiels, entre la clavicule et le sein.

Pour les champs tangentiels, l'angle du bras est déterminé de manière à couvrir le sein en prenant en compte les fils radio-opaques délimitant le volume clinique du sein, tout en minimisant l'inclusion de tissu pulmonaire dans le champ de traitement. Lors de l'irradiation, les mâchoires de la machine sont positionnées de manière à irradier un seul volume cible à la fois. Pour les champs tangentiels, la mâchoire supérieure est positionnée à zéro au niveau de l'isocentre et la mâchoire inférieure est ouverte au niveau du repère inférieur pour englober toute la cible de la paroi thoracique. Pour le champ supraclaviculaires, la mâchoire inférieure est réglée à zéro au niveau de l'isocentre et la mâchoire supérieure est réglée au niveau de la base du cartilage cricoïde [15].

Lorsqu'une irradiation postérieure est appliquée pour traiter la région axillaire, l'isocentre est identifié pour les deux champs de photons tangentiels, à la fois pour le champ antérieur et le champ postérieur. Différents points de normalisation de dose sont utilisés dans les techniques à trois champs et à quatre faisceaux. Ces points sont définis à des profondeurs spécifiques pour assurer la distribution de dose appropriée entre l'axillaire et la clavicule [15].

Les faisceaux supra claviculaires donne un total de dose de 46Gy fractionné à 2Gy par jour pendant 23 séances.

### ➤ **Technique d'irradiation 3D-conformée multi-isocentrique**

Est utilisée pour traiter la région supraclaviculaires antérieure et la région axillaire postérieure dans le cancer du sein. Dans le champ supraclaviculaires antérieur, le faisceau de traitement traverse la tête humérale du côté médian en suivant la ligne mi sternale. Cela permet de protéger les organes sensibles. Dans le champ axillaire postérieur, la clavicule est incluse du côté médial supérieur, avec une marge de 1 à 1,5 cm de tissu pulmonaire jusqu'au niveau de la côte du côté inférieur [15].

L'isocentre est déterminé comme étant le centre des champs définis pour le champ supraclaviculaire antérieur et le champ axillaire postérieur. Les champs tangentiels, qui couvrent la zone du sein, sont ajustés en fonction de l'angle de rotation du bras. Cela permet de garantir une couverture complète des marges cliniques du sein, qui sont définies à l'aide de fils radio-opaques, tout en minimisant l'inclusion de volume pulmonaire dans la zone de traitement [15].

Le point de normalisation de dose pour les champs tangentiels est défini sur la paroi thoracique au centre de la zone de traitement. Pour le champ supra claviculaire antérieur, le point de normalisation de dose est défini à une profondeur de 3 cm le long de l'axe central du champ. Afin de compléter la dose nécessaire pour la région axillaire, qui est calculée à partir du champ supraclaviculaire antérieur, la dose manquante est délivrée à partir du champ postérieur en la normalisant à la ligne médiane à une profondeur centrale [15].

#### Technique d'irradiation de la paroi thoracique

Dans cette partie, le plan a été créé en utilisant une technique mono-isocentrique. La paroi thoracique a été irradiée à l'aide de deux faisceaux tangentiels opposés. Pour assurer une couverture adéquate du volume cible (PTV) et réduire les points chauds à moins de 107 %, la technique du champ dans le champ avec des collimateurs mutilâmes a été utilisée avec plusieurs sous-champs (segments). Les pondérations utilisées dans cette étude ont été choisies pour maximiser la couverture et l'homogénéité de la dose dans le PTV [14]. Un seul champ antérieur, incliné par rapport à la moelle épinière, a été utilisé pour traiter la région du creux sus-claviculaire et l'apex axillaire. La prescription a été délivrée au niveau du point de dose pour les ganglions, mais a été normalisée pour réduire les points chauds à moins de 107 % de l'isodose [8]. Des photons de 6 MV avec un débit de dose de 600 MU/min ont été utilisés pour

la paroi thoracique [8], et Les faisceaux tangentiels donne un total de dose de 50Gy fractionné à 2Gy par jour pendant 25 séances.

La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT)

La radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) est une technique de traitement moderne basée sur l'administration d'une fluence non uniforme. Le traitement par IMRT permet d'administrer des faisceaux de rayonnement à différents angles et intensités de gantry et de collimateur afin de fournir des doses précises au volume cible (PTV) du cancer du sein tout en préservant les organes à risque tels que le cœur, les poumons, le sein controlatéral et les tissus normaux [11]. L'IMRT repose sur la variation spatiale de l'intensité du faisceau pour améliorer la conformité au volume cible, ce qui entraîne une distribution de dose inhomogène.

La modulation d'intensité utilise une planification inverse, où les objectifs dosimétriques pour les organes à risque (OAR) et le volume cible (PTV) sont intégrés dans un algorithme itératif. Le calcul est effectué afin d'obtenir une balistique optimale respectant ces objectifs, en utilisant notamment la configuration des collimateurs mutilâmes (MLC) qui permet cette modulation d'intensité [6]. Un avantage majeur de cette technique réside dans la possibilité de protéger un organe critique situé à proximité du volume cible, tout en assurant une bonne couverture de ce dernier.

L'administration du traitement peut se faire soit avec une technique de champs fixes, soit avec une technique de MLC dynamique.

#### ➤ Mode statique « Step and shoot »

L'irradiation se fait de manière séquentielle. Pendant l'irradiation de bras de l'accélérateur est statique, entre deux irradiations successives les lames du collimateur se déplacent pour définir une nouvelle forme. Le champ d'irradiation est décomposé en un nombre de segments en ayant un débit de dose constant, les lames et les mâchoires sont également statiques. [10] L'IMRT statique consiste à additionner tous les champs individuellement ayant chacun une fluence homogène afin d'obtenir une distribution inhomogène [4].

#### ➤ Mode dynamique « Sliding window »

Le bras de l'accélérateur est statique, les lames et les mâchoires ont un déplacement continu à vitesse variable pendant l'irradiation, le débit de dose est constant. Les lames partent d'une situation de fermeture totale d'un côté du champ puis un balayage en continu des lames est réalisé pour arriver à une situation de fermeture totale du champ de l'autre côté [10]. Cette technique apporte une difficulté supplémentaire quant aux contrôles dosimétriques notamment la vitesse et la rigueur de déplacement des lames afin de vérifier que la délivrance soit correcte [4].

Des études dosimétriques ont clairement montré les avantages de l'IMRT tangentiel par rapport à la planification 3DCRT en termes de meilleure couverture du PTV et de préservation des organes à risque (OAR). Les mouvements intra fractionnels sont particulièrement importants dans le traitement du sein gauche. Ces mouvements peuvent être limités par une apnée ou des techniques de déclenchement respiratoire [7]. L'importance de l'IMRT du sein est bien reconnue.

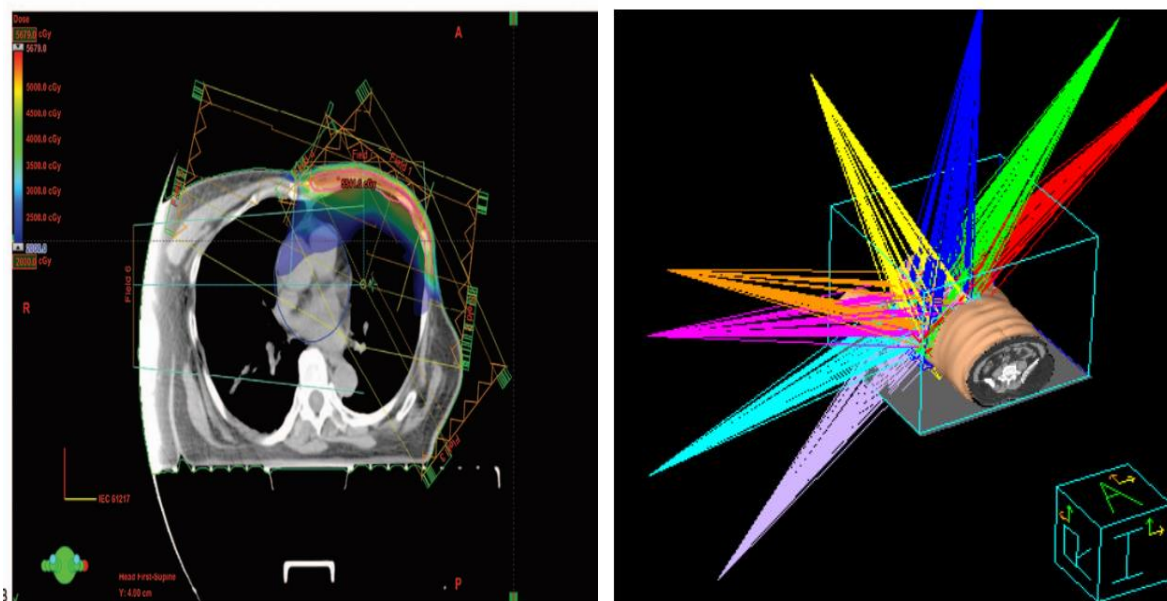


Figure II-2 : représentatif de la planification IMRT.

#### II.4.2 L'arc thérapie avec modulation d'intensité (VMAT)

Traditionnellement, les techniques de radiothérapie en deux dimensions ou conformes en 3D entraînent souvent une grande inhomogénéité de dose dans l'ensemble des volumes de traitement, une couverture insuffisante de la cible ou des doses excessives pour les tissus normaux, notamment lorsque la couverture des ganglions mammaires internes est requise [4].

La thérapie d'arcs modulés volumétriques (VMAT) est une extension novatrice de la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT). Une distribution de dose tridimensionnelle optimisée peut être administrée en faisant tourner simultanément le gantry et le collimateur. La planification du sein avec la thérapie d'arcs modulés volumétriques a été principalement étudiée pour les traitements du sein gauche, avec pour objectif principal de réduire la dose reçue par le cœur et d'améliorer l'homogénéité de la dose administrée à la cible [4]. La technique de planification VMAT a permis d'obtenir une couverture acceptable du volume cible, une excellente homogénéité de dose dans le PTV et des doses tolérables pour les structures normales.

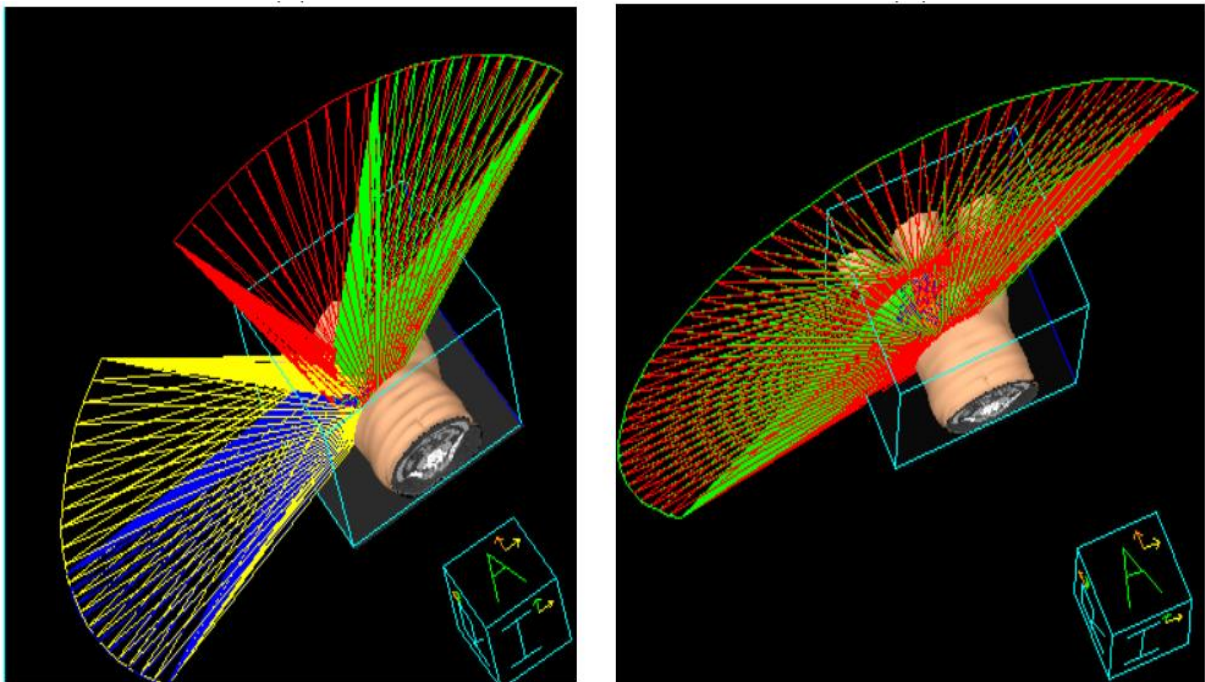
### II.4.3 La technique VMAT comprend deux méthodes de délivrance de dose :

#### ➤ Planification du traitement par arc partiel non-continu

Pour réduire l'irradiation indésirable sur le poumon, la méthode utilise un traitement par rotation partielle. L'angle tangentiel droit était dans le sens inverse des aiguilles d'une montre de  $55^\circ$  à  $335^\circ$  et de  $275^\circ$  à  $235^\circ$ , et l'angle tangentiel gauche était dans le sens des aiguilles d'une montre de  $235^\circ$  à  $315^\circ$  et de  $15^\circ$  à  $55^\circ$ , avec un total de 4 champs d'irradiation en rotation d'arc [6].

#### ➤ Planification du traitement par arc partiel continu

Le premier champ d'irradiation a été tourné dans le sens inverse des aiguilles d'une montre, en commençant par l'angle tangentiel droit pour passer à l'angle tangentiel gauche. Le deuxième champ d'irradiation était dans la direction de rotation opposée à celle du premier champ. Le plan de traitement comprenait deux champs d'irradiation continus en demi-arc [6].



**Figure II-3 :** Planification du traitement utilisant l'arc partiel Non-continu

Et l'arc partiel continu.

#### II.4.4 La Technique Hybride

Les techniques modernes d'irradiation dynamique par accélérateurs linéaires, telles que le champ dans le champ (FiF), la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) et la thérapie d'arcs modulés volumétriques (VMAT), permettent de générer des distributions de dose plus uniformes et conformes pour le volume cible de planification (PTV) et de réduire la dose aux organes à risque (OAR) [16, 17].

Cependant, les techniques de radiothérapie dynamique présentent le risque d'augmenter l'induction de tumeurs secondaires en exposant de plus grandes zones à faible dose et en augmentant les unités de surveillance (MU) [18]. Afin d'équilibrer les avantages respectifs des techniques de radiothérapie statique et dynamique, Mayo et al [19]. Ont mis en place une méthode composite combinant la 3DCRT et l'IMRT, appelée thérapie d'arcs modulés d'intensité hybride (H-IMRT).

L'hybride est une nouvelle technique avancée qui utilise la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle conventionnelle (3DCRT) et la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) ou la thérapie d'arcs modulés volumétriques (VMAT). Normalement, le ratio entre la 3DCRT et l'IMRT ou le VMAT doit être déterminé. Différentes proportions de 3DCRT et de VMAT ont été utilisées pour les patients atteints de cancer du sein afin de déterminer le poids optimal pour la technique hybride, de manière à améliorer la couverture du volume cible de planification (PTV) et à réduire la dose aux organes à risque (OAR) [11].

#### II.5 Système de planification de traitement (TPS). Eclipse

La radiothérapie vise à irradier la partie tumorale tout en évitant au mieux les parties saines qui l'entourent. Pour cela on utilise un système de planification de traitement (Treatment Planning System, TPS) est conçue pour la visualisation d'images 3D, la définition de la tumeur et autres structures anatomiques, calculer et optimiser les distributions de dose dans le patient, de la meilleure façon possible pour avoir un plan de traitement réalisable et acceptable afin d'avoir une irradiation correcte [3].

Les techniques de traitement en radiothérapie, telles que la 3DCRT, l'IMRT et le VMAT, ont bénéficié d'évolutions significatives grâce à l'utilisation du système de planification du traitement (TPS). Le TPS améliore la précision et la visualisation en permettant une délimitation plus précise des volumes anatomiques et en offrant des outils de visualisation en 3D. De plus, il optimise la distribution de dose pour maximiser l'efficacité du traitement tout en réduisant les effets indésirables sur les tissus sains.

L'IMRT, utilisant le TPS, permet une modulation précise de l'intensité des faisceaux, ce qui permet de sculpter la distribution de dose pour s'adapter aux contours complexes du volume cible et des organes à risque. Des algorithmes sophistiqués sont utilisés pour optimiser la conformité de dose, assurant une répartition homogène de la dose sur le volume cible tout en

minimisant l'exposition des organes à risque adjacents. Cette technique offre une meilleure adaptation aux contours anatomiques, une couverture plus précise du volume cible et une réduction des effets indésirables sur les tissus sains.

La technique VMAT, également optimisée par le TPS, permet une modulation précise de l'intensité des faisceaux en ajustant les paramètres d'arc, les angles de collimateur, les vitesses de rotation et les positions des MLC. En utilisant des rotations continues d'arc planifiées de manière optimale, le VMAT réduit le temps de traitement tout en maintenant une couverture de dose adéquate. Cette technique allie précision et efficacité, améliorant ainsi les résultats cliniques dans le traitement du cancer.

### **II.5.1 Planification directe**

La planification directe est une méthode couramment utilisée en radiothérapie pour la conception de plans de traitement. Elle consiste à déterminer les paramètres de traitement, tels que les angles de faisceau, les poids des faisceaux et les formes de collimateur, de manière itérative et manuelle [1]. Les médecins médicaux ajustent ces paramètres pour obtenir une distribution de dose souhaitée dans le volume cible tout en minimisant l'exposition des tissus sains environnants.

### **II.5.2 Planification inverse**

La planification inverse est une méthode avancée de conception de plans de traitement en radiothérapie. Contrairement à la planification directe, elle utilise des algorithmes informatiques pour déterminer les paramètres optimaux du traitement. Dans cette approche, les médecins spécifient les contraintes de dose pour le volume cible et les organes à risque, puis le système de planification du traitement utilise des techniques d'optimisation pour calculer les faisceaux, les formes de collimateur et les modèles de modulation de l'intensité qui permettront d'atteindre ces objectifs [1]. La planification inverse permet une optimisation plus précise et efficace, en prenant en compte un large éventail de facteurs et en permettant la personnalisation du traitement pour chaque patient [15].

## **II.6 Algorithme de calcul**

Les Systèmes de planification de traitement sont implémentés d'algorithmes de calcul de dose qui ne cessent d'évaluer afin d'améliorer et corriger les imperfections des algorithmes précédents, afin d'avoir la meilleure modélisation et calcul de dose établie lors d'une planification d'un plan de traitement.

### **II.6.1 Type « a »**

Les algorithmes type « a » sont considérés comme algorithmes qui ne prennent pas en compte le transport des électrons tel que Pencil Beam (PB). Cet algorithme est calculé par une discrétisation du faisceau des du faisceau des Kernels dans l'eau pour corriger par la suite en

cas de présence d'hétérogénéité. [20] L'algorithme se base sur des kernels mesuré de manière analytique, le calcul est effectué en profondeur, il utilise des interpolations entre les kernels précalculer pour arriver à une profondeur voulue.

Un Pencil Kernel décrit le dépôt de l'énergie dans un milieu de manière monodirectionnelle, l'algorithme ne prend donc pas en compte les diffusions latérales des électrons, et dans ce cas l'algorithme utilise la loi de Batho pour le calcul [21].

### II.6.2 Type « b »

Ces algorithmes prennent en considération le transport des électrons mais ont été a nouveau considéré comme étant imprécis comme model de calcul dans des milieux de faible densité. On y trouve l'algorithme convolution superposition, Anistropic Analytical Algorithme (AAA) et le Collapse Cone Convolution (CCC).

#### Convolution et superposition

L'algorithme est basé sur les Kernels (Energy Desposition Kernel) qui ont été établis afin de tenir compte du transport des particules secondaires. Un concept théorique permettant de modéliser les diffusions des particules [20]. Dans cette méthode le calcul de dose est obtenu à partir de la somme d'énergie du a toutes les interactions de photons primaires en différents points. C'est-à-dire que la répartition de dose résulte d'une interaction ponctuelle dans un milieu infini contrairement au PB qui résulte d'un Pencil de Kernel.

L'algorithme superpose l'énergie transférée par tous les photons primaires par unité de masse, soit le TERMA, et la fraction d'énergie déposée par les électrons secondaires, soit le KERNEL.

### Anistropic Analytical Algorithm (AAA)

Cet algorithme le modèle de calcul de Pencil Beam, convolution / superposition et prend en considération des hétérogénéités par des Kernel en fonction des modifications anisotropique 3D de la densité électronique au voisinage d'un point d'interaction en 3D, et en discrétisant la contribution des faisceaux de photons primaires, extra focal et les électrons diffuses. L'algorithme reste tout de même imprécis en présence d'hétérogénéité, car ce dernier considère le milieu traverse comme l'eau avec des densités électroniques différentes [19].

### II.6.3 Type « c »

La modélisation du transport des électrons secondaires dans ces algorithmes a été amélioré en prenant en compte l'aspect physique du processus du dépôt d dose, cers algorithmes prennent en compte la composition chimique du milieu étudié.

#### Acuros XB

L'algorithme demande des densités massiques et la composition atomique pour évaluer l'interaction dans chaque voxel. De ce fait Acuros XB modélise explicitement l'interaction physique du rayonnement avec la matière.

L'algorithme calcule la contribution du dépôt de dose faisceau par faisceau, puis il calcule la fluence des photons et électrons diffusés respectivement dans le patient à travers L'LBTE. Cet algorithme a deux modes de calcul, dose to medium et la dose to water. La dose to medium est calculée en utilisant la fonction de dépendance de l'énergie qui est basée sur les propriétés matérielles du voxel, et le calcul de la dose to water est similaire à une dose reçue par un volume d'eau. [19]

### Monte Carlo (MC)

Le principe de cet algorithme s'appuie sur des méthodes statistiques permettant de résoudre le LBTE en simulant en détail toutes des interactions entre particules, et en prenant en compte les hétérogénéités avec précision [20]. L'algorithme MC prend en considération les interactions, la nature des particules et l'énergie des particules lors de son calcul, ce qui le rend encore plus précis, chaque particule est suivie en considérant le type d'interaction qu'elle risque de subir jusqu'à son absorption. L'algorithme a une très bonne modélisation d'un faisceau de photons mais également des particules telles que les électrons. L'algorithme prend en compte la composition chimique du milieu traversé, ce qui le rend précis lors du calcul dans des milieux hétérogènes. L'inconvénient de cet algorithme réside dans le temps de calcul allant jusqu'à quelques jours, ne permettant pas son utilisation dans des centres de radiothérapie.

## II.7 Méthodes d'évaluation d'un plan de traitement

La méthode d'évaluation de la distribution de dose d'un plan de traitement est décrite pour l'évaluation d'un point de vue quantitatif et qualitatif.

- Point de vue quantitatif par l'évaluation des histogrammes de dose volume (Dose Volume Histogrammes, DVH).
- Point de vue qualitatif se fait par l'analyse des courbes isodoses sur différents coups scanner.

### II.7.1 DVH (Histogrammes Dose Volume)

La grande quantité de données dosimétriques qui doit être analysée quand un plan 3D-CRT est évalué a suscité le développement de nouvelles méthodes d'évaluation et la présentation des données dans des formats plus facilement compréhensibles [8].

Le DVH est un outil précieux dans le traitement du cancer du sein par radiothérapie, permettant une évaluation détaillée de la distribution de dose dans les tissus cibles et les structures environnantes, contribuant ainsi à une planification et à une optimisation précise du traitement. Il représente graphiquement la relation entre la dose administrée et le volume de tissu qui a reçu cette dose. Il fournit des informations précieuses sur la quantité de tissu irradié à différentes doses, ce qui permet aux médecins de planifier et d'optimiser le traitement. Dans le cas du cancer du sein [6].

Le DVH est utilisé pour évaluer la dose administrée au sein lui-même, ainsi qu'aux tissus adjacents tels que les poumons, le cœur et les tissus cutanés. Cela permet de prendre en compte

les objectifs de dose spécifiques pour chaque structure et d'ajuster le plan de traitement en conséquence.

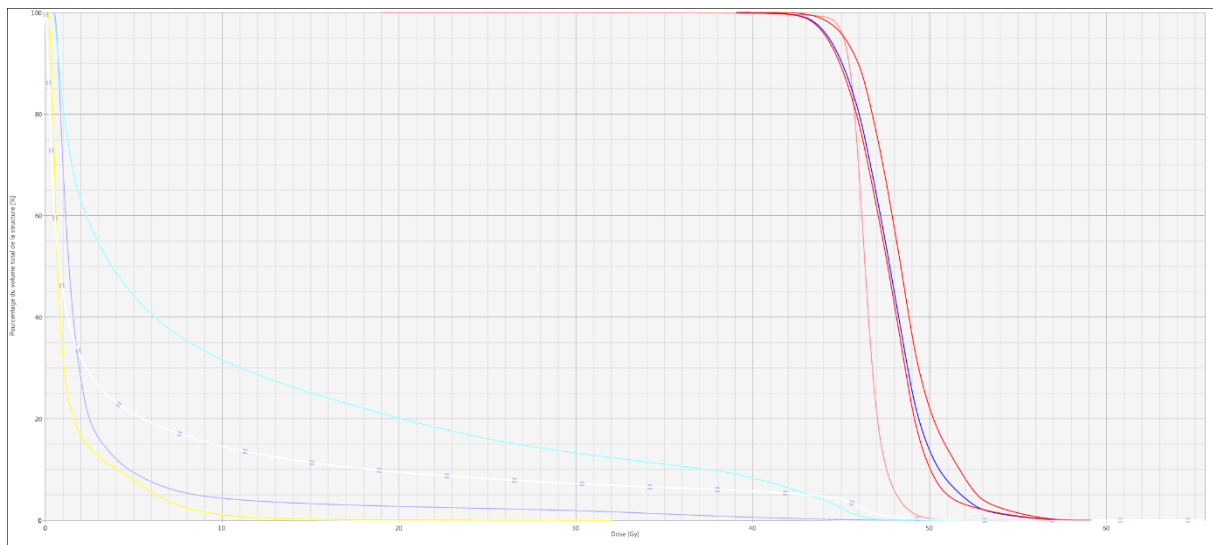


Figure II-4 : l'histogramme dose volume (DVH).

### II.7.2 Indice d'homogénéité

Une définition de l'homogénéité a été introduit par le groupe d'oncologie et de radiothérapie (Radiation Therapy Group, RTOG) en 1993. [7]

$$HI = \frac{I_{max}}{RI}$$

Avec

$RI$  : isodoses de référence

$I_{max}$  : la dose maximale reçue par le volume cible

L'indice d'homogénéité (HI) nous informe sur la qualité de la distribution de dose sur le volume cible, en 2003 Thilmann et Al [7] ont défini l'indice d'homogénéité de la dose a 95% et 107% mais cette définition c'est avérée incorrecte car elle ne nous informe pas sur un éventuel surdosage ou sous-dosage. Une autre définition a été alors apportée en 2004 par Wu et

Al. [7,10]

$$HI = \frac{D2\% - D98\%}{D50\%}$$

Et la valeur idéal  $HI = 0$

Avec :

- D2% : dose maximale que le PTV a pu recevoir, ou alors la dose reçue par 2% du volume cible.
- D98% : dose minimale que le PTV a pu recevoir, ou alors la dose reçue par 98% du volume cible.
- D50% : dose reçue par 50% du volume cible

Idéalement le volume cible ne doit pas avoir un grand écart entre la dose reçue par 2% et 98% du volume cible, cet écart égal à 0 nous renseigne sur le fait que notre volume cible reçoit une dose dans les tolérances 95% et 107 de l'ICRU, et une bonne homogénéité.

### II.7.3 Indice de conformité

L'indice de conformité (CI) a été apporté par RTOG en 1993 et le rapport 62 de l'ICRU, [2] il nous informe sur le degré qu'une isodoses de référence peut conformer un volume cible. Par ailleurs, cet indice présente un inconvénient majeur, il ne prend pas en compte l'intersection entre deux volumes emboîtés, si l'indice est égal à 1 cela ne veut pas forcément dire qu'il est conforme il nous donne une information quantitative [8].

$$CI = \frac{Vc\ 95\%}{Vc}$$

Valeur idéal  $CI = 1$

Avec :

$Vc\ 95\%$  : Volume cible reçoivent 95% de la dose prescrite.

$Vc$  : Volume cible

Idéalement pour avoir une conformité maximale, le volume recevant l'isodose 95% doit être égale au volume cible.

Indice de couverture

L'indice de couverture (ICo) permet d'évaluer la couverture de dose calculé pour le volume tumorale dans chaque plan de traitement. Il est donné par l'équation suivante [8].

$$ICo = \frac{D98\%}{D95\%}$$

Avec :

D98% : la dose minimale reçue par le PTV, ou la dose qui couvre 98% de volume cible.

D95% : la dose qui couvre 95% de volume cible.

L'un des critères importants est de s'assurer que l'isodose de 95% enveloppe complètement le volume cible. Cette mesure indique dans quelle mesure la dose calculée couvre le PTV [8]. Cette mesure indique dans quelle mesure la dose calculée couvre le PTV. Une valeur de 1 représente une couverture idéale, ce qui signifie qu'il n'y a pas de sous-dosage dans le volume cible. Cela indique que la dose de radiation est suffisante pour traiter efficacement le PTV.

Si la valeur se situe entre 0,9 et 1, cela indique une légère déviation de la couverture idéale. Cela signifie qu'il y a une petite zone où la dose peut être légèrement insuffisante, mais dans l'ensemble, le volume cible est correctement traité.

# **Matériels et méthodes**

### III.4 Caractéristique générale des patients :

Les caractéristiques des patients les plus pertinents sont regroupés dans le tableau suivant :

Patient	Age	Ggl atteint	Her2	Classification
1	58	15	Négatif	T4dN0M0
2	50	16	Négatif	T2N3M0
3	63	5	Positif	PT2N0M0
4	57	8	Négatif	PT2N2aR1
5	34	9	Positif	T4DN1M
6	65	5	Négatif	T2N3M0
7	63	3	Positif	T4dN0M0
8	75	13	Négatif	T2N3M0

**Tableau III-2** : les caractéristiques des patients traité.

#### III.4.1 Scanner simulateur

Le scanner simulateur auquel nous avons effectué la simulation de la patiente est un : Optima GE HEALTHCAR CT580 RT. Son objectif principal est de générer des images tridimensionnelles du corps d'un patient, permettant ainsi de positionner avec précision le patient sur la table de traitement. Ces images sont essentielles pour assurer un positionnement adéquat du patient et garantir une planification précise du traitement en radiothérapie.

#### III.4.2 Moyens de contention

Les dispositifs de contention utilisés pour la simulation du sein sont les mêmes que ceux utilisés pendant le traitement. Ces moyens de contention comprennent un plan incliné qui soutient le bras, un support pour les mains, cal pour la tête et un coussin de mousse, ainsi que des cals pour les genoux. Ces dispositifs permettent de positionner la patiente de manière reproductible, confortable et stable.



**Figure III-1** : Cals tête, support bras, plan inclinée, cals genoux.



**Figure III-2 :** plan incliné avec les supports effectués pour le positionnement  
De la patiente.

### III.4.3 Système de planification de traitement TPS

Le system de planification de traitement permet de visualiser, calculer et optimiser les distributions de dose dans le patient de la meilleure façon possible pour avoir un plan de traitement réalisable et acceptable afin d’avoir une irradiation optimale. Ce système de planning de traitement utilise divers algorithmes de calculs et d’optimisation, dans cette étude nous avons utilisé l’algorithme de calcul de dose Acuros XB-13.7.21, qui est basée sur la résolution de l’équation de Boltzmann (LBTE), et l’algorithme d’optimisation des photons PO 13.7.21 qui nous permette d’optimiser les plans de traitement selon les objectifs et des contraintes prédéfinis par le physicien.

### III.4.4 Accélérateur linéaire

L’accélérateur linéaire Clinac IX23, fabriqué par varian Medical Systems aux Etats-Unis, est un équipement essentiel utilisé au sein du service de radiothérapie de l’HCM. Cet accélérateur linéaire est spécifiquement conçu pour produire un faisceau de photons de haute énergie 6 MV et 18 MV, permettant une profonde pénétration dans les tissus, également capable de délivrer cinq énergies d’électrons différentes. Il utilise également des MLC Millenium de 120 lames, 60 lames avec un épaisseur de 1 cm, et 60 avec une épaisseur de 0.5 cm.



**Figure III-3** : Accélérateur linéaire Varian Clinac IX-23 (HCM).

## III.5 Méthodes

### III.5.1 Parcours du patient en RT

Le parcours d'une patiente en radiothérapie comprend généralement trois étapes. Tout d'abord, il y a une consultation avec le médecin radiothérapeute pour établir le diagnostic et la prescription thérapeutique. Ensuite, une simulation virtuelle est réalisée pour déterminer l'isocentre et procéder à la délimitation des volumes cibles (GTV, CTV et PTV) ainsi que des organes à risque (OAR). La planification du traitement est ensuite effectuée par un physicien médical, suivie d'une vérification dosimétrique par le binôme médecin et physicien. Enfin vient la phase de mise en place de plan de traitement.

### III.5.2 Protocole thérapeutique

Lors de cette étape, le médecin radiothérapeute effectue le diagnostic de la patiente et détermine la stratégie thérapeutique appropriée. Pour ce faire, il se base sur des images de tomographie (CT) qui fournissent des coupes de (2.5 à 5 mm) précises de la région supérieure de l'abdomen afin de détecter la présence d'une ou plusieurs cibles tumorales à traiter par irradiation. Dans notre étude tous les patients ont été diagnostiqués avec un cancer du sein présentant des indications ganglionnaires (ganglions sous et sus-claviculaire et axillaire).

La prescription de la dose de radiothérapie dans le cas du cancer du sein varie selon les cas est généralement déterminée par le médecin en tenant compte de diverses contraintes telles que les organes à risque, l'âge de la patiente, ses autres affections médicales et le plan thérapeutique choisi. Pour notre étude, le médecin prescrit à cette étape une dose de 50 Gy

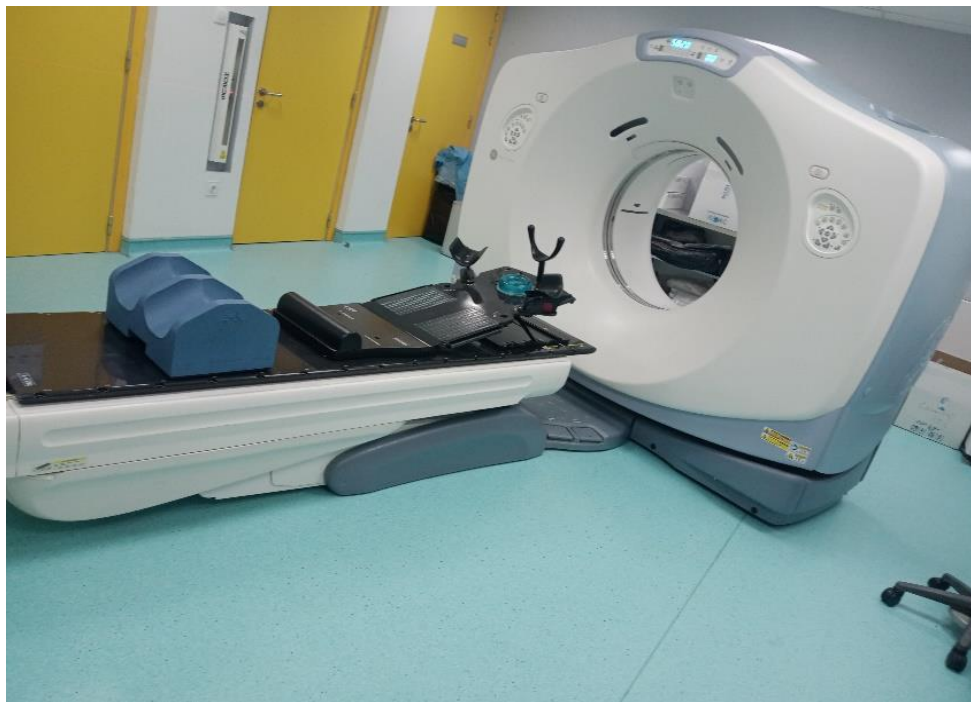
volume cible (PTV paroi thoracique) et une dose de 46 Gy pour les ganglions sus-claviculaire et axillaires (PTVsc et PTVaxil).

### III.5.3 Simulation virtuelle

La première étape du processus de radiothérapie consiste en la préparation au traitement. Cette étape est effectuée par les manipulateurs de radiothérapie sous la supervision du médecin responsable du patiente.

Tout d'abord, le patiente est positionné sur la table du scanner, également appelé CT simulateur, dans une position spécifique adaptée au traitement du sein (en décubitus dorsal). Les bras du patient sont relevés au-dessus de la tête, placés dans une gouttière et les mains reposent sur un appui pour les maintenir éloignée des faisceaux de traitement et pour libérer la région à traiter. Une fois qu'une position confortable et reproductible est établie, des tatouages précis sont réalisés sur la peau du patiente à des points de référence. Ces tatouages sont placés à l'intersection des lasers mobiles qui représentent les trois axes de l'espace cartésien (X, Y, Z). Les salles de traitement disposent du même dispositif de laser, ce qui permet un repositionnement précis de la patiente en cours de traitement avec une précision millimétrique. Ensuite, des images anatomiques sont acquises pour délimiter les volumes cibles ainsi que les organes à protéger (OAR), et pour effectuer les calculs dosimétriques nécessaires à l'établissement d'un plan de traitement précis.

Enfin, ces images servent de référence pour guider le processus de radiothérapie et assurer une administration optimale de la dose aux zones ciblées tout en minimisant les effets indésirables sur les tissus sains environnants.



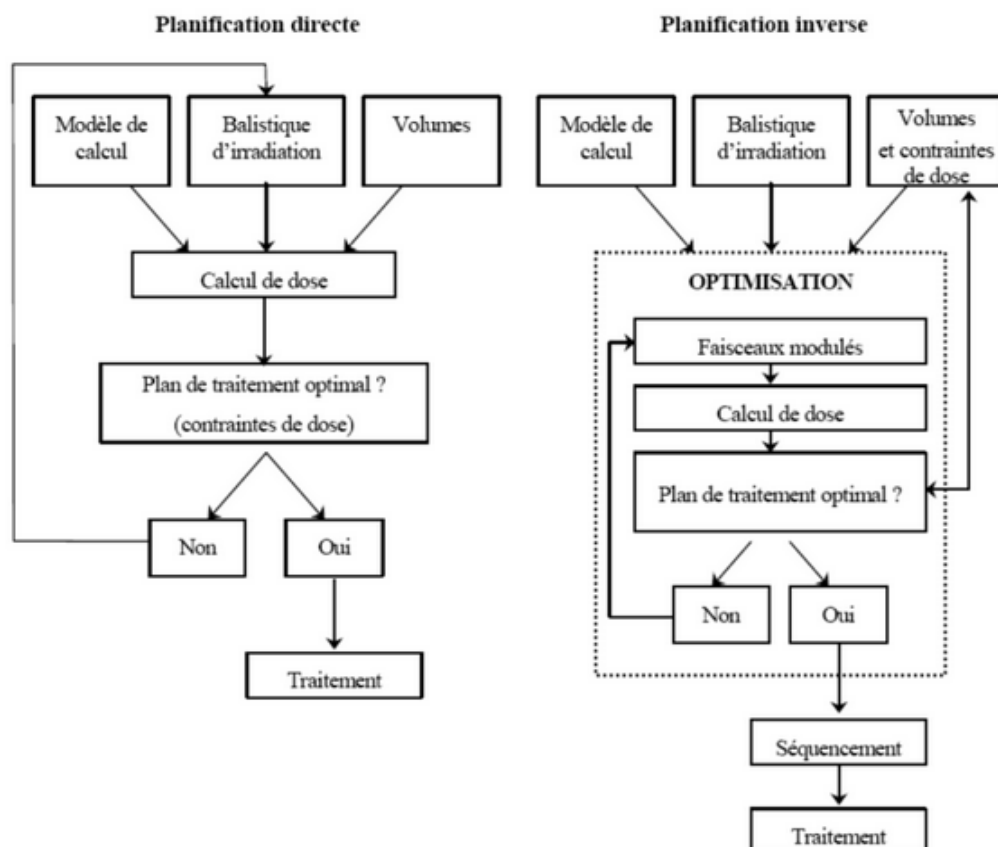
**Figure III-4 :** Cette image représente le positionnement de la patiente et les moyens de contention utilisés durant la simulation avec scanner simulateur CT.

### III.5.4 Contourage des structures anatomiques

Chaque coupe du scanner obtenue lors de la simulation est utilisée par le radiothérapeute pour effectuer le contourage précis des organes cibles devant être irradiés, ainsi que des organes à risque situés à proximité. Cette étape de délimitation est réalisée à l'aide d'une station contourage qui permet une visualisation en 3D des Volumes cibles et des organes à risques. Il permet au radiothérapeute de manipuler les contours tracés pour obtenir une représentation précise des structures anatomiques. Cela facilite la planification précise de traitement en permettant au radiothérapeute de définir les limites exactes des zones à irradier et d'évaluer l'interaction avec les organes adjacents.

### III.5 Balistiques du traitement

Les plans de traitement sont générés à l'aide du système de planification de traitement Eclipse. Pour la technique 3D, une planification directe est utilisée, tandis que pour l'IMRT et VMAT une planification inverse est employée.



**Figure III-5 :** Modalités de planification des différents techniques 3DCRT planification directe à gauche et à la droite une planification inverse RCMI.

### III.5.5 Plan 3D

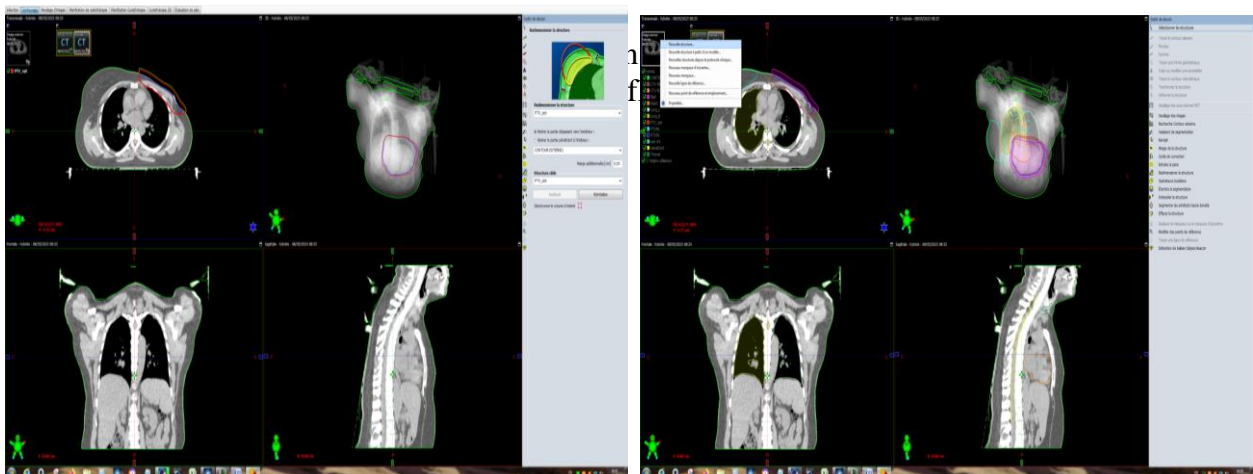
La planification de traitement avec la technique 3D comprenait plusieurs étapes qui ont été suivies pour créer un plan 3D.

Tout d'abord, le PTV50 (volume cible de traitement) a été sélectionné comme région à planifier, représentant la zone cible à traiter. Ensuite, un point de référence a été établi pour guider la planification, en fixant des limites de dose journalières et totales. Après avoir défini les paramètres de référence, la création de deux champs d'irradiation opposés, nous allons choisir des angles qui permettent d'avoir les limites de PTV en parallèle pour atteindre la région cible tout en minimisant l'irradiation des tissus sains adjacents. Une fois les champs créés, le choix de l'énergie de 6 MV appropriée a été faite, la prescription de la dose de 50 Gy et 2 Gy par fraction (jour) durant 25 fractions. Le premier calcul a été effectué, donc nous allons voir la distribution de dose maximale et les zones chaudes. Si cette dernière existe, on utilise les filtres en coin et des segments pour les éliminer. Jusqu'à avoir une distribution de dose maximale qui ne dépasse pas 55 Gy et une couverture optimale qui couvre tout le PTV et meilleure préservation des organes adjacents.

### III.5.6 Plan IMRT / VMAT

Dans le cadre de l'étude, plusieurs étapes ont été suivies pour la création de plan de traitement IMRT :

La première étape consistait à générer un nouveau plan de traitement adapté aux besoins spécifiques du patient. Cela comprenait la conception de nouvelles structures au niveau de la planification, notamment la création d'une structure PTV Opt qui serait utilisée pour l'optimisation du traitement. Une autre structure appelée « flashe » a également été ajoutée. Puis il était nécessaire de choisir un isocentre qui serait situé au milieu de PTV50.



Pour la délivrance du traitement, deux champs inclinés (obliques) ont été ajoutés avec une sélection minutieuse de l'angle pour préserver le cœur, le sein controlatéral et autres organes

a risque adjacent. La dose prescrite pour le traitement était de 50 Gy, avec une dose de 2 Gy par fraction.

Un modèle de calcul a été choisi pour l'optimisation, permettant une distribution de dose précise et conforme aux contraintes prédéfinies.

Nous passons à l'optimisation, lors de cette étape, nous devons dans un premier temps introduire les contraintes concernant la couverture du PTV50, la dose maximale 53.5 Gy, couverture minimale 95% avec une dose de 47.5 Gy. Chaque contrainte est définie par une priorité par rapport à l'autre et pour le PTV50 au départ on commence par une priorité de 100. En fait la même chose avec tous les organes. Par la suite nous passons au calcul, l'algorithme d'optimisation cherche la configuration des MLC qui nous donne la meilleure distribution de dose possible. Après avoir fini le calcul nous vérifions la couverture du PTV ainsi que les DVH afin de juger si le plan de traitement est acceptable cliniquement, c'est-à-dire si les contraintes de dose des OARs sont respectées. Si ce n'est pas le cas, nous repassons à l'étape d'optimisation et introduisons des contraintes sur les OARs qui sont hors tolérances et nous refaisons une optimisation jusqu'à obtention d'un plan de traitement avec une bonne couverture du PTV ainsi qu'une bonne épargne des OARs.

Technique	Volume cible	Champ	Angulation
IMRT	Paroi	Tgi	306°
		Tge	126°
		Oad	322°
		Oag	115°
VMAT	Axillo-sc	Demi arc	346°-145°

**Tableau III-3 :** Les champs utilisés pour chaque technique avec les angulations appropriées.

### III.5.7 Plan Hybride

La technique hybride est la combinaison des différentes techniques pour le traitement du sein avec atteinte des ganglions axillaires sans respiration bloquer, cette technique permet de traiter le patient en condition 3D mais avec plus de précision.

PTV	3D	Hybride1	Hybride2
Parois	3D	3D	IMRT
Axillo-SC	3D	VMAT	VMAT

**Tableau III-4 :** les différentes techniques utilisées pour les volumes cibles.

### III.6 Evaluation dosimétrique

Une fois les distributions de dose calculées, on doit évaluer notre plan de traitement, c'est-à-dire l'appréciation du plan afin d'atteindre les objectifs thérapeutiques.

L'évaluation des histogrammes dose-volume (DVH) qui sont la représentation de la fraction du volume couverte par une dose précise. Les DVHs sont un moyen simplifié d'avoir des informations sur la distribution de dose en 3D, IMRT, VMAT et Hybride.

Conformément aux recommandations de l'ICRU 83 (référence), les  $D_{min}$ ,  $D_{98\%}$ ,  $D_{95\%}$ ,  $D_{mean}$ ,  $D_{50\%}$ ,  $D_{2\%}$ ,  $D_{max}$ , les indices de d'homogénéité (HI), L'indice de conformité (CI) et l'indice de couverture (CO) ont été reportes pour les PTV.

Ces indices ont été calculés selon les formules suivantes :

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \qquad CI = \frac{V_R}{V_S} \qquad ICO = \frac{D_{98\%}}{D_{95\%}}$$

- VR étant le volume de l'isodose de référence (ici la 95%) et VS étant le volume de la cible étudiée. La  $D_{95\%}$  étant considérée comme la dose de référence pour chaque volume cible (47,5 Gy pour les PTVs sein et ganglionnaires).
- La valeur optimale de l'IH devant être la plus proche de zéro ; La valeur optimale des CI et CO devant être le plus proche de 1.
- Du fait que l'isodose 95% couvre aussi bien les PTVs ganglionnaires (Sous-claviculaire et axillaire) et le PTV sein, l'IC est donc peu informatif pour ces volumes.

Concernant les OARs, nous avons comparées différentes données :

Structures	Contraintes
Cœur	$D_{mean} \leq 5Gy$
Poumon CL	$D_{mean} < 2Gy$ ( $D_{max}$ , $V_{2\%}$ )
Poumon HL	$V_{20 Gy} < 22\%$
	$D_{mean} < 18Gy$
	$V_{20 Gy} < 35\%$
La moelle épinière	$D_{max} < 45Gy$
Sein CL	$V_2 < 15\%$

Tableau III-5 : Représente les contraintes de dose des OARs.

# Résultats et discussions

## IV.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats obtenus à l'issue de la planification par 3DCRT et IMRT et VMAT, ainsi que la technique Hybride, pour une série de 8 patients traités pour un cancer du sein après une mastectomie. Nous analyserons la couverture des volumes cibles PTVpr, PTVsc et PTVaxil, tout en évaluant la distribution de dose aux organes à risque (OARs). Pour ce faire, On utilise les résultats numériques des courbes dose-volume (DVH) et les indices dosimétriques.

## IV.2 Comparaison des distributions de dose

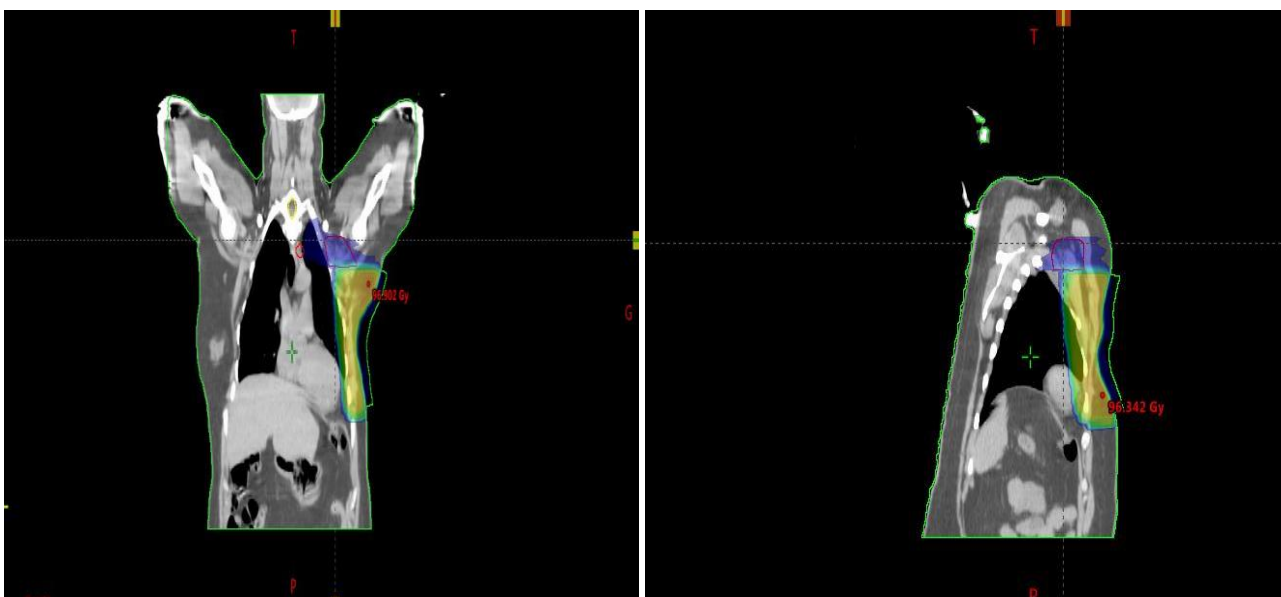
### IV.2.1 Le volume de PTVsc et PTVaxil avec prescription de dose 46 Gy

Selon les figures représentées ci-dessous, on observe que la technique hybride permet une meilleure couverture et distribution de dose par rapport à la technique 3DCRT.

La technique hybride, combinant les approches 3DCRT et IMRT/VMAT, a permis d'améliorer significativement la couverture et la distribution de dose pour les volumes cibles PTVsc et PTVaxil dans le traitement du cancer du sein après mastectomie.

Comparativement à la technique 3DCRT seule, la couverture du PTVsc et PTVaxil était insuffisante. Cependant, grâce à la mise en œuvre de la technique hybride, nous avons pu obtenir une couverture optimale des volumes cibles tout en assurant une meilleure protection des organes à risque.

L'irradiation des aires ganglionnaires sus-claviculaire et axillaire avec technique 3DCRT pouvait entraîner des irradiations indésirables du poumon controlatéral. Cependant, avec l'utilisation de la technique hybride, nous avons réussi à améliorer la couverture du PTV tout en préservant de manière plus efficace les organes à risque.



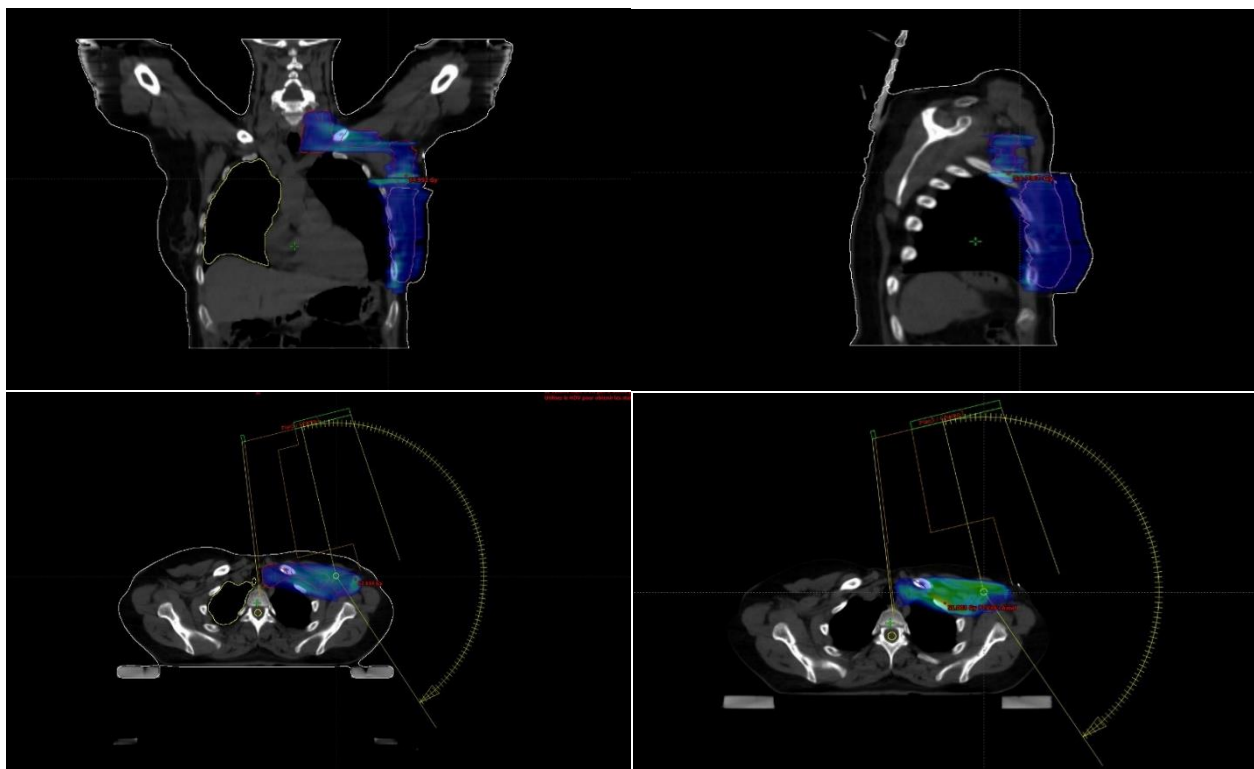


Figure IV-1 : Distribution de dose (43.7Gy) pour le volume PTVsc et PTVaxil pour la technique 3DCRT, hybride VMAT et hybride IMRT.

IV.2.2 La distribution de dose (46Gy) pour de PTVsc

Technique	Hybride		
	3D +3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
PTVsc			
D95%	44,018±1,75	44,54±1,08	43,52±0,93
D98%	42,08±2,24	42,71±1,29	42,28±1,09
D2%	51,42±2,77	53,33±0,74	52,49±1,37

Tableau IV-1 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVsc entres différentes techniques.

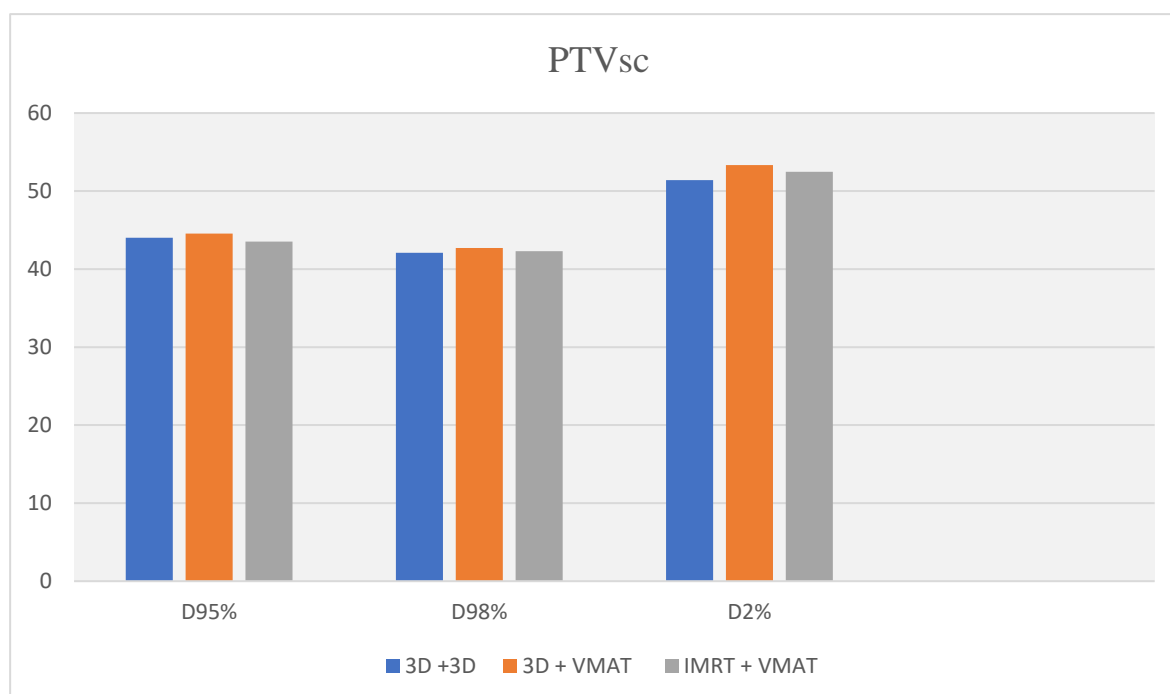
Ce Tableau présente les résultats de la planification de traitement pour le PTVsc (volume cible pour les aires ganglionnaires sus-claviculaire) en utilisant différentes techniques.

Les valeurs dans le tableau représentent les pourcentages de dose reçus par le PTVsc pour différentes parties du volumes cible, calculés à partir des distributions de dose générées par chaque technique.

- D98% correspond au pourcentage de dose reçu par 95 % du PTVsc. Il indique l'efficacité de la technique à couvrir une grande partie du volume cible avec la dose prescrite.
- D98% représente le pourcentage de dose reçus par 98% du PTVsc.
- D2% indique le pourcentage de dose reçus par 2% du PTVsc. C'est -à- dire les points chauds du volumes cibles. Les faibles valeurs de D2% indiquent une rédaction de surdosages.
- **Comparaison entre les techniques :**

La technique Hybride semble donner de meilleurs résultats en termes de D95%, D98% par rapport aux autres techniques. Cela indique que la combinaison de 3D et de VMAT et de IMRT permet une meilleure couverture du PTVsc avec dose prescrite.

La technique hybride VMAT montre des valeurs légèrement plus élevées pour D2%, ce qui signifie qu'elle réduit l'égerment les surdoses par rapport la technique Hybride



**Figure IV-2 :** Histogramme des pourcentages de volume du PTVsc pour la distribution de Dose pour chaque technique d'irradiation.

IV.2.3 Comparaison de la distribution de dose (46Gy) pour de PTVaxil

Technique		Hybride	
PTVaxil	3D +3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
D95%	42,18±0,33	43,45±0,73	44,06±0,42
D98%	39,44±0,83	41,49±1,34	42,85±0,54
D2%	50,56±1,41	54,82±3,26	54,15±0,47

Tableau IV-2 : Comparaison des paramètre dosimétriques du PTVaxil entres différentes techniques.

D’après les résultats, la technique hybride semble une meilleure couverture du PTVaxil avec des doses plus homogènes par rapport aux autres technique (3D+3D, 3D+VMAT et IMRT+VMAT). La technique Hybride IMRT+VMAT peut entrainer des surdosages localisés dans PTVaxil.

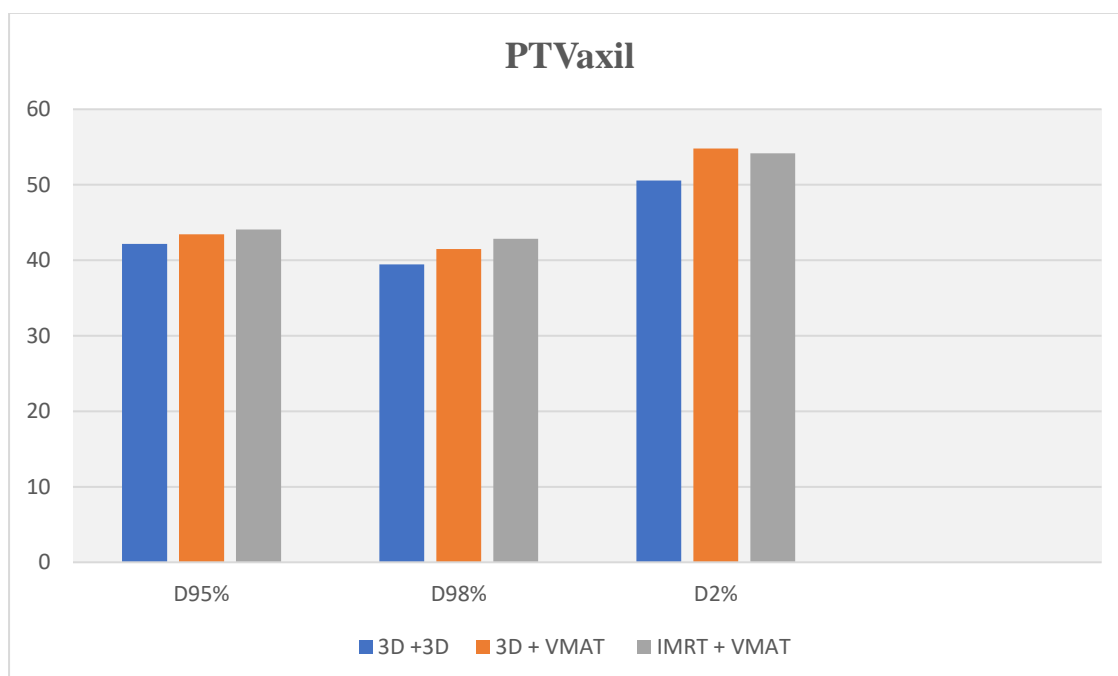


Figure IV-3 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVaxil pour la distribution de dose pour chaque technique d’irradiation.

## IV.2.4 Le volume des PTVpr avec prescription dose 50 Gy

Technique	Hybride		
	3D +3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
PTVpr (50Gy)			
D95%	44,19±1,83	44,01±0,94	43,78±1,01
D98%	42,00±2,56	42,53±1,01	42,44±1,10
D2%	52,17±4,06	53,25±1,10	52,83±1,46

**Tableau IV-3 :** Comparaison des paramètres dosimétriques du PTVpr entre différentes techniques.

Les données du tableau montrent le volume du PTVsc (50Gy) couvert par une dose de 47,5 Gy pour différentes techniques de traitement : Hybride 3D+VMAT et IMRT+VMAT.

En observant les valeurs pour chaque technique, on peut constater ce qui suit :

- D95% : la technique Hybride obtient une valeur de 44,19±1,83, ce qui signifie que 95% du PTVsc reçoit au moins 44,19 Gy de dose. Les autres techniques ont également des valeurs proches, mais légèrement inférieures.
- D98% : la technique Hybride présente une valeur de 42±2,56, indiquant que 98% du PTVsc reçoit au moins 42,00 Gy. Les autres techniques ont des valeurs similaires, mais encore une fois, légèrement inférieures.
- D2% : la technique hybride affiche une valeur de 52,17±4,06, ce qui signifie que 2% du PTVsc reçoit au moins 52,17 Gy. Les autres techniques ont également des valeurs proches, mais légèrement supérieures.

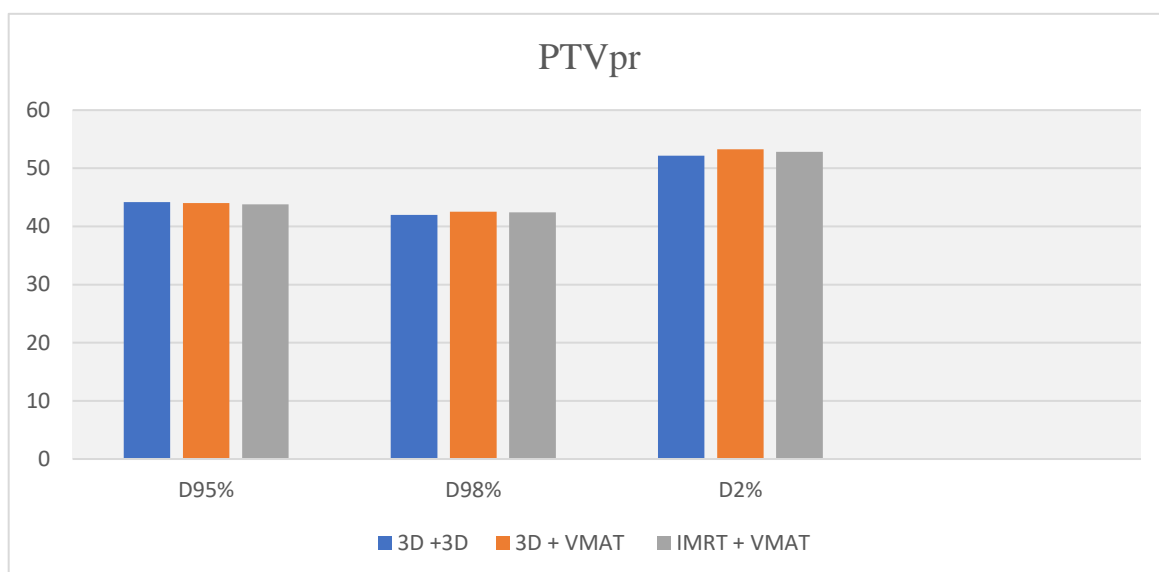


Figure IV-4 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVpr avec une dose 50Gy.

#### IV.2.5 Le volume des PTVaxil avec prescription de 50 Gy

Technique	Hybride		
	3D + 3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
PTVaxil (50Gy)			
D95%	42,32±2,46	45,38±0,13	44,16±0,24
D98%	40,22±1,42	44,09±1,51	42,84±0,44
D2%	51,21±0,81	56,76±1,32	54,79±0,61

Tableau IV-4 : Comparaison des paramètres dosimétriques du PTVaxil entre différentes techniques.

La technique Hybride montre des valeurs supérieures pour les paramètres D95%, D98%, D2%, ce qui indique une meilleure couverture du PTVaxil par une dose de 47,5 Gy par rapport aux techniques 3D+VMAT.

Pour le paramètre D95%, la technique hybride atteint une valeur de 44,16±0,24 Gy, tandis que les techniques 3D+3D et 3D+VMAT obtiennent respectivement 42,32±2,46 Gy et 45,38± 0,13 Gy.

Pour le paramètre D98%, la technique Hybride présente une valeur de 42,84±0,44 Gy, tandis que les techniques montrent respectivement 40,22±1,42 Gy et 44,09±1,51 Gy.

La D2% pour la technique hybride affiche une valeur de  $54,79 \pm 0,61$  Gy, tandis que les techniques pressentent respectivement  $51,21 \pm 0,81$  Gy et  $56,76 \pm 1,32$ .

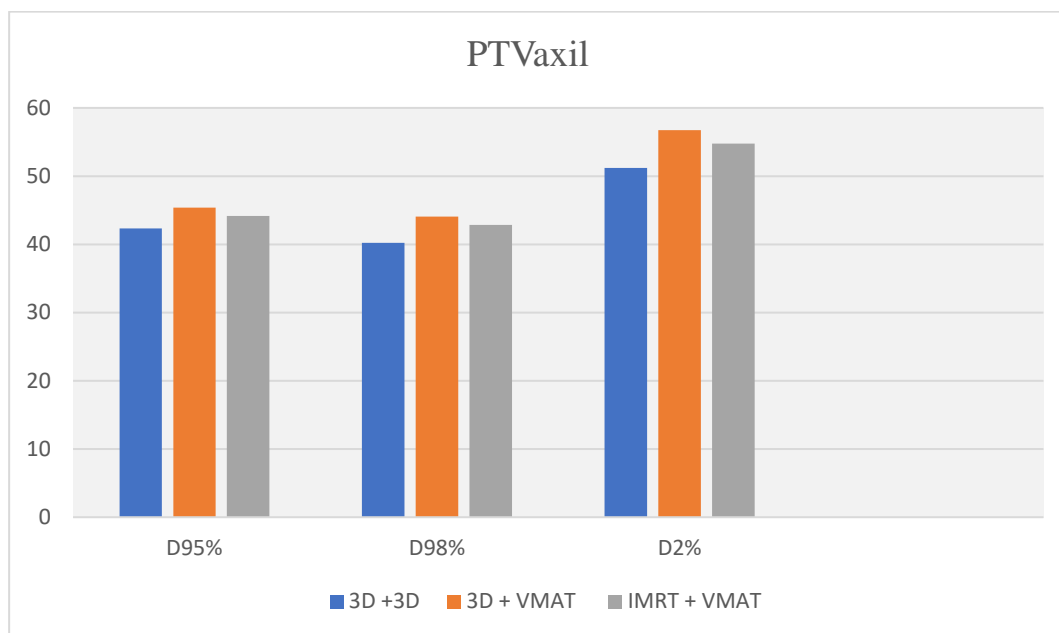


Figure IV-5 : Histogramme des pourcentages de volume du PTVsc avec une dose 50Gy.

#### IV.2.6 Le volume des PTVaxil couvert par une dose prescrite 50 Gy

Technique	Hybride		
	3D + 3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
PTVpr (50Gy)			
D95%	46,19 ± 1,40	47,19 ± 0,89	47,73 ± 1,58
D98%	45,15 ± 2,21	44,11 ± 2,29	46,41 ± 1,89
D2%	54,51 ± 0,31	53,87 ± 1,33	53,38 ± 0,77

Tableau IV-5 : Comparaison des paramètres dosimétriques du PTVpr entre les différentes techniques.

Les résultats montrent que la technique Hybride, présente des avantages significatifs en termes de couverture de PTVpr. Comparée aux techniques utilisées, la technique hybride délivre une dose plus élevée au PTVpr, assurant ainsi une meilleure couverture du volume cible à la dose prescrite de 47,5.

Les paramètres dosimétriques reflètent respectivement les doses reçues par 95%, 98%, 2% et du PTV<sub>pr</sub>. Les valeurs plus élevées de ces paramètres pour la technique hybride indiquent une distribution de dose plus homogène à l'intérieur du PTV<sub>pr</sub> par rapport aux autres techniques.

Une meilleure distribution de dose dans le PTV<sub>pr</sub> réduit le risque de sous-dosage de la tumeur, ce qui est essentiel pour éviter la récurrence locale du cancer du sein.

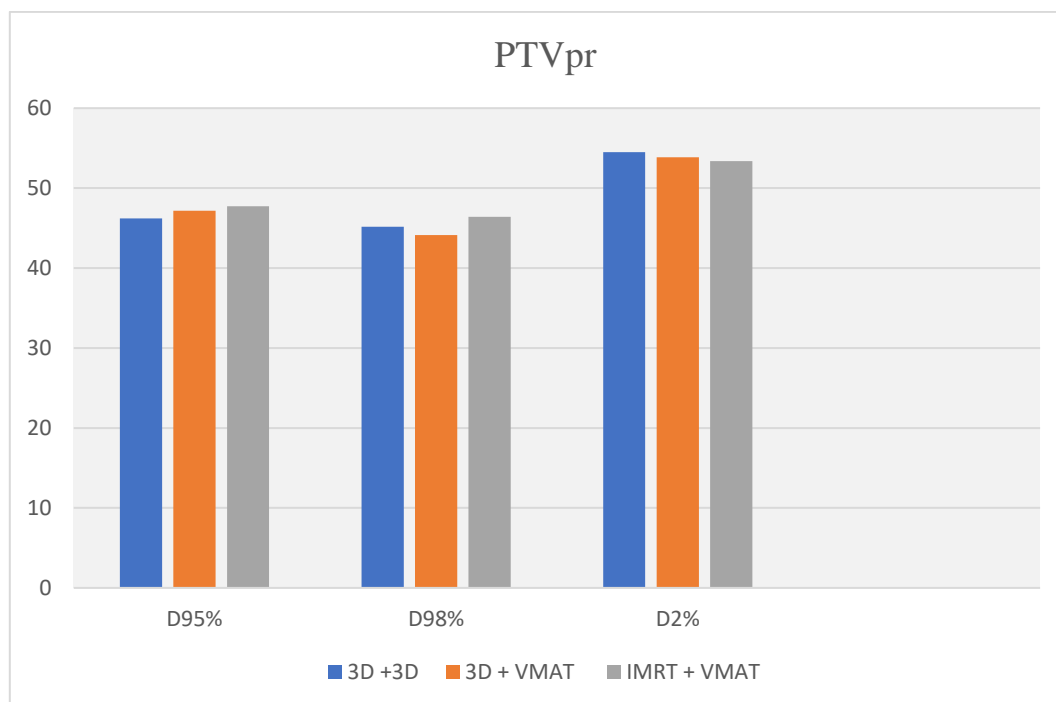


Figure IV-6 : Histogramme des pourcentages de volume du PTV<sub>pr</sub> avec une dose 50Gy.

## IV.2.7 La distribution de la dose pour les organes à risque

### IV.2.7.1 Le cœur

	Hybride		
	3D+ 3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
<b>Dmax (Gy)</b>	15,72±7,16	9.52±0.08	10,72±4,11
<b>Dmoy(Gy)</b>	4,52±3,52	4.35±0.01	1.47±0.02
<b>D100 (Gy)</b>	0,80±0,43	0,23±0.37	0,6±0,52

Tableau IV-6 : Comparaison des paramètres dosimétriques au niveau de cœur.

Les résultats montrent que la technique IMRT + VMAT présente une meilleure préservation du cœur en termes de dose maximale (Dmax), dose moyenne (Dmoy), et pourcentage du cœur recevant la dose prescrite (D100), par rapport aux techniques 3D + 3D et Hybride/VMAT. Cela Suggère que Hybride/(IMRT+VMAT) pourrait réduire le risque de toxicité cardiaque a long terme chez les patientes atteintes de cancer du sein.

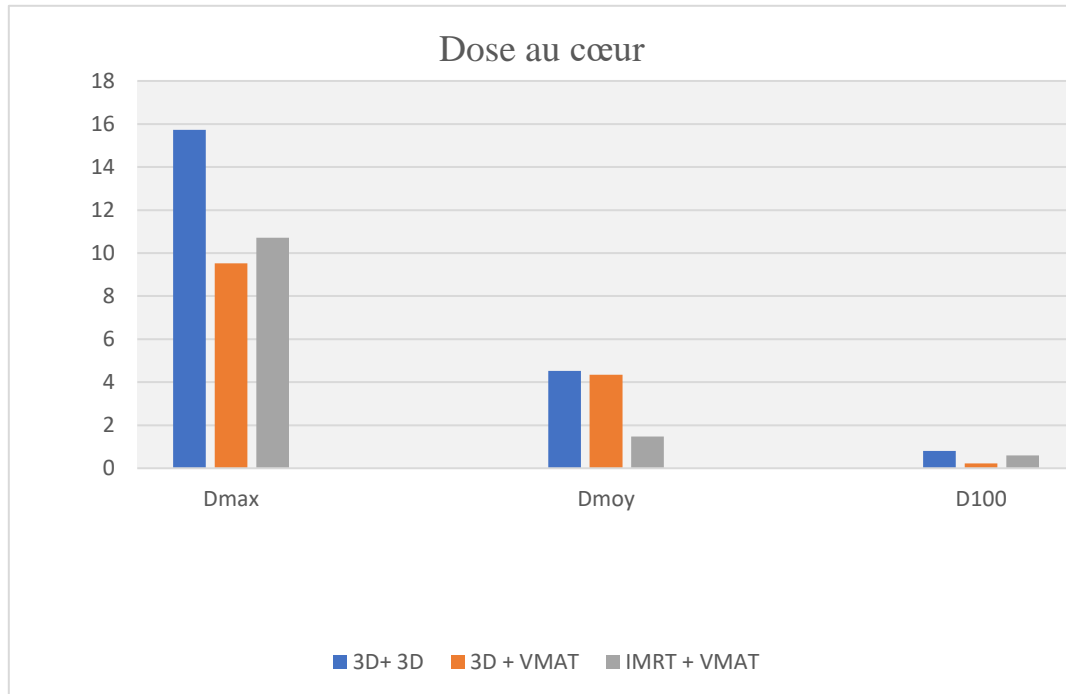


Figure IV-7 : Histogramme des pourcentages des doses reçus par le cœur avec les trois techniques.

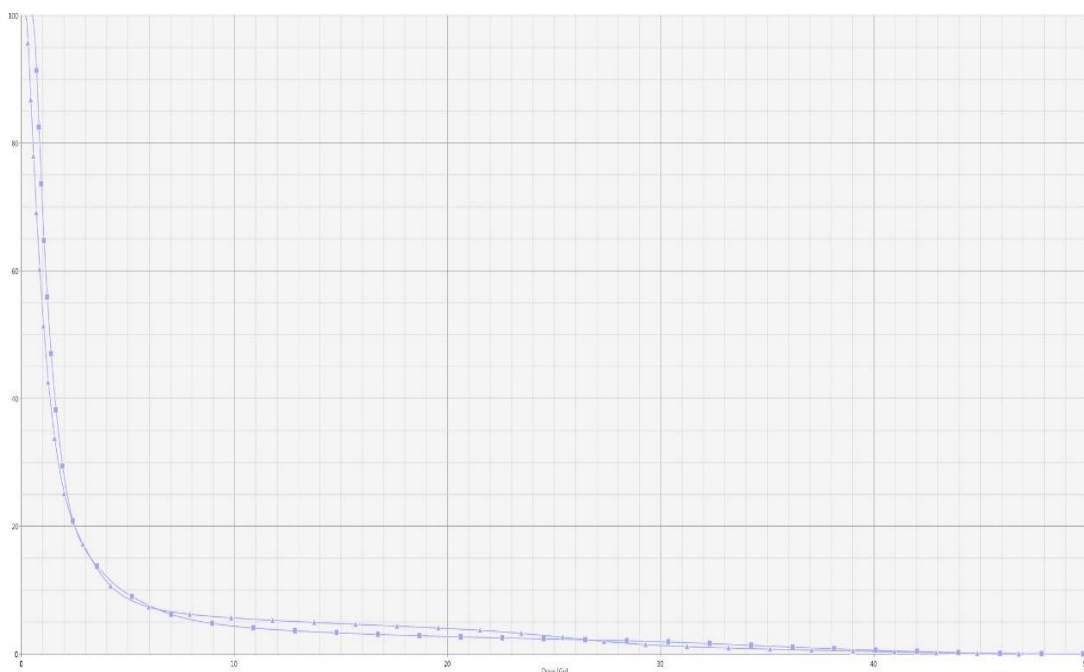


Figure IV-8 : Exemple de DVH pour le cœur des deux technique 3CRT et Hybride VMAT.

IV.2.7.2 Pommons

Pommons	3D+ 3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
V20 (%)	27,85±8,84	20.43 ± 1.00	17.55 ± 1.69
V30 (%)	23,09±9,06	14.30 ± 0.09	12.09 ± 1.01
V5 (%)	51,12±4,83	45.12 ± 0.77	45.12 ± 0.77

Tableau IV-7 : Comparaison des paramètre dosimétriques pour poumon.

Les résultats indiquent que la technique hybride (IMRT+VMAT) présente une meilleure préservation des poumons en termes de volumes irradiés à des doses spécifiques (V20, V30, V5), par rapport aux techniques 3DCRT et hybride VMAT. Cela suggère que l’IMRT+VMAT pourrait réduire le risque de toxicité pulmonaire a long terme chez les patientes.

Une réduction des volumes de poumons irradié à des doses élevées (V20 et V30) peut contribuer à minimiser les effets indésirables sur les poumons.

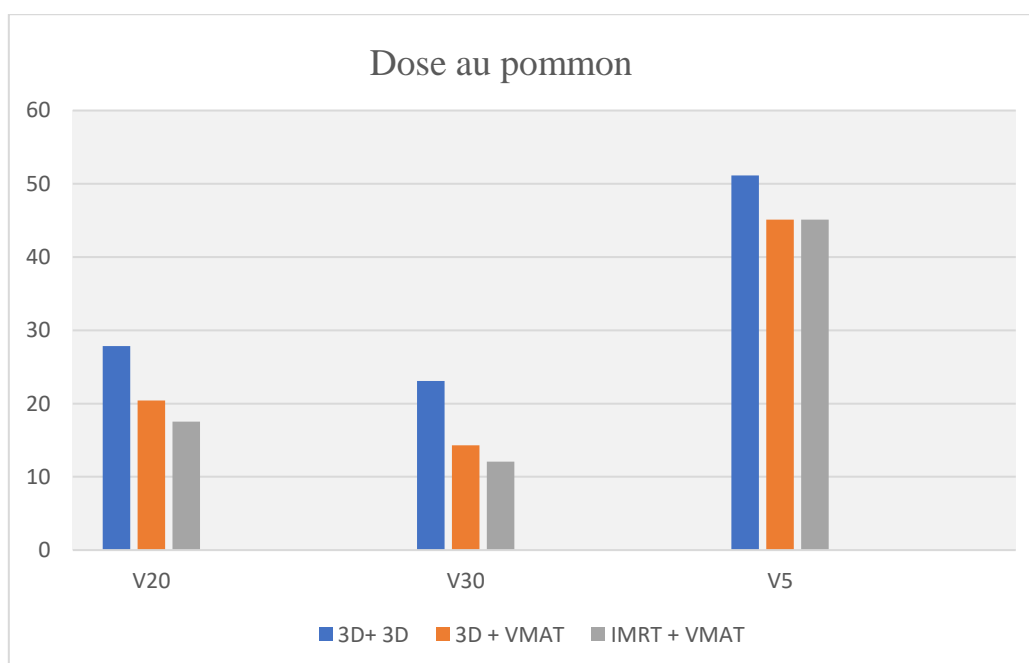


Figure IV-9 : Histogramme des pourcentages de dose au pommons.

IV.2.7.3 Pommons CL

Pcl	3D+3D	3D+VMAT	IMRT+VMAT
Dmax (Gy)	17,994±16,93	32,463±10,371	28,865±7,364
V2(%)	1,796±1,401	10,31±4,18	11,93±2,772

Tableau IV-8 : Comparaison des paramètres dosimétriques pour poumon CL.

Les résultats comparent les doses maximales (Dmax) et les volumes de poumons irradiés (V2) pour différentes techniques de traitement des poumons. La technique "3D+3D" et "3D+VMAT" montrent des Dmax plus élevées (32,463 Gy et 28,865 Gy respectivement) et des volumes de poumons irradiés plus importants (10,31 % et 11,93 %), suggérant un risque accru pour les tissus pulmonaires. Ces résultats soulignent l'importance de choisir la méthode de traitement appropriée en tenant compte des doses et des volumes pour minimiser les effets secondaires sur les poumons.

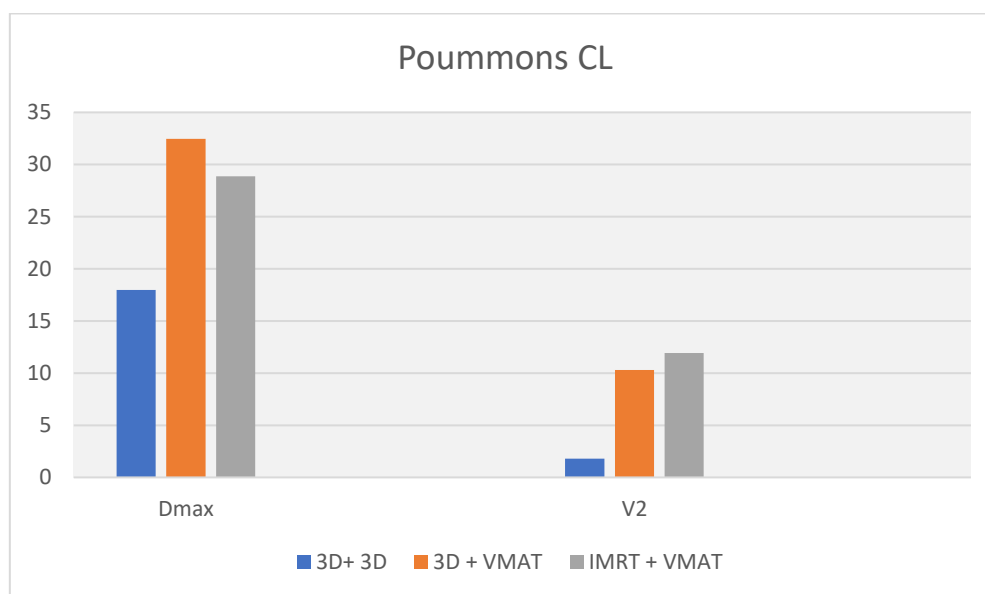


Figure IV-10 : Histogramme des pourcentages de dose au poumon CL.

IV.2.7.4 La moelle épinière

La moelle épinière	3D+ 3D	3D + VMAT	IMRT + VMAT
Dmax (Gy)	19,46±9,31	16,38±8,28	10,74±5,87

Tableau IV-9 : Comparaison des paramètres dosimétriques pour la moelle épinière.

Les résultats indiquent que la technique Hybride (IMRT+VMAT) offre une meilleure préservation de la moelle épinière par rapport aux technique 3DCRT et Hybride VMAT, en termes de dose max. Cela signifie que Hybride VMAT permet de réduire l'exposition de la moelle épinière a des doses enlevées, minimisant ainsi le risque de complication a long terme.

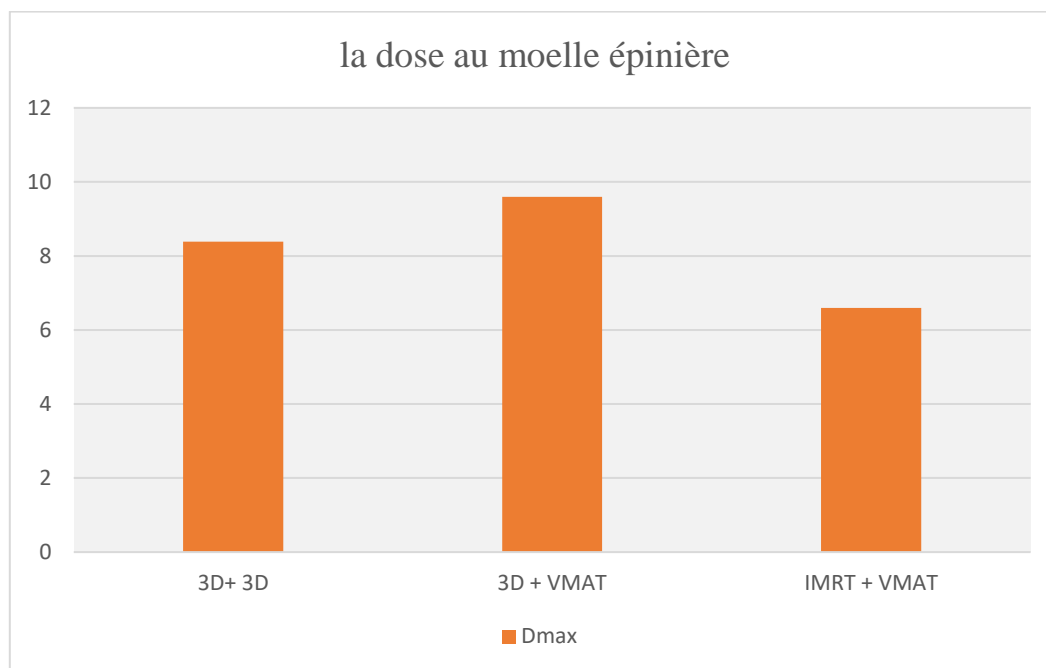


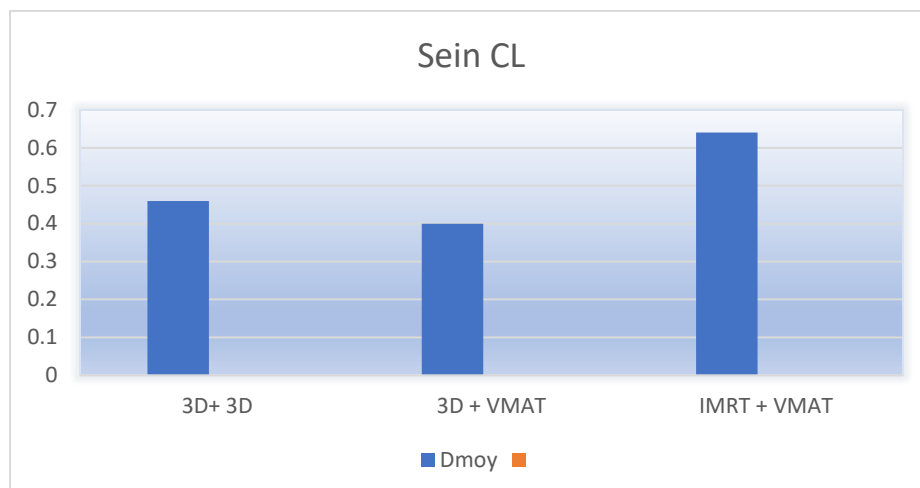
Figure IV-11 : Histogramme des pourcentages de dose au moelle épinière.

#### IV.2.7.5 Le sein CL

Sein	3D+3D	3D+VMAT	IMRT+VMAT
Dmoy (Gy)	0,463±0,275	0,405±16,939	0,645±0,313

Tableau IV-10 : Les doses moyens reçue par le sein CL.

Ces résultats indiquent des différences dans les doses moyennes administrées aux patients en fonction des techniques de traitement du sein. La technique 3D+3D semble offrir une dose moyenne plus stable, tandis que la technique 3D+VMAT présente une plus grande variation dans les doses. La technique IMRT+VMAT montre également une dose moyenne relativement stable.



**Figure IV-12 :** Histogrammes des doses reçues par le sein CL.

#### IV.2.8 Comparaison d'indice

PTVaxill+scs	3D+3D	3D+VMAT	VMAT+IMRT
IH	0,12±0,038	0,12±0,038	0,13±0,039
IC	0,96±0,019	0,96±0,017	0,96±0,017
Co	0,98±1,46	0,96±0,01	0,96±0,03

**Tableau IV-11 :** Comparaison dosimétrique des indices.

Ces résultats représentant les indices d'homogénéité (IH), de conformité (IC) et d'indice de couverture (ICO) pour le volume cible combinant l'aire axillaire et sus-claviculaire selon trois techniques de traitement.

- Indice d'homogénéité (IH) : les valeurs d'IH pour les trois techniques sont proches les unes des autres et relativement basses, cela indique que la distribution de dose dans le volume cible n'est pas très homogène, avec écarts significatifs entre les régions à haute dose. Une valeur d'IH plus proche de zéro indiquerait une distribution de dose plus homogène.
- Indice de conformité (IC) : les résultats montrant des valeurs élevées d'IC pour les trois techniques (0.96). Cela signifie que les plans de traitement sont conformes aux limites du volume. Un indice de conformité proche de 1 témoigne d'une bonne couverture de PTVaxill+sc.

- Indice de couverture (ICO) : les valeurs d'ICO sont également enlevées pour les trois techniques, autour de 0.96. Cela indique que le volume cible est bien couvert par la dose prescrite dans chaque plan de traitement.

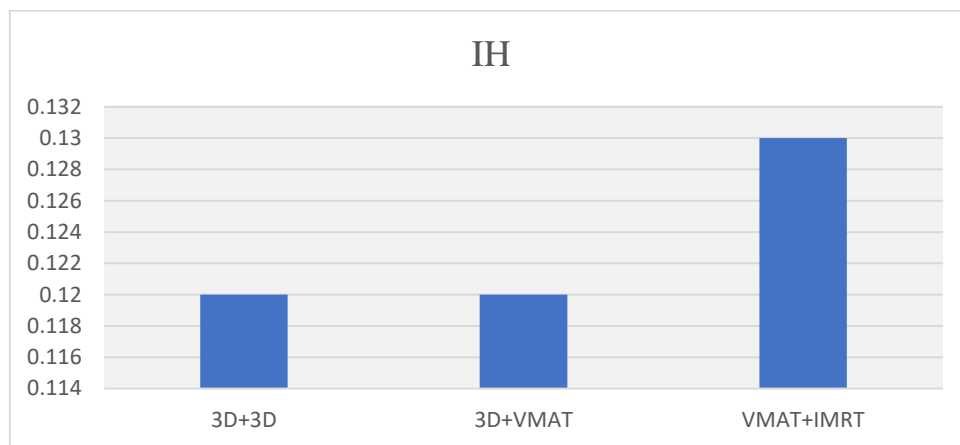


Figure IV-13 : histogramme de l'indice d'homogénéité pour les trois techniques.

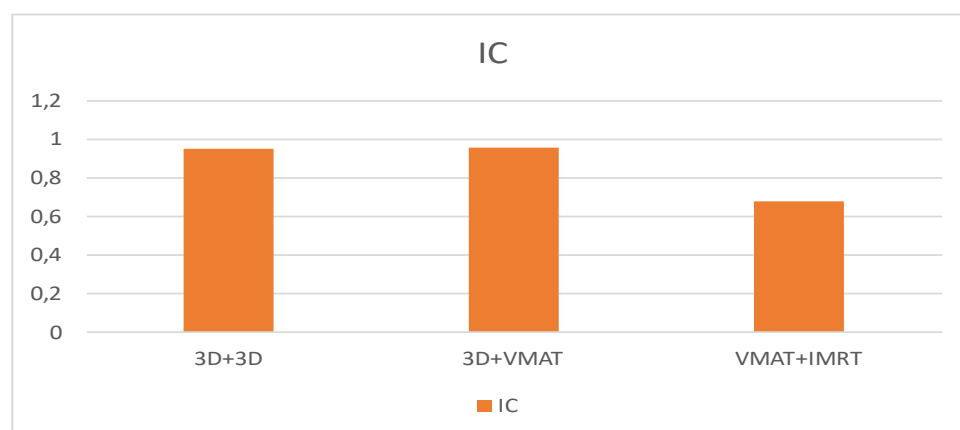


Figure IV-14 : histogramme de l'indice de conformité pour les trois techniques.

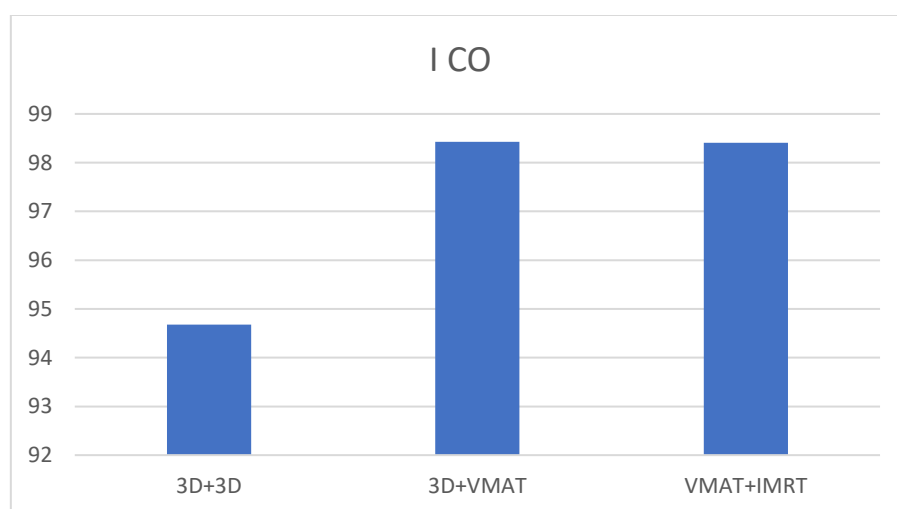


Figure IV-15 : histogramme de l'indice de couverture pour les trois techniques.

# Conclusion Générale

### Conclusion générale

Le travail de ce mémoire s'inscrit dans le cadre d'une comparaison dosimétrique de trois techniques de traitement 3DCRT et Hybride (3D+VMAT) et hybride (VMAT+IMRT) dans le cancer du sein avec des indication ganglionnaires sus-claviculaire et axillaire. Notre travail a été réalisé au niveau de l'hôpital CHAHID MEHMOUDI à Tizi-Ouzou, par la réalisation des plans de planification de traitement pour 8 patientes à l'aide d'un système de planification de traitement Eclipse version 13,5.

Ce mémoire présente un projet qui cherche à déterminer la technique optimale de planification de traitement en radiothérapie externe pour ce type du cancer. Pour ce faire, une comparaison dosimétrique est réalisée entre trois techniques : 3DCRT, l'approche Hybride VMAT et Hybride IMRT. L'objectif est de déterminer la méthode qui offre les meilleures performances en termes de distribution de la dose de radiation pour ce type de cancer. Cette étude comparative sur les techniques de radiothérapie externe dans le cancer du sein met en évidence les limites de la technique 3DCRT dans l'irradiation des aires ganglionnaires important notamment les ganglions axillaires. La 3DCRT a du mal assurer une couverture optimale de ces zones cibles sans exposer le cœur et le poumon homolatérale a des doses élevées.

Cette étude démontré que les deux modes d'optimisation de la technique hybride permettent une meilleure couverture des voulûmes cibles avec une dose plus uniforme et conforme aux volumes cible. De plus, cette approche permet de mieux protéger les organes à risque (OARs), en particulier le cœur et le paumons CL par rapport à la méthode 3DCRT.

En conclusion, l'adaptation de la technique hybride pour le traitement des cancers du sein avec l'inclusion des aires ganglionnaires sus-claviculaire et axillaire se révèle être une approche préférable par rapport à la méthode 3DCRT. Les résultats ont démontré les nombreux avantages de la techniques hybride, notamment une meilleure couverture des volumes cibles avec une dose plus uniforme et conforme, tout en protégeant les organes à risque (OARs) des fortes doses.

# Références bibliographiques

## Références bibliographies

---

- [1] Yim, Jackie / Suttie, Clare / Bromley, Regina / Morgia, Marita / Lamoury, Gillian **Intensity Modulated radiotherapy and 3D conformal radiotherapy for whole breast irradiation : a comparative dosimetric study and introduction of a novel qualitative index for plan evaluation, the normal tissue index** 2015-08 /*Journal of Medical Radiation Sciences* , Vol. 62, No. 3 /Wiley p. 184-191
- [2] Xu, Ben-Hua / Chen, Yuan-Gui / Li, An-Chuan / Li, Wen-Yao / Huang, Miao-Yun / Li, Xiao-Bo / Chen, Ming-Qiu / Zhang, Mutian **The feasibility study of a hybrid coplanar arc technique versus hybrid intensity-modulated radiotherapy in treatment of early-stage left-sided breast cancer with simultaneous-integrated boost** /2017/ *Journal of Medical Physics* , Vol. 42, No. 1 Medknow p. 1
- [3] Bi, Suyan / Zhu, Rui / Dai, Zhitao **Dosimetric and radiobiological comparison of simultaneous integrated boost radiotherapy for early stage right side breast cancer between three techniques: IMRT, hybrid IMRT and hybrid VMAT** /2022-03/ *Radiation Oncology* , Vol. 17, No. 1 /Springer Science and Business Media LLC
- [4] Chen, Semaya Natalia / Ramachandran, Prabhakar / Deb, Pradip **Dosimetric comparative study of 3DCRT, IMRT, VMAT, Ecomp, and Hybrid techniques for breast radiation therapy** /2020-12/ *Radiation Oncology Journal* , Vol. 38, No. 4 Korean Society for Therapeutic Radiology and Oncology /p. 270-281
- [5] Smith, Shayne K. / Estoesta, Reuben P. / Kader, Jaraad A. / Martin, Darren / Claridge-Mackonis, Elizabeth R. / Toohey, Joanne M. / Carroll, Susan L. **Hybrid intensity-modulated radiation therapy (IMRT) simultaneous integrated boost (SIB) technique versus three-dimensional (3D) conformal radiotherapy with SIB for breast radiotherapy: a planning comparison** /2016-03/ *Journal of Radiotherapy in Practice* , Vol. 15, No. 2 /Cambridge University Press (CUP) p. 131-142
- [6] Liu, Yi-Chi / Chang, Hung-Ming / Lin, Hsin-Hon / Lu, Chia-Chun / Lai, Lu-Han **Dosimetric Comparison of Intensity-Modulated Radiotherapy, Volumetric Modulated Arc Therapy and Hybrid Three-Dimensional Conformal Radiotherapy/Intensity-Modulated Radiotherapy Techniques for Right Breast Cancer** 2020-11 /*Journal of Clinical Medicine* , Vol. 9, No. 12 MDPI AG p. 3884
- [7] Srivastava, R. P. / Vandeputte, K. / Wagter, C. **De Benefits and Limitations of Volumetric Modulated Arc Therapy in Treating Bilateral Breast Cancer with Regional Lymph Nodes** 2020 *Advances in Breast Cancer Research* , Vol. 09, No. 04 Scientific Research Publishing, Inc. p. 119-126
- [8] Majumdar, Saroj Kumar Das / Amritt, Adhar / Dhar, Sovan Sarang / Barik, Sandip / Beura, Sasanka S. / Mishra, Tushar / Muduly, Dillip K. / Dash, Ashish / Parida, Dillip Kumar **A Dosimetric Study Comparing 3D-CRT vs. IMRT vs. VMAT in Left-Sided Breast**

## Références bibliographies

---

**Cancer Patients After Mastectomy at a Tertiary Care Centre in Eastern India**  
2022-03 *Cureus* Cureus, Inc.

[9] Balaji, Karunakaran / Ramasubramanian, Velayudham  
**Hypofractionated Hybrid Radiotherapy Techniques for Synchronous Bilateral Breast Cancer** 2021-12 *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, Vol. 22, No. 12  
EpiSmart Science Vector Ltd p. 3933-3939

[10] Noël, G. / Antoni, D. / Barillot, I. / Chauvet, B. **Délinéation des organes à risque et contraintes dosimétriques** 2016-09 *Cancer/Radiothérapie*, Vol. 20 Elsevier BV p. S36-S60

[11] Srivastava, Raju Prasad / Jha, Bidyapati / Lamichhane, Hari Prasad / Prasiko, GisupNikha  
**Modern Radiotherapy Techniques for Breast Cancer Treatment** 2022-07 *Radiation Oncology* IntechOpen

[12] Landberg, T. / Chavaudra, J. / Dobbs, J. / Gerard, J. P. / Hanks, G. / Horiot, J. C. / Johansson, K. A. / Möller, T. / Purdy, J. / Suntharalingam, N. / Svensson, H.  
**Report** 62  
1999-11 *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, Vol. 32, No. 1 SAGE Publications p. NP-NP

[13] Jones, Douglas  
**ICRU Report 50-Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy**  
1994-06 *Medical Physics*, Vol. 21, No. 6 Wiley  
p. 833-834

[14] PURDY, J.  
**Current ICRU definitions of volumes: limitations and future directions**  
2004-01 *Seminars in Radiation Oncology*, Vol. 14, No. 1 Elsevier BV p. 27-40

[15] Livre : Haydaroglu, Ayfer / Ozyigit, Gokhan  
**Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer** 2012 Springer London, Limited.

[16] Berthelot K, et al. Détermination des marges du volume cible anatomoclinique au volume cible prévisionnel des cancers bronchiques en radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle ou avec modulation d'intensité. *Cancer Radiother* (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.canrad.2016.08.122>

[17] **Book** (Haydaroglu2013) Haydaroglu, Ayfer / Ozyigit, Gokhan (Eds.)  
**Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer**  
2013 Springer New York [18] **Article** (Riou2015) Riou, O. / Bourgier, C. / Fenoglietto, P. / Azria, D. **L'irradiation des aires ganglionnaires (sus-claviculaire et mammaire interne) augmente-t-elle la toxicité de la radiothérapie adjuvante mammaire ?** 2015-06  
*Cancer/Radiothérapie*, Vol. 19, No. 4 Elsevier BV p. 261-264

[19] **Article** (Rivera2015) Rivera, S. / Louvel, G. / Campo, E. Rivin Del / Boros, A. / Oueslati, H. / Deutsch, É. **Radiothérapie axillaire prophylactique des cancers du sein**  
2015-06 *Cancer/Radiothérapie*, Vol. 19, No. 4 Elsevier BV p. 253-264

## Références bibliographies

---

[20] **Article** (Hennequin2008) Hennequin, Christophe / Quero, Laurent / Favaudon, Vincent **Déterminants et facteurs prédictifs pour la radiosensibilité tumorale** 2008-01 *Cancer/Radiothérapie* , Vol. 12, No. 1 Elsevier BV p. 3-13

[21] **Article** (Fenoglietto2015) Fenoglietto, P. / Bourgier, C. / Riou, O. / Lemanski, C. / Azria, D. **Impact de la modulation d'intensité dans l'irradiation des aires ganglionnaires du cancer du sein** 2015-06 *Cancer/Radiothérapie* , Vol. 19, No. 4 Elsevier BV p. 265-270

# Annexes

## ANNEXES

Technique	Volumes Et Contraints	3D+3D				3D+VMAT		
		D 95 %	D 98%	D 2 %	D10 %	D 95%	D 98%	D 2 %
1	PTVaxil	42.64	38.38	53.79	42.28	43.37	39.91	58.43
	PTVSC	45.25	44.21	51.44	40.63	43.38	40.01	53.02
2	PTVaxil	42.67	41.60	47.2	36.46	44.75	43.92	56.27
	PTVSC	45.25	44.21	51.44	40.63	44.47	43.35	52.57
3	PTVaxil	41.92	39.52	45.41	20.63	43.21	41.39	56.24
	PTVSC	42.83	41.92	46.96	35.40	44.06	42.83	52.54
4	PTVaxil	43.15	41.12	50.82	28.66	43.63	42.27	54.08
	PTVSC	45.23	43.82	50.86	32.41	43.51	42.12	53.43
5	PTVaxil	41.22	39.87	50.75	25.85	44.75	43.92	56.27
	PTVSC	43.26	41.22	50.18	37.54	44.47	43.35	52.57
6	PTVaxil	42.33	39.26	49.92	25.22	43.21	41.39	56.24
	PTVSC	46.40	44.27	52.60	35.91	44.06	42.83	52.54
7	PTVaxil	40.74	38.15	50.15	22.65	42.31	40.22	49.95
	PTVSC	41.29	39.64	50.22	33.08	46.43	44.20	52.59
8	PTVaxil	42.73	37.58	51.45	24.47	42.85	40.38	49.89
	PTVSC	45.24	43.31	52.38	36.21	43.73	42.34	54.08

**Tableau 1 :** représente les valeurs de paramètres dosimétriques de volumes PTVsc et PTVaxil pour les deux techniques d'irradiation avec une dose prescrite de 43.7 Gy

PTVaxil	3D+ 3D								
<b>V95</b>	43,21	43,4	42,98	43,53	42,66	43,86	36,32	42,58	42,3175
<b>D98</b>	38,96	42,65	40,04	40,12	40,08	41,55	38,01	40,38	40,2238
<b>D2</b>	50,7	51,52	51,23	50,92	52,46	52,23	50,16	50,48	51,2125
PTVsc									
<b>V95</b>	43,17	45,42	42,89	45,51	45,78	46,51	41,34	42,93	44,1938
<b>D98</b>	38,98	44,3	41,98	44,18	44,08	44,31	39,02	39,12	41,9963
<b>D2</b>	61,22	51,6	47,03	50,96	51,08	52,77	50,25	52,47	52,1725
PTVpr									
<b>V95</b>	44,7	48,56	46,32	44,75	46,11	44,82	46,92	47,38	46,195
<b>D98</b>	47,83	47,27	43,2	41,95	43,38	47,45	44,68	45,46	45,1525
<b>D2</b>	54,71	54,87	54,48	54,34	54,31	54,98	54,14	54,23	54,5075

**Tableau 2 :** représente les paramètres dosimétriques de volume cible avec une dose 50 Gy.

## ANNEXES

Technique	Volumes Et Contraints	IMRT +VMAT		
		D 95 %	D 98%	D 2 %
Patient				
1	PTVaxil		38.38	53.79
	PTVSC		44.21	51.44
2	PTVaxil	42.67	41.60	47.2
	PTVSC	45.25	44.21	51.44
3	PTVaxil	41.92	39.52	45.41
	PTVSC	42.83	41.92	46.96
4	PTVaxil	43.15	41.12	50.82
	PTVSC	45.23	43.82	50.86
5	PTVaxil	41.22	39.87	50.75
	PTVSC	43.26	41.22	50.18
6	PTVaxil	42.33	39.26	49.92
	PTVSC	46.40	44.27	52.60
7	PTVaxil	40.74	38.15	50.15
	PTVSC	41.29	39.64	50.22
8	PTVaxil	42.73	37.58	51.45
	PTVSC	45.24	43.31	52.38

**Tableau 3 :** représente les valeurs de paramètres dosimétriques de volumes PTVsc et PTVaxil pour la techniques hybride (IMRT +VMAT) avec une dose prescrite de 43.7 Gy

PTVaxil	3D+ VMAT								
<b>V95</b>	43,87	47,91	45,36	43,75	46,13	45,19	44,02	46,84	45,38375
<b>D98</b>	41,84	46,98	44,32	42,32	45,49	44,27	42,58	44,94	44,0925
<b>D2</b>	54,7	58,91	56,98	55,12	57,14	57,19	56,73	57,29	56,7575
PTVsc									
<b>V95</b>	43,87	44,59	44,08	43,61	45,47	42,19	43,75	44,48	44,005
<b>D98</b>	41,88	43,46	42,87	42,21	44,09	40,74	42,38	42,58	42,52625
<b>D2</b>	54,61	52,81	52,71	53,96	52,57	51,33	54,44	53,58	53,25125
PTVpr									
<b>V95</b>	46,35	48,57	47,95	47,74	46,78	45,95	46,65	47,49	47,185
<b>D98</b>	39,43	47,1	45,62	42,98	44,12	43,54	44,56	45,49	44,105
<b>D2</b>	54,33	54,5	54,42	54,31	54,09	50,6	54,21	54,48	53,86

**Tableau 4 :** représente les paramètres dosimétriques de volume cible avec une dose 50 Gy avec la technique Hybride VMAT

## ANNEXES

PTVaxil	IMRT+ VMAT								
	<b>V95</b>	44,57	44,25	44,29	43,18	44,46	44,05	43,98	44,46
<b>D98</b>	43,81	43,14	43,18	41,79	43,14	42,7	42,61	42,38	42,84375
<b>D2</b>	54,02	56,25	54,03	57,22	54,03	53,38	54,95	54,46	54,7925
PTVsc									
<b>V95</b>	44,69	43,84	44,18	43,07	44,46	41,64	43,74	44,58	43,775
<b>D98</b>	43,9	42,72	43,08	41,71	43,14	40,23	42,4	42,35	42,44125
<b>D2</b>	53,7	51,43	52,61	53,33	54,03	49,97	54,26	53,36	52,83625
PTVpr									
<b>V95</b>	49,02	48,25	47,74	44,06	47,39	48,9	48,06	48,39	47,72625
<b>D98</b>	48,55	47,43	46,84	42,59	44,76	47,56	47,18	46,34	46,40625
<b>D2</b>	52,21	53,9	53,37	54,16	54,07	53,66	52,23	53,45	53,38125

**Tableau 5** : représente les paramètres dosimétriques de volume cible avec une dose 50 Gy avec la technique Hybride IMRT+VMAT

## ANNEXES

Age		58	50	63	57	34	65	75
Sein		Gauche	Gauche	Gauche	Gauche	Gauche	Gauche	Droit
Cœur	D100 Gy	0.48	0.72	0.38	0.4	0.71	0.44	0.22
	Dmoy	3.08	3.9	3.19	4.2	7.78	3.23	0.77
	VI/V5 %	9.15	15.53	9.35	12.31	23.22	9.45	1.58
Distance Irradier								
Poumon	V20	20.69	19.02	24.17	30.89	34.53	32.07	21.04
	V30	13.85	16.51	18.76	23.92	24.98	22.27	13.80
	V5	45.09	38.11	46.14	50.88	54.93	54.03	49.56
	En cm3							
	V20	285.23	211.1	289.34	374.78	293.15	332.54	305.789
	V30	226.781	163.45	225.28	290.26	212.073	230.94	200.50
	V5	537.80	377.212	522.23	617.27	466.30	560.273	720.30
PTV 50	V98 %(49Gy)	48.54	47.44	46.82	42.58	45.53	47.57	47.19
	V90 %							
	V95 %	49.03	48.25	47.73	44.07	47.40	47.90	48.01
	107	0.95						0.25
	D98 Gy	95.24	81.01				54.20	
	D2 %	52.99	54.37	53.38	54.13	54.07	54.20	52.22
	D50 %	50.34	50.13	50.32	48.43	60.52	49.86	49.78
PTV46	V 95	45.32	43.85	44.18	43.06	44.48	41.63	43.73
	V 98	44.39	42.74	43.08	41.67	43.12	40.1841	42.42
	V 107	28.46- 49.21	6.18	28.64- 49.2			49.63	
	Dmax	32.05	41.83	20.93	23.45	32.40	28.80	24.41
	V2 %	8.46	16.56	10.08	10.70	20	17.83	21.017
	V2 cm3	299.14	229.243	238.42	177.49	225.26	258.964	281.73
CTV Pr V95		49.22	48.52	47.63	44.13	47.98	47.94	48.29
CTV Sc V95			45.11	46.03	44.90	45.57	44.69	45.19
CTV Ax V95			44.91	47.86	46.59	45.31	46.41	
Thyroïde	Dmoy<30Gy		27.43	19.59	31.09	22.96	17.12	17.20
	V40Gy<85%		22.34	16.92	40.40	25.33		9.75
	V50Gy<30%							

## ANNEXES

	<b>V50Gy&lt;60%</b>							
	<b>V25Gy&lt;60%</b>		47.4	34.28	59.80	42.19	22.38	23.19
<b>La moelle épinière</b>	<b>Dmax&lt;45Gy</b>	19.08	25.63	29.46	25.17	29.20	25.17	17.20
<b>Sein CL</b>	<b>Dmoy</b>	0,62	0,16	0,47	0,58	0,88	0,072	0,62
<b>Œsophage</b>	<b>V35&lt;31</b>			15.96	29.64			
<b>Fois</b>	<b>Dmoy&lt;26</b>							5.18
<b>PTV Axillo sc</b>	<b>V 95</b>	44.20	44.23	44.32	43.18	44.65	42.07	43.98
	<b>V 98</b>	43.46	43.13	43.18	41.79	43.36	40.73	42.63
	<b>V 107</b>	53.5	4.50-53.59	2.66-53.57		5.11		
	<b>D 2</b>	53.58	54.11	54.10	53.54	55.21	54.27	54.96

**Tableau 6** : la distribution de dose aux organes a risque avec la technique hybride VMAT + IMRT.

<b>Cœur</b>	<b>D100 Gy</b>		<b>0,50</b>	<b>1,26</b>	<b>0,89</b>	<b>0,59</b>	<b>0,79</b>
	<b>Dmoy</b>		<b>1,41</b>	<b>9,38</b>	<b>4,83</b>	<b>3,96</b>	<b>5,91</b>
	<b>VI/V5 %</b>		<b>0,36</b>	<b>28,88</b>	<b>23,68</b>	<b>19,41</b>	<b>38,76</b>
<b>Distance Irradier</b>							
<b>Poumon</b>	<b>V20</b>	<b>21,98</b>	<b>24,00</b>	<b>37,14</b>	<b>21,04</b>	<b>31,76</b>	<b>34,98</b>
	<b>V30</b>	<b>18,11</b>	<b>20,09</b>	<b>33,68</b>	<b>18,13</b>	<b>28,25</b>	<b>29,83</b>
	<b>V5</b>	<b>43,48</b>	<b>50,64</b>	<b>61,06</b>	<b>50,00</b>	<b>55,29</b>	<b>61,83</b>
	<b>En cm3</b>						
	<b>V20</b>	<b>289,67</b>	<b>348,74</b>	<b>315,28</b>	<b>296,59</b>	<b>432,11</b>	<b>750,10</b>
	<b>V30</b>	<b>238,56</b>	<b>291,94</b>	<b>285,90</b>	<b>344,20</b>	<b>384,36</b>	<b>424,39</b>
	<b>V5</b>	<b>572,81</b>	<b>735,76</b>	<b>518,30</b>	<b>818,09</b>	<b>752572,00</b>	<b>361,84</b>
<b>PTV 50</b>	<b>D90 %</b>	<b>41,7212 Gy</b>	<b>48,01</b>	<b>49,03</b>	<b>43,26</b>	<b>46,55</b>	<b>49,61</b>
	<b>D90 %</b>						
	<b>V95 %</b>	<b>32,809 Gy</b>	<b>46,95</b>	<b>46,71</b>	<b>35,05</b>	<b>45,22</b>	<b>48,04</b>
	<b>D98 %</b>	<b>26,021 Gy</b>	<b>45,38</b>	<b>43,30</b>	<b>27,11</b>	<b>44,09</b>	<b>46,04</b>
	<b>D2 %</b>	<b>53,551 Gy</b>	<b>53,93</b>	<b>55,55</b>	<b>53,87</b>	<b>53,90</b>	<b>55,55</b>
	<b>D50 %</b>	<b>50,89 Gy</b>	<b>50,09</b>	<b>52,36</b>	<b>50,94</b>	<b>50,18</b>	<b>52,76</b>
<b>PTV46</b>	<b>V 95</b>	<b>44,47</b>	<b>42,81</b>	<b>46,95</b>	<b>43,88</b>	<b>46,05</b>	<b>45,23</b>
<b>PTV AX</b>	<b>V95</b>	<b>40,16</b>	<b>8,23</b>	<b>46,22</b>	<b>43,29</b>	<b>38,15</b>	<b>44,26</b>

## ANNEXES

<b>Hot Spot</b>		<b>55,16</b>	<b>55,60</b>	<b>56,89</b>	<b>55,21</b>	<b>55,25</b>	<b>56,69</b>
<b>Poumons CL</b>	<b>Dmax</b>	<b>41,83</b>	<b>20,7</b>	<b>23,13</b>	<b>48,13</b>	<b>36,78</b>	<b>24,21</b>
	<b>V2 %</b>	16,59	9,97	8,62	11,67	2,76	12,25
	<b>V2 cm3</b>		<b>2,41</b>	<b>4,43</b>		<b>1,66</b>	
<b>CTV Pr V95</b>		<b>29,78</b>	<b>47,03</b>	<b>45,41</b>	<b>34,27</b>	<b>46,00</b>	<b>49,09</b>
<b>CTV Sc V95</b>			<b>45,07</b>	<b>48,35</b>		<b>47,33</b>	<b>47,31</b>
<b>CTV Ax V95</b>		<b>40,58</b>				<b>42,92</b>	<b>45,96</b>
<b>Thyroïde</b>	<b>Dmoy&lt;30Gy</b>	<b>19,85</b>	<b>21,03</b>	<b>25,43</b>		<b>23,60</b>	<b>29,89</b>
	<b>V40Gy&lt;85%</b>	<b>34,77</b>	<b>38,23</b>	<b>48,24</b>		<b>43,85</b>	<b>59,70</b>
	<b>V50Gy&lt;30%</b>	<b>10,84</b>	<b>0,00</b>	<b>5,04</b>		<b>6,14</b>	<b>0,00</b>
	<b>V50Gy&lt;60%</b>						
	<b>V25Gy&lt;60%</b>	<b>38,96</b>	<b>42,71</b>	<b>49,79</b>		<b>46,00</b>	<b>60,21</b>
<b>La moelle épinière</b>	<b>Dmax&lt;45Gy</b>	<b>6,15</b>	<b>11,97</b>	<b>16,00</b>	<b>10,40</b>	<b>28,73</b>	<b>23,26</b>
<b>Sein CL</b>	<b>V2&lt;15</b>		<b>0,03</b>			<b>0,01</b>	<b>2,74</b>
	<b>V10</b>		<b>0,00</b>			<b>0,00</b>	<b>0,00</b>
<b>Œsophage</b>	<b>V35&lt;31</b>		<b>0,04</b>			<b>20,85</b>	<b>10,61</b>
<b>Plexus</b>	<b>Dmax&lt;54</b>		<b>0,00</b>			<b>0,00</b>	<b>0,00</b>
<b>Fois</b>	<b>Dmoy&lt;26</b>		<b>3,64</b>			<b>0,00</b>	<b>0,00</b>

**Tableau 7** : les contraintes de dose des organes a risque avec la technique Hybride 3D + VMAT.

## ANNEXES

IH		
3D+3D	3D+VMAT	VMAT+IMRT
0,089	0,088	0,097
0,116	0,116	0,102
0,124	0,124	0,129
0,142	0,142	0,124
0,209	0,209	0,218
0,082	0,082	0,101
0,129	0,129	0,144
0,123	0,123	0,134
0,12675	0,126625	0,131125
0,03885412	0,03899428	0,03909124

**Tableau 8 :** les valeurs de l'indice d'homogénéité pour les trois techniques pour le volume PTVaxill+sc

ICO		
3D+3D	3D+VMAT	VMAT+IMRT
100	0,989	0,097
98,35	0,982	0,102
98,18	0,951	0,129
99,41	0,977	0,124
99,46	0,96	0,218
95,24	0,991	0,101
98,64	0,946	0,144
98	0,959	0,134
98,41	0,969375	0,131125
1,461750418	0,017524982	0,0390912

**Tableau 9 :** les valeurs de l'indice de couverture pour les trois techniques pour le volume PTVaxill+sc

## ANNEXES

IC		
3D+3D	3D+VMAT	VMAT+IMRT
0,993	0,989	0,989
0,972	0,972	0,982
0,961	0,961	0,951
0,953	0,953	0,977
0,96	0,96	0,96
0,995	0,995	0,991
0,944	0,944	0,946
0,955	0,955	0,959
0,966625	0,966125	0,969375
0,0186619	0,017892	0,017525

**Tableau 10 :** les valeurs de l'indice de conformité pour les trois techniques pour le volume PTVaxill+sc.