

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

Université Saad DAHLAB - Blida 1

Faculté des Sciences

Département de Physique



Mémoire de Master

présenté pour l'obtention du diplôme de master en :

Physique Médicale

**L'impact des erreurs de positionnement sur la
qualité du traitement en radiothérapie pour
les cancers du sein,
en particulier la paroi fine**

Présenté par :

Rebah Ikram

ikramrebah2@gmail.com

soutenu le 30 Juin 2025 devant le jury compose de :

Mme. Amel Cherfi	MAA	USDB1	Présidente
Mr. Mustapha Laoues	MCB	USDB1	Examineur
Mme. Kenza Benacer	Physicien Médicale Principal	Fatema-Al- Azhar	Promotrice

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce mémoire.

Je remercie tout particulièrement **Madame Benacer Kenza**, ma promotrice, pour son soutien remarquable, sa générosité intellectuelle et humaine, ainsi que sa présence bienveillante tout au long de ce parcours académique. Ses conseils précis, ses remarques toujours pertinentes et sa disponibilité constante ont été d'une grande aide pour la réussite de ce travail.

Elle n'a pas été seulement une encadrante académique, mais une source de confiance, de rigueur et de passion pour un travail bien accompli.

“Je n'ai pas seulement été guidée : j'ai été soutenue, encouragée et inspirée”

Avoir une promotrice aussi engagée et dévouée est une véritable chance que je mesure pleinement.

Je tiens à la remercier tout particulièrement pour avoir été plus qu'une simple promotrice : une véritable amie, qui a facilité mon travail. Grâce à elle, je n'ai ressenti aucune pression ni difficulté durant la réalisation de ce mémoire, bien au contraire, j'ai apprécié chaque moment du stage et chaque étape du travail.

Je remercie également les membres du jury pour l'honneur qu'ils me font en acceptant d'évaluer ce travail et pour l'intérêt qu'ils portent à mon modeste parcours.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui m'ont soutenue par un mot, un geste ou un sourire au moment opportun, recevez ici toute ma gratitude.

*« Certaines personnes laissent une empreinte indélébile dans nos vies,
Madame Benacer Kenza, vous êtes assurément l'une d'elles. »*

Dédicaces

Avant tout, je remercie Dieu de m'avoir donné la force et la capacité de réaliser ce modeste travail.

الْحَمْدُ لِلَّهِ

Je dédie ce mémoire à ma famille, pour la place importante qu'elle occupe dans ma vie.

Je dédie également ce travail à mes amis proches, qui ont été présents durant cette étape.

Je dédie aussi ce travail à toutes les personnes qui m'ont accompagné durant la préparation de ce mémoire, ainsi qu'à celles que j'aime et qui m'aiment.

Ce travail leur est dédié avec reconnaissance.

Résumé

Le cancer du sein est l'un des cancers les plus fréquents chez la femme. Après mastectomie, la radiothérapie joue un rôle crucial dans la prévention des récurrences locales, mais son efficacité dépend fortement de la précision du positionnement, notamment avec des techniques avancées comme la VMAT.

Ce travail évalue l'impact dosimétrique des erreurs de positionnement chez neuf patientes traitées par VMAT. Des décalages simulés ont été appliqués, puis les plans initiaux comparés aux plans modifiés.

Les résultats révèlent que même de faibles erreurs de positionnement peuvent altérer la couverture du volume cible (PTV) et augmenter la dose aux organes à risque comme le cœur et le poumon gauche. Chez certaines patientes, la dose moyenne au cœur (Dmoy) a augmenté jusqu'à +256%, tandis que celle du poumon gauche a connu une élévation allant jusqu'à +133%, ce qui souligne un risque réel de toxicité.

D'où l'importance d'un contrôle rigoureux du positionnement via l'IGRT et une adaptation des marges selon chaque morphologie.

Mots-clés : Cancer du sein, radiothérapie post-mastectomie, erreurs de positionnement, VMAT, dosimétrie, PTV, IGRT.

Abstract

Breast cancer is one of the most common cancers among women. After mastectomy, radiotherapy plays a crucial role in preventing local recurrences, but its effectiveness strongly depends on positioning accuracy, especially with advanced techniques like VMAT.

This study evaluates the dosimetric impact of positioning errors in nine patients treated with VMAT. Simulated shifts were applied, and the original treatment plans were compared to the modified ones.

The results show that even small positioning errors can compromise the coverage of the target volume (PTV) and increase the dose to organs at risk, such as the heart and the left lung. In some patients, the mean heart dose (Dmoy) increased by up to +256%, while the left lung dose rose by as much as +133%, highlighting a real risk of toxicity.

Hence the importance of rigorous positioning control using IGRT and adapting margins according to each patient's morphology.

Keywords : Breast cancer, post-mastectomy radiotherapy, positioning errors, VMAT, dosimetry, PTV, IGRT.

الملخص

يُعد سرطان الثدي من أكثر أنواع السرطان شيوعًا لدى النساء. بعد استئصال الثدي، تلعب المعالجة الإشعاعية دورًا أساسيًا في الوقاية من الانتكاسات المرضية، إلا أن فعاليتها تعتمد بشكل كبير على دقة التمرکز، خاصة باستخدام تقنيات متقدمة مثل VMAT.

تهدف هذه الدراسة إلى تقييم الأثر الدوزيمتري لأخطاء التمرکز لدى تسع مريضات خضعن للعلاج باستخدام تقنية VMAT. تم تطبيق انزياحات محاكاة، ثم تمت مقارنة الخطط العلاجية الأصلية بالخطط المعدلة.

أظهرت النتائج أن حتى الأخطاء البسيطة في التمرکز يمكن أن تؤثر سلبيًا على تغطية حجم الهدف (PTV) وتزيد من الجرعة الواصلة إلى الأعضاء الحساسة مثل القلب والرئة اليسرى. فقد سُجلت زيادة في الجرعة المتوسطة للقلب (Dmoy) تصل إلى +256%، وارتفاع في جرعة الرئة اليسرى حتى +133%، مما يشير إلى خطر حقيقي لحدوث سمية إشعاعية.

ومن هنا تبرز أهمية المراقبة الدقيقة للتمرکز باستخدام IGRT، وتكييف الهوامش وفقًا لمورفولوجيا كل مريضة.

الكلمات المفتاحية: سرطان الثدي، العلاج الإشعاعي بعد استئصال الثدي، أخطاء التمرکز، VMAT، الدوزيمتري، PTV، IGRT.

Table des matières

Table des figures	5
Liste des tableaux	6
Introduction générale	8
1 Radiothérapie externe dans le traitement du cancer du sein	10
1.1 Introduction	10
1.2 Mécanisme et principe de la radiothérapie externe dans le traitement du cancer du sein	10
1.3 Généralité sur le cancer de sein	13
1.3.1 Anatomie de la paroi thoracique	13
1.3.2 Caractéristiques du cancer du sein	16
1.3.3 Traitement selon les stades	19
1.4 Définition des volumes	20
1.4.1 Volume tumorale macroscopique (GTV – Gross Tumor Volume)	20
1.4.2 Le volume cible clinique (CTV – Clinical Target Volume)	22
1.4.3 Le volume cible Planifié (PTV – Planning Target Volume)	22
1.4.4 Organes à Risque (OARs – Organs at Risk)	22
1.5 Les techniques de traitement pour la paroi thoracique	23
1.5.1 La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) :	23
1.5.2 La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) :	23
1.5.3 La radiothérapie volumétrique modulée en arc (VMAT) :	23
1.5.4 La radiothérapie guidée par l'image (IGRT)	24
1.6 Principe de planification de traitement en radiothérapie du cancer du sein	24
2 Les erreurs de positionnement en radiothérapie	25
2.1 Introduction	25
2.2 Définition des erreurs de positionnement	25
2.3 Types d'erreurs de positionnement	25
2.3.1 Erreurs systématiques :	26
2.3.2 Erreurs aléatoires :	26
2.4 Évaluation des erreurs de positionnement	27
2.4.1 Objectif de l'évaluation	27
2.4.2 Méthodes d'évaluation	27
2.4.3 Analyse des décalages	28
2.4.4 Outils et paramètres utilisés	28
2.4.5 Fréquence de l'évaluation	28
2.5 Facteurs influençant les erreurs de positionnement	30

2.5.1	Facteurs techniques	30
2.5.2	Facteurs humains	30
2.5.3	Facteurs physiologiques	31
2.6	Impact des erreurs de positionnement sur la qualité du traitement et sur les OARs	31
2.6.1	Impact sur la qualité du traitement	31
2.6.2	Impact sur les organes à risque (OARs)	32
2.7	Mesures prises pour minimiser les erreurs de positionnement	33
2.7.1	Amélioration des systèmes d'immobilisation	33
2.7.2	Vérification du positionnement par imagerie (IGRT)	33
2.7.3	Suivi et ajustement de la position	33
2.7.4	Utilisation de marges de sécurité (PTV)	33
2.7.5	Formation et compétence du personnel	33
2.7.6	Contrôle des mouvements des organes internes	33
2.7.7	Optimisation des conditions avant le traitement	34
2.7.8	Recours à des technologies avancées	34
3	Matériels et méthodes	35
3.1	Introduction	35
3.2	Description de la population étudiée	35
3.3	Acquisition des données	35
3.4	Simulation des erreurs de positionnement	35
3.5	Circuit de prise en charge en radiothérapie	36
3.5.1	Première consultation médicale avec le radiothérapeute	36
3.5.2	Scanner de simulation (ou scanner dosimétrique)	36
3.5.3	Contourage des volumes cibles et des organes à risque	37
3.5.4	Planification dosimétrique (protocole appliqué)	39
3.5.5	Vérification du positionnement	39
3.5.6	Délivrance du traitement	40
3.5.7	Suivi en cours de traitement	40
3.6	Analyse dosimétrique	41
3.6.1	Au niveau de PTV	41
3.6.2	Au niveau des OARs	43
3.7	Outils utilisés	43
4	Analyse et discussion	44
4.1	Introduction	44
4.2	Paramètres ICRU 83 : Couverture PTV76 Gy	45
4.2.1	Indice de couverture	45
4.2.2	Indice de conformité	46
4.2.3	Indice d'Homogénéité	48
4.3	Analyses de PTV et des OARs à partir des HDV	50
4.3.1	Volume qu'a reçu 95% de la dose prescrite	50
4.3.2	La dose moyenne au niveau de PTV	51
4.3.3	La dose maximale au niveau de PTV	52
4.3.4	Au niveau Organes à risques OARs	53
4.3.5	Conclusion	58
	Conclusion générale	59

Table des figures

1.1	Système de génération et de guidage du faisceau dans (LINAC) [2]	11
1.2	Principe schématisé du rayonnement de freinage [3]	11
1.3	Système de collimation et mise en forme du faisceau. [4]	12
1.4	Rapports postérieurs du corps mammaire [5]	13
1.5	Anatomie après mastectomie [6]	14
1.6	La morphologie et l'épaisseur de la paroi thoracique varient d'une patiente à l'autre [7]	14
1.7	Reconstruction en deux dimensions (coupes sagittale et axiale) des volumes d'irradiation et des organes à risque. Poumons : gauche (bleu clair) et droit (vert) ; cœur (rouge) ; moelle épinière (orange) ; glande mammaire droite (bleu) ; volumes CTV (rose) et PTV (fuchsia) de la paroi thoracique gauche.	15
1.8	Exemples histologiques de différents types de carcinomes mammaires.	16
1.9	Le système TNM [15]	21
1.10	Comparaison des techniques de radiothérapie 3DCRT, IMRT et VMAT pour l'irradiation de la paroi thoracique gauche [18]	24
3.1	Système d'immobilisation utilisé pour la radiothérapie mammaire	37
3.2	Logiciel de planification (TPS Monaco, version 5.11.03)	37
3.3	Reconstruction en deux dimensions (coupes sagittale et axiale) des volumes d'irradiation et des organes à risque. Poumons : gauche (bleu clair) et droit (vert) ; cœur (rouge) ; moelle épinière (orange) ; glande mammaire droite (bleu) ; volumes CTV (rose) et PTV (fuchsia) de la paroi thoracique gauche.	38
3.4	Circuit de patient dans le service radiothérapie [28]	40
4.1	Comparaison des valeurs IC pour chaque patiente, avec les statistiques (moyenne, variance, écart-type)	45
4.2	Comparaison des valeurs de IC PTV pour chaque patiente, avant et après repositionnement.	47
4.3	Comparaison des valeurs de IH pour chaque patiente, avant et après repositionnement (Échelle max 400).	48
4.4	Comparaison des valeurs de IH pour chaque patiente, avant et après repositionnement (Échelle max 0.2).	49
4.5	Comparaison des valeurs de V95% pour le PTV, avant et après repositionnement.	50
4.6	Comparaison des valeurs dosimétriques pour chaque patiente, avant et après repositionnement.	52
4.7	Comparaison des valeurs de Dmax pour chaque patiente, avant et après repositionnement.	53
4.8	Histogramme comparatif des valeurs de V20 (%) avant et après décalage pour chaque patiente.	55

4.9	Histogramme comparatif des valeurs de V30 (%) avant et après décalage pour chaque patiente.	55
4.10	Histogramme comparatif des doses moyennes (Dmoy en Gy) avant et après décalage pour chaque patiente.	56
4.11	Histogramme comparatif des doses moyennes (Dmoy en Gy) au niveau du cœur pour les 9 patientes avant et après décalage.	57

Liste des tableaux

1.1	Classification TNM du cancer du sein [11]	17
3.1	Contraintes dosimétriques pour Poumon Gauche et Cœur	39
4.1	Indice de couverture (IC)	45
4.2	Indice de conformité (IC PTV)	46
4.3	Inhomogénéité de la dose (IH)	48
4.4	Comparaison des valeurs de V95% avant et après décalage.	50
4.5	Comparaison des valeurs de Dmoy entre le plan initial et après décalage.	51
4.6	Comparaison des valeurs de Dmax entre le plan initial et après décalage.	52
4.7	Comparaison des paramètres dosimétriques au niveau du poumon gauche avant et après décalage, avec statistiques globales.	54
4.8	Évolution de la dose moyenne au niveau du cœur (Dmoy en Gy) avant et après décalage pour les 9 patientes avec statistiques.	57
4.9	Valeurs des décalages pour le patient 202400730	60
4.10	Valeurs des décalages pour le patient 202500078	60
4.11	Valeurs des décalages pour le patient 202500126	61
4.12	Valeurs des décalages pour le patient 202400780	61
4.13	Valeurs des décalages pour le patient 202400874	62
4.14	Valeurs des décalages pour le patient 202300170	62
4.15	Valeurs des décalages pour le patient 202400757	63
4.16	Valeurs des décalages pour le patient 202400519	63
4.17	Valeurs des décalages pour le patient 202500177	64
4.18	Données dosimétriques du Patient n°1	64
4.19	Données dosimétriques du Patient n°2	65
4.20	Données dosimétriques du Patient n°3	65
4.21	Données dosimétriques du Patient n°4	66
4.22	Données dosimétriques du Patient n°5	66
4.23	Données dosimétriques du Patient n°6	67
4.24	Données dosimétriques du Patient n°7	67
4.25	Données dosimétriques du Patient n°8	68
4.26	Données dosimétriques du Patient n°9	68

Liste des abréviations

OAR	Organe à risque
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy
PTV	Volume cible planifié
LINAC	Accélérateur linéaire de particules
TNM	Classification des tumeurs : Tumeur - Nœuds - Métastases
3D-CRT	Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle
IMRT	(RCMI) Radiothérapie à modulation d'intensité
IGRT	Radiothérapie guidée par l'image
GTV	Volume tumoral macroscopique
CTV	Volume cible clinique
CBCT	Tomodensitométrie à faisceau conique
AP	Antéro-postérieure
L	Latérale
CC	Crânio-caudale
Σ	Erreur systématique
σ	Erreur aléatoire
TPS	Système de planification de traitement
ICP	Indice de conformité
IC	Indice de couverture
IH	Indice d'homogénéité
V20	Volume recevant $\geq 20\%$ de la dose prescrite
V30	Volume recevant $\geq 30\%$ de la dose prescrite
Dmax	Dose maximale
Dmoy	Dose moyenne
D2%	Dose reçue par 2 % du volume
D50%	Dose reçue par 50 % du volume
D98%	Dose reçue par 98 % du volume
V95%	Volume recevant $\geq 95\%$ de la dose prescrite
V107%	Volume recevant $\geq 107\%$ de la dose prescrite
VT	Volume total irradié
PET	Tomographie par émission de positons
SBRT	Radiothérapie stéréotaxique corporelle
kV	Kilovoltage
MV	Mégavoltage
SGRT	Radiothérapie guidée par la surface
ICRU	Commission Internationale de Radioprotection et d'Unités
2D	Radiographie bidimensionnelle
DVH	: Histogramme dose-volume

Introduction générale

Le cancer du sein constitue aujourd’hui l’un des cancers les plus fréquents chez la femme, représentant un véritable enjeu de santé publique. Son traitement repose sur une approche thérapeutique multimodale, dans laquelle la radiothérapie joue un rôle central, notamment après une mastectomie. La radiothérapie post-mastectomie vise à assurer un contrôle local optimal de la maladie, en irradiant la paroi thoracique tout en limitant l’exposition des organes à risque tels que le cœur et les poumons.

Cependant, pour assurer l’efficacité et la sécurité de ce traitement, il est indispensable que le positionnement du patient soit à la fois précis et reproductible à chaque séance. En effet, même de faibles erreurs de positionnement peuvent compromettre la couverture du volume cible ou entraîner une surexposition des organes à risque (OARs – *Organs At Risk*), augmentant ainsi le risque d’effets secondaires potentiellement graves.

C’est dans ce contexte que s’inscrit le présent mémoire, dont l’objectif principal est d’évaluer l’impact dosimétrique des erreurs de positionnement en radiothérapie post-mastectomie chez des patientes atteintes d’un cancer du sein gauche, en particulier les parois fines, traitées selon la technique VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*).

Les objectifs spécifiques de ce travail sont les suivants :

- Quantifier et analyser les effets dosimétriques des erreurs de positionnement au niveau de la paroi thoracique gauche.
- Comparer les plans dosimétriques initiaux à ceux obtenus après la simulation de décalages dans les trois axes (antéro-postérieur, latéral gauche-droit et supérieur-inférieur), afin d’évaluer les variations de couverture du PTV (*Planning Target Volume*) et de dose reçue par les OARs.
- Identifier les sources potentielles d’erreurs (systématiques ou aléatoires), et proposer des mesures correctives pour optimiser la pratique clinique en radiothérapie.

Pour atteindre ces objectifs, le mémoire s’articule autour de quatre chapitres :

- **Le premier chapitre** présente le contexte médical et technique du sujet : généralités sur le cancer du sein, anatomie de la paroi thoracique, définitions des volumes cibles (GTV, CTV, PTV), techniques de traitement (3D-CRT, IMRT, VMAT), ainsi que les principes de planification dosimétrique.
- **Le deuxième chapitre** est consacré aux erreurs de positionnement : leur nature (systématiques et aléatoires), leurs origines (techniques, humaines, physiologiques),

leurs conséquences sur la qualité du traitement et sur la dose aux organes à risque, ainsi que les stratégies de détection et de correction, notamment via l'IGRT (*Image-Guided Radiation Therapy*).

- **Le troisième chapitre** détaille la méthodologie de l'étude : sélection d'un échantillon de neuf patientes, acquisition d'images, protocole dosimétrique, simulation des décalages et outils d'analyse utilisés.
- **Le quatrième chapitre** présente et discute les résultats obtenus : variations des indices dosimétriques (couverture, homogénéité, conformité), impact des erreurs sur la dose au cœur et au poumon gauche, et implications cliniques des écarts observés.

En somme, ce mémoire met en lumière l'influence non négligeable des erreurs de positionnement en radiothérapie, en particulier dans le contexte sensible du cancer du sein gauche. Il souligne la nécessité d'un contrôle rigoureux du positionnement et d'une amélioration continue des pratiques cliniques, afin de garantir à chaque patiente un traitement efficace, sécurisé et personnalisé.

Chapitre 1

Radiothérapie externe dans le traitement du cancer du sein

1.1 Introduction

Ce chapitre présente la radiothérapie externe comme traitement du cancer du sein, en expliquant ses principes de fonctionnement. Il décrit les différents types de cancer ainsi que l'anatomie de la paroi thoracique concernée. Les volumes cibles (GTV, CTV, PTV) et les organes à risque (OARs) y sont définis. Il aborde également les principales techniques de traitement, telles que la 3D-CRT, l'IMRT, VMAT et l'IGRT. Enfin, il expose les principes de la planification en radiothérapie du cancer du sein.

1.2 Mécanisme et principe de la radiothérapie externe dans le traitement du cancer du sein

La radiothérapie externe est l'une des principales modalités de traitement du cancer du sein. Elle consiste à utiliser des rayonnements ionisants, principalement des rayons X, afin de détruire les cellules cancéreuses. Ces rayonnements sont produits par un accélérateur linéaire de particules (LINAC), qui génère des photons à partir d'électrons accélérés à haute énergie, généralement compris entre 4 et 25 MeV [1] [2].

Les faisceaux de rayons X sont dirigés avec une grande précision vers la zone à traiter, dans le but de :

- Détruire les cellules cancéreuses en endommageant leur ADN, ce qui empêche leur multiplication ;
- Éviter la prolifération des cellules restantes après une chirurgie, en éliminant les cellules tumorales résiduelles ;
- Préserver les tissus sains environnants autant que possible, grâce à un ciblage précis des rayonnements ;

les électrons sont générés par un canon à électrons, dans lequel un filament de tungstène est porté à haute température afin de provoquer une émission thermoïonique. Ces électrons sont ensuite injectés dans un guide d'ondes sous vide, où ils sont accélérés à grande vitesse par des ondes radiofréquences pulsées émises par un magnétron.

Le guide d'ondes est constitué de cellules en cuivre, avec des iris qui permettent de focaliser le faisceau. Des bobines de focalisation magnétique, ainsi que des aimants de déviation, assurent la formation d'un faisceau fin, orienté avec précision à travers un tube de guidage (voir la figure 1.1) [1] [2].

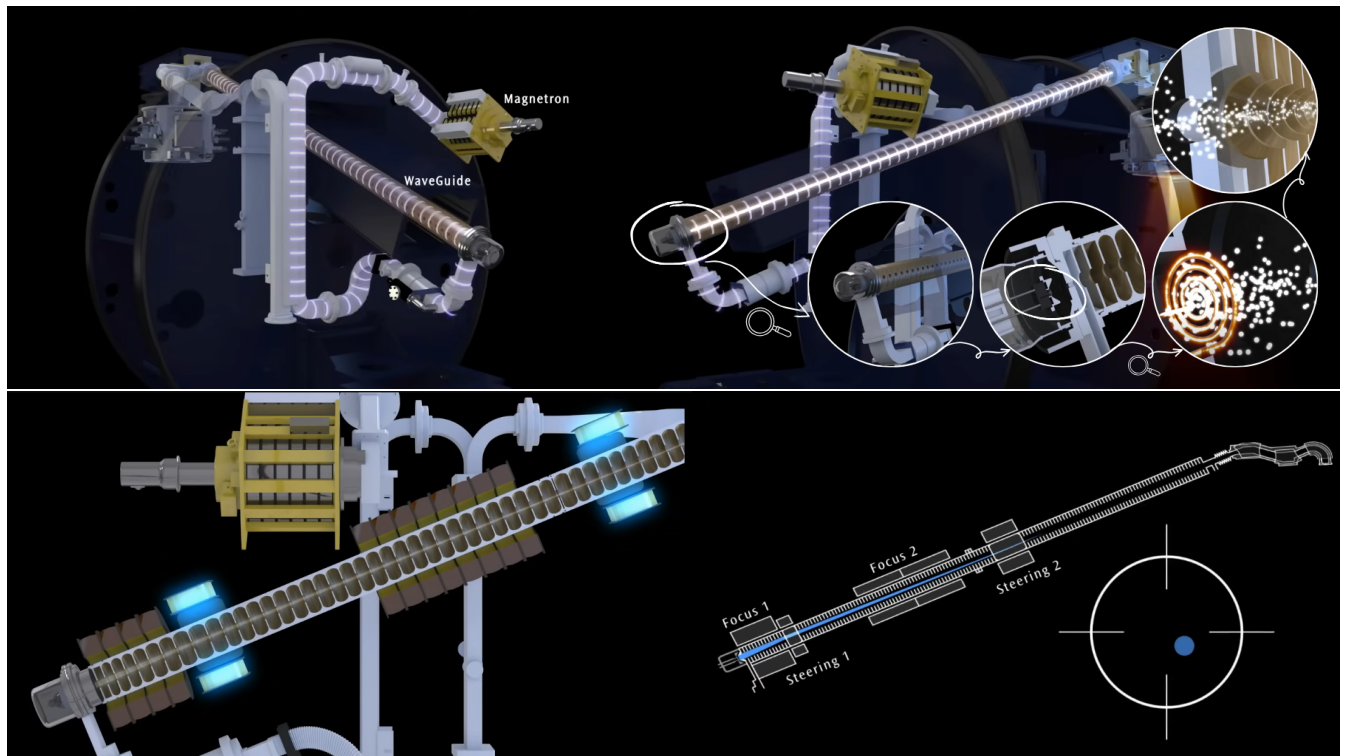


FIGURE 1.1 – Système de génération et de guidage du faisceau dans (LINAC)[2]

Des électrons accélérés percutent une cible en tungstène, produisant des rayons X par rayonnement de freinage (ou bremsstrahlung) (voir la figure 1.2) .

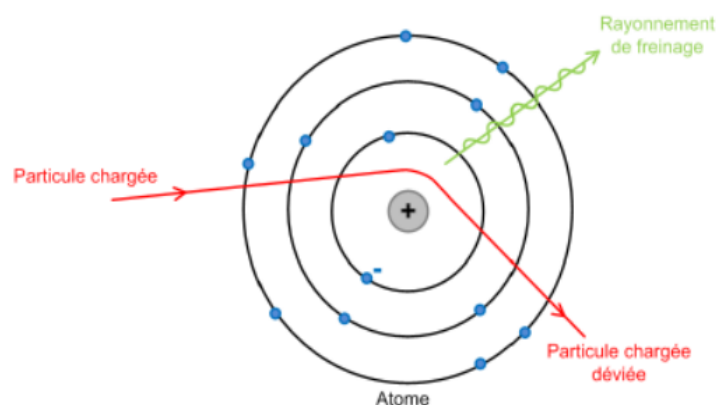


FIGURE 1.2 – Principe schématisé du rayonnement de freinage[3]

Le faisceau photonique est ensuite :

- **Collimaté** par un collimateur primaire ;
- **Aplani** à l'aide d'un filtre pour assurer une distribution homogène de la dose ;
- **Contrôlé** par des chambres d'ionisation qui mesurent en temps réel la dose délivrée, avec un système de double sécurité ;
- **Modulé** par un collimateur multilames qui adapte la forme du faisceau à la géométrie de la tumeur.

(voir la figure 1.3)

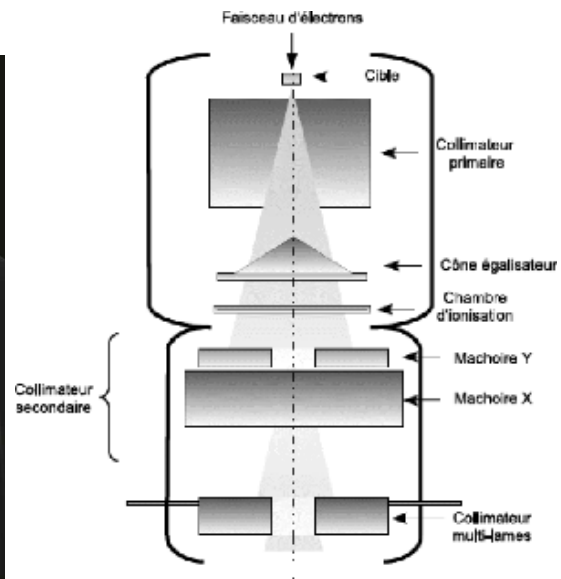
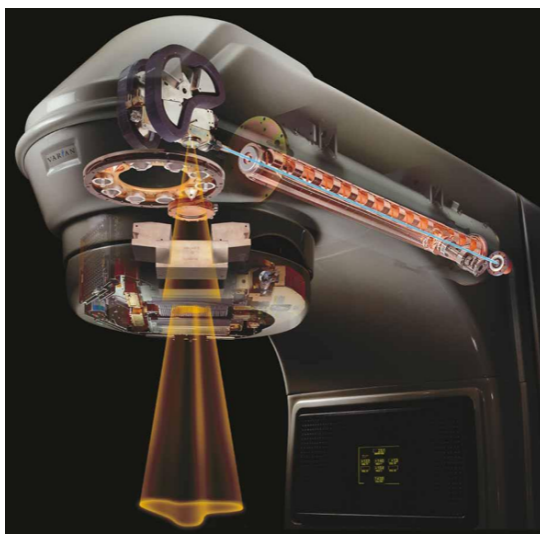


FIGURE 1.3 – Système de collimation et mise en forme du faisceau. [4]

L'ensemble du système est piloté numériquement depuis une console centrale, garantissant une haute précision dans l'administration du traitement [1] [2].

1.3 Généralité sur le cancer de sein

1.3.1 Anatomie de la paroi thoracique

a) Anatomie du sein

Le sein est situé à l'avant des muscles pectoraux, entre la 3^{ème} et la 7^{ème} côte. Il comprend la plaque aréolo-mamelonnaire au centre.

La glande mammaire (corpus mammae) est entourée d'une capsule conjonctive traversant une couche graisseuse (crêtes de Duret) et repose sur le fascia superficialis. Entre ce fascia et les muscles, se trouve la bourse séreuse de Chassaignac.

Le sein est maintenu par la peau et les ligaments suspenseurs (ligaments de Cooper). Il repose en grande partie sur le muscle grand pectoral, avec un prolongement vers l'aisselle (récessus axillaire) (voir la figure 1.4) [5].

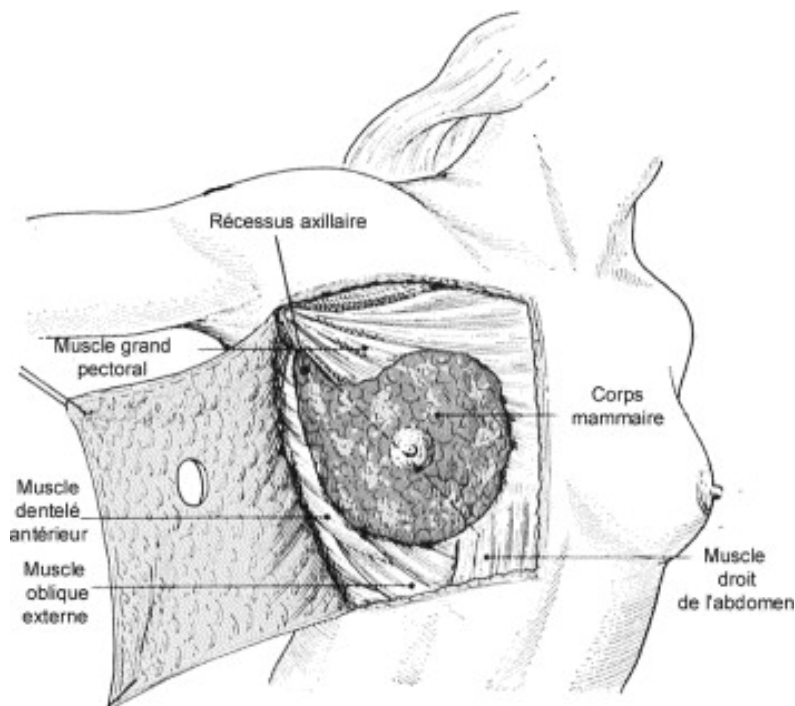


FIGURE 1.4 – Rapports postérieurs du corps mammaire [5]

b) Anatomie après mastectomie

Après une intervention de type Patey (mastectomie), la paroi thoracique est constituée de :

- le revêtement cutané.
- les muscles pectoraux : grand pectoral et petit pectoral.
- la partie superficielle de la paroi costale.
- des reliquats éventuels : résidus glandulaires et celluloadipeux souscutanés qui n'ont pas été enlevés lors de l'exérèse chirurgicale. (voir la figure 1.5)

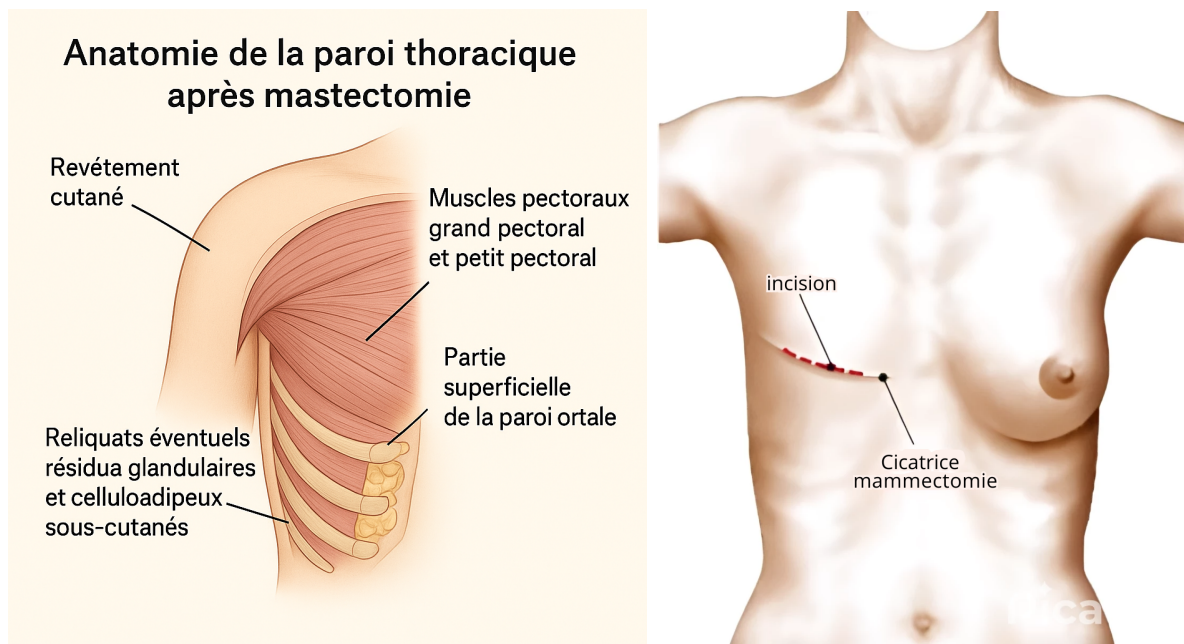


FIGURE 1.5 – Anatomie après mastectomie[6].

La morphologie de la paroi thoracique varie d'une patiente à l'autre (voir la figure 1.6) [5].

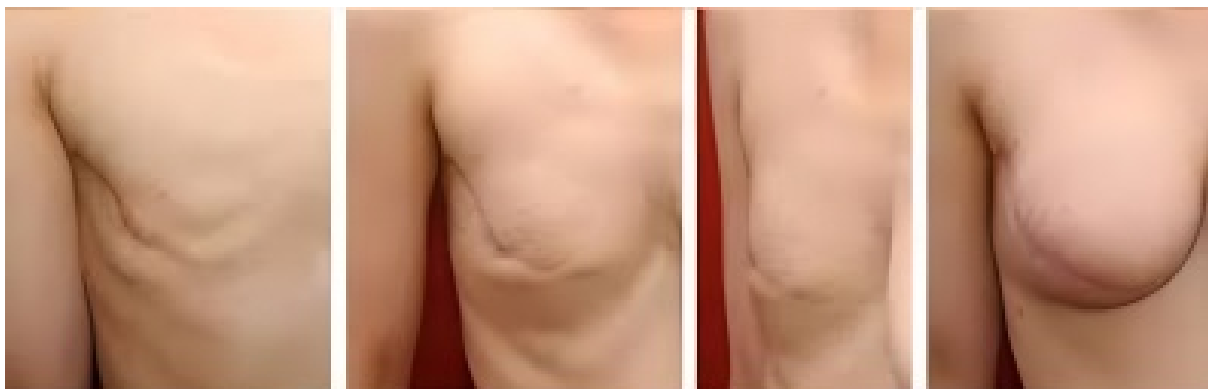


FIGURE 1.6 – La morphologie et l'épaisseur de la paroi thoracique varient d'une patiente à l'autre[7].

c) Les organes à risque dans le traitement de la paroi thoracique gauche :

- **Cœur, péricarde** : à délinéer, surtout en cas d'irradiation mammaire gauche ou de RCMI.
- **Poumons** : les deux poumons doivent être contournés entièrement selon l'anatomie.
- **Plexus brachial** : à contourner en cas d'irradiation sus-claviculaire, afin d'éviter les toxicités neurologiques.
- **Thyroïde** : à délinéer en cas d'irradiation sus-claviculaire.

- **Moelle épinière** : à définir en cas d'irradiation directe de la chaîne mammaire interne.
- **Œsophage** : à délinéer en totalité si des faisceaux directs visent la chaîne mammaire interne [8]. (voir la figure 1.7)

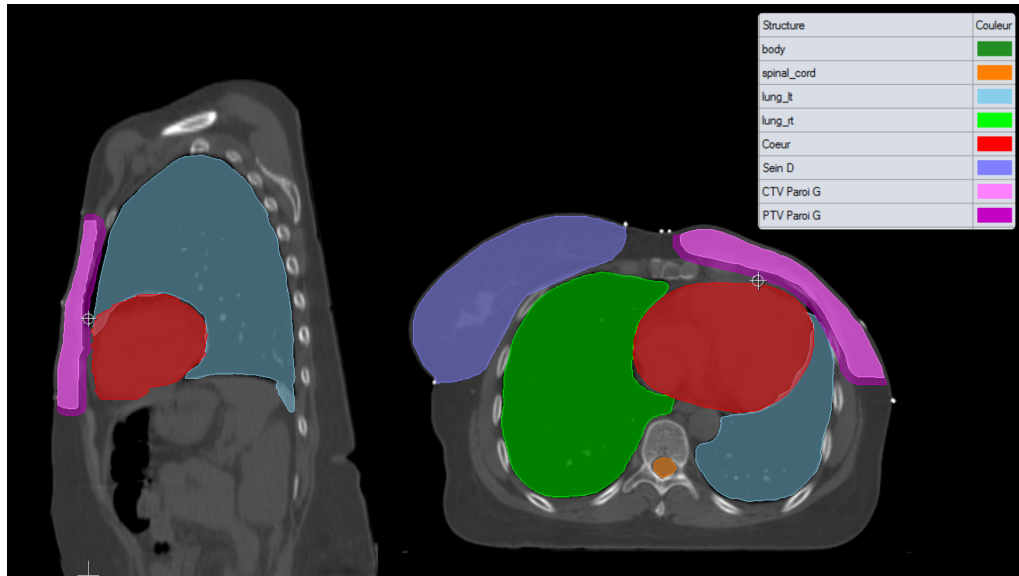


FIGURE 1.7 – Reconstruction en deux dimensions (coupes sagittale et axiale) des volumes d'irradiation et des organes à risque. Poumons : gauche (bleu clair) et droit (vert) ; cœur (rouge) ; moelle épinière (orange) ; glande mammaire droite (bleu) ; volumes CTV (rose) et PTV (fuchsia) de la paroi thoracique gauche.

1.3.2 Caractéristiques du cancer du sein

Le cancer du sein est le type de cancer le plus fréquent chez les femmes, avec plus de 2 millions de nouveaux cas diagnostiqués chaque année.

Les principaux facteurs de risque sont :

- L'âge
- Le sexe féminin
- L'obésité
- Le mode de vie
- L'exposition hormonale
- Les antécédents personnels ou familiaux de cancer du sein [9].

Les types histologiques :

De nombreux types histologiques existent, mais les plus pertinents dans le contexte de la paroi mammaire gauche sont les suivants :

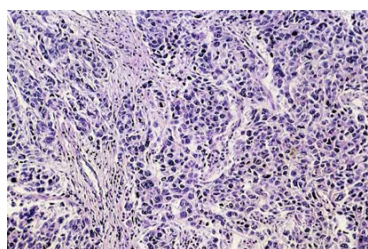
1) Carcinome canalaire infiltrant :

C'est le type le plus fréquent. les cellules tumorales sont disposées en îlots, travées ou structures glandulaires. Des foyers intracanaux peuvent être présents. La tumeur peut être multicentrique. Variabilité selon le stroma fibreux ou le mode d'extension (étoilé ou circonscrit).

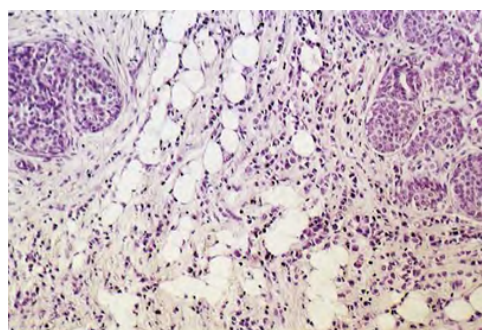
Autres appellations : carcinome simple, SAI (voir la figure 1.8.(a)) [10].

2) Carcinome lobulaire infiltrant :

Les cellules présentent une morphologie régulière avec une faible activité mitotique. Elles sont disposées en files indiennes ou isolées dans un stroma fibreux. Un aspect en cible peut être observé autour des canaux. La présence de mucus est également possible. Des variantes existent : tubulo-lobulaire, massive (voir la figure 1.8.(b)) [10].



(a) Carcinome canalaire infiltrant : cellules tumorales polymorphes envahissant le tissu conjonctif du sein. Pas d'architecture particulière. x120 [10]



(b) Carcinome lobulaire infiltrant : petites cellules tumorales dans un stroma fibro-adipeux, avec foyers in situ. x120 [10]

FIGURE 1.8 – Exemples histologiques de différents types de carcinomes mammaires.

le cancer du sein peut se présenter sous la forme d’une tumeur localisée ou sous une forme évoluée avec des métastases ganglionnaires et osseuses.

Habituellement le degré d’extension de la tumeur est classé par le stade T dans le système de classification TNM en fonction des résultats de l’examen clinique et des examens radiologiques et histologiques. (voir le tableau 1.1)

TUMEUR T	GANGLION N	MÉTASTASES M
Tx : tumeur non évaluable T0 : aucune tumeur détectable Tis : carcinome in situ Tis (Paget) : maladie de Paget sans masse sous-jacente T1 : tumeur ≤ 2 cm (T1mic : ≤ 1 mm ; T1a-c : 1–2 cm) T2 : tumeur > 2 cm et ≤ 5 cm T3 : tumeur > 5 cm T4 : toute taille avec extension locale T4a : paroi thoracique T4b : peau (œdème, peau d’orange, ulcération) T4c : combinaison T4a + T4b T4d : cancer inflammatoire	Nx : l’envahissement des ganglions régionaux ne peut pas être évalué N0 : absence d’envahissement régional histologique et absence d’examen complémentaire N0(i-) : absence d’envahissement régional, IHC négative N0(i+) : absence d’envahissement régional, IHC positive, amas cellulaires $\leq 0,2$ mm N0(mol-) : biologie moléculaire négative (RT-PCR) N0(mol+) : biologie moléculaire positive (RT-PCR) N1mi : micrométastases $> 0,2$ mm et ≤ 2 mm N1 : 1 à 3 ganglions axillaires et/ou ganglions de la CMI sans signe clinique N1a : 1 à 3 ganglions axillaires N1b : ganglions de la CMI détectés sans signe clinique N1c : combinaison de N1a et N1b N2 : 4 à 9 ganglions axillaires ou ganglions mammaires internes sans atteinte axillaire N2a : 4 à 9 ganglions axillaires avec amas > 2 mm N2b : ganglions mammaires internes homolatéraux suspects sans atteinte axillaire N3 : > 10 ganglions axillaires ou atteinte des ganglions sous-/sus-claviculaires ou CMI avec atteinte axillaire N3a : ≥ 10 ganglions axillaires (au moins un amas > 2 mm) ou ganglions sous-claviculaires N3b : ganglions mammaires internes + ganglions axillaires ou > 3 ganglions axillaires + CMI N3c : ganglions sus-claviculaires homolatéraux	Mx : métastases à distance non évaluables M0 : absence de métastases à distance M1 : présence de métastases à distance (incluant les ganglions sus-claviculaires)

TABLE 1.1 – Classification TNM du cancer du sein [11]

Le système TNM repose sur trois critères principaux :

— **T (Tumeur)** : il évalue la taille de la tumeur primaire ainsi que son extension

aux tissus mammaires environnants. Le classement va de T0 (absence de tumeur détectable) à T4 (tumeur volumineuse ou envahissant les structures adjacentes).

- **N (Nœuds lymphatiques)** : ce critère indique si les ganglions lymphatiques proches sont atteints. Il varie de N0 (pas d'atteinte ganglionnaire) à N3 (atteinte de plusieurs 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. On distingue M0 (aucune métastase) de M1 (métastases présentes).

La combinaison des stades T, N et M permet de déterminer le stade global du cancer du sein, allant du stade 0 (carcinome in situ, forme précoce non invasive) au stade IV (cancer métastatique, avec dissémination à d'autres organes) [\[11\]](#).

1.3.3 Traitement selon les stades

Le traitement du cancer du sein varie selon le stade de la maladie et les caractéristiques tumorales. Il repose généralement sur une combinaison de plusieurs approches thérapeutiques :

- **Chirurgie** : retrait de la tumeur (tumorectomie) ou du sein entier (mastectomie).
- **Chimiothérapie** : utilisée avant (néoadjuvante) ou après (adjuvante) la chirurgie pour détruire les cellules cancéreuses restantes .
- **Hormonothérapie** : bloque ou réduit l'action des hormones qui stimulent la croissance de certains cancers du sein .
- **Radiothérapie** : utilise des rayonnements pour détruire les cellules cancéreuses restantes après la chirurgie .
- **Thérapie ciblée** : est un traitement qui reconnaît et agit sur une anomalie propre aux cellules cancéreuses. Elle freine leur prolifération ou fait régresser la tumeur sans affecter les cellules saines [12].
- **Soins de support** : les soins de support accompagnent les traitements du cancer pour améliorer la qualité de vie du patient en agissant sur les effets secondaires physiques et psychologiques.

L'ordre dans lequel se déroulent les différents traitements dépend du type de cancer et de son évolution comme c'est illustré dans le tableau suivant [13] :

Stade	Taille de la tumeur (T)	Ganglions lymphatiques (N)	Métastases (M)	Traitement principal
0	Tis	N0	M0	Chirurgie
I	T1	N0	M0	Chirurgie + Radiothérapie
II	T2	N0–1	M0	Chirurgie + Radiothérapie + Chimiothérapie / Hormonothérapie
III	T3–T4	N0–3	M0	Chimiothérapie néoadjuvante + Chirurgie + Radiothérapie + Chimiothérapie / Hormonothérapie
IV	Tout T	Tout N	M1	Traitement systémique + Radiothérapie + Soins palliatifs

1.4 Définition des volumes

La définition des volumes est l'une des étapes les plus importantes pour la prescription de traitement en radiothérapie sans eux la dose ne peut être prescrite. Ces volumes ont été décrits grâce aux rapports ICRU 83.

Les volumes suivants ont été définis en tant que principaux volumes liés à la planification de traitement à trois dimensions [14] :

- **Gross tumor volume (GTV) macroscopique**
- **Clinical target volume (CTV) anatomo clinique**
- **Planning target volume (PTV) planification**

1.4.1 Volume tumorale macroscopique (GTV – Gross Tumor Volume)

Le GTV représente l'étendue visible et localisable de la tumeur, il peut inclure :

- La tumeur primitive (GTV-T)
- Les ganglions lymphatiques métastatiques régionaux (GTV-N)
- Les métastases à distance (GTV-M)

En règle générale, les GTV-T et GTV-N sont définis séparément. Cependant, dans certains cas cliniques, la délimitation du GTV peut englober à la fois la tumeur primitive et les ganglions lymphatiques infiltrés, en fonction des caractéristiques de la tumeur et des examens réalisés.

Lors du rapport du GTV, plusieurs éléments doivent être précisés :

1. Le staging (classification **TNM** (voir la figure 1.9)) afin de déterminer l'étendue de la maladie,

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

FIGURE 1.9 – Le système TNM [15].

2. La planification de la dose pour assurer un contrôle tumoral local,
3. L'ajustement du CTV et du PTV pendant le traitement en fonction des modifications du GTV.
4. La prédiction de la réponse au traitement.

Les méthodes utilisées pour délimiter le GTV comprennent :

- L'examen clinique
- L'imagerie CT/IRM
- La tomographie par émission de positrons (PET)
- L'IRM fonctionnelle [14]

1.4.2 Le volume cible clinique (CTV – Clinical Target Volume)

Le CTV représente le volume tissulaire qui englobe le GTV visible et/ou une maladie tumorale subclinique, c'est-à-dire une infiltration microscopique présumée, avec une probabilité jugée cliniquement significative pour justifier un traitement. En général, un risque d'infiltration de 5 à 10% justifie une irradiation, selon le type de cancer et le contexte clinique. La maladie subclinique inclut l'extension microscopique autour du GTV, une

possible atteinte ganglionnaire ou des métastases non détectées. La délimitation du CTV repose sur les caractéristiques tumorales et l'anatomie, les schémas de propagation variant selon le type tumoral. Chaque GTV devrait être associé à un CTV. Le CTV est

souvent décrit comme le GTV plus une marge fixe ou variable ($CTV = GTV + \text{marge}$ de 1 cm), mais dans certains cas le CTV peut exister sans GTV (cas post-opératoire), et même dans les autres cas, on peut trouver le GTV identique au CTV [14].

1.4.3 Le volume cible Planifié (PTV - Planning Target Volume)

Le PTV est un concept géométrique visant à garantir que la dose prescrite couvre correctement le CTV malgré les incertitudes géométriques, telles que les mouvements des organes internes et les variations de positionnement du patient (il est pris comme une marge fixe ou variable autour de CTV ($PTV = CTV + \text{une marge}$)). Il sert à la planification, à la prescription et au rapport de la dose absorbée. La définition du PTV dépend de la technique d'irradiation utilisée, contrairement au GTV et au CTV [14].

1.4.4 Organes à Risque (OARs – Organs at Risk)

Les organes à risque (OARs) sont des tissus sains qui, s'ils reçoivent une dose significative de radiation, peuvent subir des effets secondaires graves. Leur présence peut influencer la planification du traitement ainsi que la prescription de la dose absorbée. En théorie, tout tissu non ciblé par l'irradiation pourrait être considéré comme un OAR. En pratique, cela dépend de la localisation du volume cible clinique (CTV) et de la dose prescrite.

Avec l'utilisation de techniques avancées comme l'IMRT, certaines structures éloignées du CTV peuvent recevoir des doses importantes, d'où l'intérêt accru pour leur délimitation et la gestion de la distribution de dose dans ces zones [14].

1.5 Les techniques de traitement pour la paroi thoracique

Le traitement de la paroi thoracique par radiothérapie repose sur différentes techniques, choisies en fonction de la complexité anatomique du patient et des exigences de distribution de la dose. Parmi les méthodes utilisées, on retrouve :

1.5.1 La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) :

Elle offre la possibilité de conformer les faisceaux d'irradiation au volume tumoral à traiter tout en limitant l'exposition des organes sains. Le volume d'irradiation étant mieux défini, cette « radiothérapie sur mesure » permet d'augmenter la dose délivrée à l'intérieur de celui-ci, améliorant ainsi l'efficacité de la radiothérapie. Cela a été rendu possible grâce aux progrès de l'imagerie, qui ont permis la reconstruction d'images 3D de la tumeur et des organes avoisinants obtenues par scanner, parfois associées à d'autres examens d'imagerie (IRM, PET...).

1.5.2 La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) :

La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité est l'une des techniques de radiothérapie les plus modernes disponibles aujourd'hui.

Elle repose sur la modulation de l'intensité des faisceaux de radiation pendant la séance, grâce au mouvement des MLC (collimateur multilames permettant de moduler la forme du faisceau) et à la variation du débit. Cette technique de traitement repose sur le calcul inverse. La méthode consiste d'abord à placer les faisceaux par simulation virtuelle en évitant au mieux les structures critiques. [16]

1.5.3 La radiothérapie volumétrique modulée en arc (VMAT) :

La technique VMAT, apparue à la fin des années 2000, combine la rotation continue du bras de l'accélérateur et le mouvement des lames du collimateur. Elle a évolué en intégrant plusieurs paramètres variables : vitesse des lames, rotation du bras et variation du débit de dose. Cette évolution a conduit à la technique VMAT, une forme de RCMI dynamique, avec une irradiation continue durant une rotation partielle ou complète.

Le VMAT permet une distribution précise de la dose en 3D, grâce à la modulation des lames combinée à la rotation du bras autour du patient. Le traitement peut utiliser un ou plusieurs arcs (horaires et antihoraires) et s'interrompre à certains angles pour optimiser l'homogénéité de la dose [17]. (voir la figure 1.10)

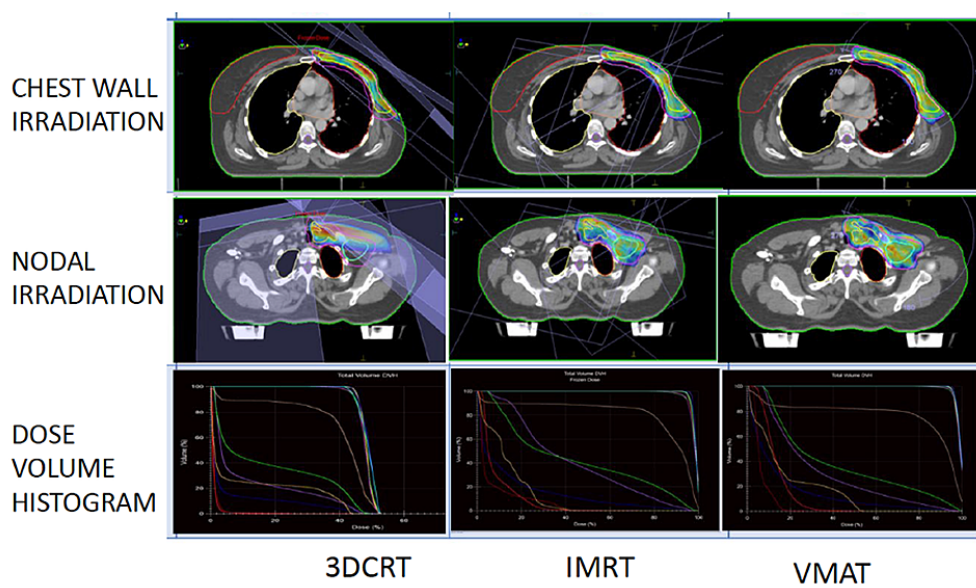


FIGURE 1.10 – Comparaison des techniques de radiothérapie 3DCRT, IMRT et VMAT pour l’irradiation de la paroi thoracique gauche [18]

1.5.4 La radiothérapie guidée par l’image (IGRT)

Il s’agit d’une avancée technique majeure en radiothérapie : un nouvel appareil d’imagerie intégré à l’accélérateur, utilisant des rayonnements kilovolts (kV), mégavolts (MV), des ultrasons ou une détection électromagnétique. Cette technologie est utilisée pour tous les traitements isocentriques afin d’obtenir des images 2D ou 3D du patient et des structures anatomiques, permettant de vérifier et corriger la position du volume cible. Elle vise à éliminer les erreurs de positionnement sous l’appareil d’irradiation et à éviter le sous-dosage du volume cible ou le surdosage des OARs pendant la séance.

1.6 Principe de planification de traitement en radiothérapie du cancer du sein

La planification en radiothérapie vise à délivrer une dose optimale à la zone cible tout en épargnant les organes à risque. Dans le cas du cancer du sein traité au niveau de la paroi thoracique après mastectomie, cette planification repose sur une imagerie de référence (scanner dosimétrique) et une délinéation précise du CTV élargi en PTV pour compenser les incertitudes de positionnement. Le traitement utilise généralement des faisceaux tangentiels ou des techniques modulées (IMRT/VMAT) pour mieux conformer la dose. Le positionnement du patient est crucial car toute variation peut entraîner un déplacement du PTV hors du champ prévu, affectant la couverture tumorale et exposant les organes voisins comme le cœur ou les poumons. Une mauvaise planification ou un positionnement imprécis peut donc compromettre l’efficacité du traitement. Des systèmes d’immobilisation et des contrôles d’image sont intégrés pour limiter ces erreurs. Ainsi, la qualité de la planification dépend étroitement de la précision du positionnement quotidien du patient.

Chapitre 2

Les erreurs de positionnement en radiothérapie

2.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous abordons en détail les erreurs de positionnement en radiothérapie, un enjeu majeur pour la précision et la sécurité des traitements. Après avoir défini ces erreurs, nous distinguons les types d'erreurs (systématiques et aléatoires), leurs causes, ainsi que leurs conséquences cliniques. Nous explorons ensuite les méthodes d'évaluation de ces erreurs à l'aide d'imageries spécialisées. Enfin, nous détaillons les facteurs influents et les mesures correctives mises en œuvre pour minimiser leur impact sur la qualité du traitement et la protection des organes à risque.

2.2 Définition des erreurs de positionnement

Les erreurs de positionnement en radiothérapie se définissent comme des écarts entre la position réelle du patient au moment du traitement et la position de référence établie lors de la planification du traitement.

Ces erreurs peuvent entraîner un décalage entre la zone cible (le volume tumoral) et le faisceau de rayonnement. Elles compromettent la précision et la conformité du traitement, ce qui peut :

- Entraîner un sous-dosage ou un surdosage au niveau de la tumeur ;
- Augmenter l'exposition des tissus sains environnants à une dose non souhaitée [19].

2.3 Types d'erreurs de positionnement

Le positionnement précis du patient en radiothérapie est essentiel pour garantir que le faisceau de rayonnement atteigne correctement la tumeur tout en préservant les tissus sains. Les erreurs de positionnement peuvent être classées en deux grandes catégories :

2.3.1 Erreurs systématiques :

Les erreurs systématiques sont des écarts reproductibles qui se répètent de manière identique à chaque séance de traitement, tant qu’elles ne sont pas détectées et corrigées. Elles ont un effet cumulatif sur l’ensemble des séances et peuvent fortement compromettre l’efficacité du traitement [19] [20] [21].

Caractéristiques principales :

- Présentes à chaque séance de traitement ;
- Souvent liées à une erreur survenue au moment de la simulation, du repérage initial ou du positionnement de référence ;
- Peuvent résulter d’un mauvais alignement du patient, d’une erreur dans le marquage cutané ou d’une incohérence entre la position simulée et la position réelle au traitement ;
- Affectent la précision globale du traitement (impact sur la dose réelle délivrée à la tumeur) [19] [20] [21].

Conséquence :

Sans correction, l’erreur systématique peut déplacer l’ensemble du volume cible en dehors du faisceau prévu, entraînant un sous-dosage tumoral et un surdosage des tissus sains [19] [20] [21].

2.3.2 Erreurs aléatoires :

Les erreurs aléatoires sont des variations imprévisibles qui changent d’une séance à l’autre. Elles sont dues à des facteurs physiologiques (par exemple : respiration, remplissage vésical), ou à de légers mouvements du patient qui surviennent malgré un bon positionnement initial [19] [20] [21].

Caractéristiques principales :

Varient d’un jour à l’autre ou même au cours d’une même séance.

Provoquées par :

- Des mouvements involontaires du patient (micro-mouvements, inconfort, tension musculaire) ;
- Des variations physiologiques : respiration, mouvements digestifs, remplissage de la vessie ou du rectum, etc ;
- Des incertitudes dans le repositionnement quotidien du patient, même en présence de repères [19] [20] [21].

Conséquence :

Les erreurs aléatoires ont un effet plus diffus, mais peuvent altérer la distribution de dose et la couverture de la tumeur si elles ne sont pas prises en compte. Elles justifient la nécessité de marges de sécurité (PTV) et de techniques de vérification quotidienne [19] [20] [21].

2.4 Évaluation des erreurs de positionnement

L'évaluation des erreurs de positionnement constitue un élément fondamental pour garantir la précision et l'efficacité du traitement en radiothérapie.

2.4.1 Objectif de l'évaluation

L'objectif principal de cette évaluation est de mesurer les écarts entre la position planifiée du patient et sa position réelle au cours de chaque séance de traitement. Cette démarche permet notamment :

- **L'estimation de la marge de sécurité** : elle permet de déterminer la marge nécessaire entre le CTV et le PTV, afin de compenser les incertitudes liées au positionnement du patient ;
- **L'adaptation des stratégies de repositionnement** : l'analyse des erreurs de positionnement permet d'ajuster les protocoles de repositionnement pour garantir une meilleure précision au fil des séances ;
- **L'assurance de la précision dosimétrique** : elle vise à s'assurer que la dose prescrite est délivrée de manière précise et homogène à la cible, tout en limitant l'exposition des tissus sains avoisinants [22] [23].

2.4.2 Méthodes d'évaluation

Les erreurs de positionnement, qu'elles soient systématiques (répétées à chaque séance) ou aléatoires (variables d'une séance à l'autre), peuvent compromettre la distribution de la dose délivrée à la tumeur ainsi qu'aux tissus sains environnants. Une analyse rigoureuse de ces écarts est réalisée à l'aide d'outils d'imagerie acquis avant ou pendant le traitement, puis comparés aux images de planification. Cette comparaison permet d'identifier les déviations, d'ajuster le positionnement du patient et d'optimiser la précision du traitement, tout en minimisant les risques de complications.

Principaux systèmes d'imagerie utilisés

Les systèmes d'imagerie suivants sont couramment utilisés pour l'évaluation des erreurs de positionnement en radiothérapie :

- **Port films** : films radiographiques classiques utilisés pour vérifier la position du patient à l'aide d'images 2D.
- **Imagerie kV/MV** : utilisation de rayons X en kilovoltage (kV) ou en mégavoltage (MV) pour visualiser la position du patient par rapport à la planification.

- **Cone Beam CT (CBCT)** : scanner tomodensitométrie à faisceau conique offrant une imagerie 3D haute résolution, souvent utilisé dans les traitements nécessitant une grande précision.
- **Radiothérapie guidée par la surface (SGRT)** : technologie basée sur l'imagerie optique, permettant de suivre en temps réel les mouvements de la surface du patient, sans recours aux rayons ionisants[23].

2.4.3 Analyse des décalages

Les déplacements du patient sont mesurés dans trois directions principales :

- **Antéro-postérieure (AP)** : mouvement longitudinal vers la tête ou les pieds.
- **Latérale (L)** : mouvement latéral (gauche/droite).
- **Crânio-caudale (CC)** : mouvement vertical, vers le haut ou vers le bas[22].

Ces déplacements sont quantifiés selon deux types d'erreurs :

- **Erreur systématique (Σ)** : moyenne des écarts de position mesurés sur plusieurs séances. Elle reflète une déviation constante dans le positionnement du patient.
- **Erreur aléatoire (σ)** : écart-type des erreurs, représentant la variabilité entre les différentes séances.

La marge PTV est calculée selon la formule suivante :

$$\text{PTV margin} = 2.5 \cdot \Sigma + 0.7 \cdot \sigma$$

Où :

- Σ est l'erreur systématique (moyenne des déplacements),
- σ est l'erreur aléatoire (écart-type des déplacements)[9].

2.4.4 Outils et paramètres utilisés

- **Déplacement vectoriel (Vector displacement)** : représente la distance totale du déplacement combiné sur les trois axes spatiaux ;
- **Histogrammes des déplacements** : permettent de visualiser et d'analyser la distribution des erreurs de positionnement selon chaque axe de référence ;
- **Calculs des marges PTV** : réalisés à l'aide des formules standard, sur la base des erreurs mesurées, pour ajuster la marge entre le CTV (volume cible clinique) et le PTV [19][22].

2.4.5 Fréquence de l'évaluation

La fréquence d'évaluation des erreurs de positionnement varie en fonction de la technique de traitement utilisée et du niveau de précision requis :

- **Évaluation quotidienne** : recommandée pour les traitements de haute précision tels que la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) et la radiothérapie stéréotaxique corporelle (SBRT), où une vérification systématique à chaque séance est essentielle.
- **Évaluation hebdomadaire** : dans les protocoles de radiothérapie conventionnelle, une vérification hebdomadaire peut être suffisante pour assurer un positionnement acceptable.
- **Réévaluation en cas de changement anatomique** : toute modification anatomique significative (perte de poids, variations du remplissage rectal ou vésical, etc.) justifie une réévaluation du positionnement, voire une adaptation du plan de traitement[24].

6. Résultats attendus

- **Replanification du traitement (Replanning)** : si les écarts de positionnement dépassent les seuils cliniquement acceptables, une nouvelle planification du traitement peut être nécessaire afin de garantir une couverture optimale de la cible et une protection adéquate des organes à risque.
- **Rééducation du positionnement et ajustements de l'immobilisation** : en cas d'erreurs récurrentes, une révision des méthodes de positionnement du patient peut être envisagée. Cela peut inclure des modifications des protocoles de mise en place, ou encore une amélioration des dispositifs d'immobilisation pour accroître la reproductibilité du positionnement[25].

2.5 Facteurs influençant les erreurs de positionnement

Les erreurs de positionnement en radiothérapie sont influencées par plusieurs facteurs. Ces facteurs peuvent être regroupés en trois grandes catégories : **les facteurs techniques**, **les facteurs humains** et **les facteurs physiologiques**.

2.5.1 Facteurs techniques

Ces facteurs sont liés aux outils et aux méthodes utilisés pour positionner le patient et délivrer le traitement. Les principaux éléments sont :

- **Précision des dispositifs d'immobilisation** : des dispositifs défectueux ou mal adaptés (comme les masques thermoformés ou les coussins à vide) peuvent entraîner des erreurs de positionnement ;
- **Alignement des repères laser** : une mauvaise calibration des repères laser peut induire des erreurs systématiques dans le positionnement du patient ;
- **Stabilité des tables de traitement** : toute déviation ou imprécision dans le mouvement des tables mobiles peut provoquer des erreurs lors de l'administration du traitement ;
- **Technologie d'imagerie de vérification (IGRT)** : la qualité des images produites (CBCT, radiographies, etc.) est essentielle. Des erreurs d'imagerie peuvent compromettre l'évaluation du positionnement.
- **Systèmes de correction en temps réel** : l'absence de dispositifs de suivi en temps réel du patient peut entraîner des erreurs si le patient bouge pendant le traitement [26].

2.5.2 Facteurs humains

Les erreurs de positionnement peuvent également être influencées par des facteurs humains, liés à la formation, à l'expérience du personnel et à l'interaction avec le patient. Parmi les principaux éléments :

- **Expérience et compétence du personnel** : un personnel bien formé et expérimenté est essentiel pour assurer un positionnement précis du patient. Des erreurs peuvent survenir si le manipulateur manque de formation, d'expérience ou de rigueur ;
- **Communication entre le patient et l'équipe** : une communication insuffisante ou des instructions mal comprises peuvent perturber le processus de positionnement, entraînant des erreurs ;
- **Fatigue du personnel** : la fatigue, notamment lors de longues journées de travail, peut diminuer la vigilance et la précision, augmentant ainsi le risque d'erreur ;
- **Respect des protocoles** : le non-respect des protocoles de positionnement peut compromettre la reproductibilité et la précision du traitement [26].

2.5.3 Facteurs physiologiques

Les facteurs physiologiques sont liés aux caractéristiques biologiques du patient ainsi qu'aux changements internes pouvant survenir au fil des séances. Ils peuvent affecter la précision du positionnement de manière significative :

- **Variabilité anatomique** : le corps humain n'est pas rigide. La position du patient peut varier d'une séance à l'autre, en particulier en cas de changements morphologiques, tels qu'une perte de poids, une prise de poids ou une accumulation de liquide ;
- **Mouvements internes** : des phénomènes naturels comme la respiration (qui modifie la position des poumons et d'autres organes), le péristaltisme intestinal ou les variations du volume de la vessie peuvent influencer la position des organes cibles et des structures à protéger ;
- **Mouvements du patient** : le patient peut bouger légèrement pendant le traitement, notamment s'il ressent de la douleur, de l'inconfort ou de l'anxiété, ce qui peut compromettre la précision du positionnement ;
- **Changements physiopathologiques** : certains patients, notamment ceux traités pour des tumeurs abdominales, peuvent présenter une variabilité de la position en fonction de processus physiologiques comme la digestion ou la respiration[26].

2.6 Impact des erreurs de positionnement sur la qualité du traitement et sur les OARs

2.6.1 Impact sur la qualité du traitement

Les erreurs de positionnement ont des conséquences directes sur l'efficacité du traitement en radiothérapie. Elles peuvent compromettre la précision de la délivrance de la dose au volume tumoral cible et entraîner une exposition non désirée des tissus sains. Cela peut se traduire par plusieurs effets négatifs :

1. Sous-dosage du volume tumoral :

- Un mauvais positionnement du patient peut empêcher le faisceau de rayonnement de couvrir correctement le volume tumoral prévu ;
- Cela peut entraîner un sous-dosage de la tumeur, réduisant l'efficacité du traitement et augmentant le risque d'échec thérapeutique.

2. Surdosage des tissus sains :

- En cas de décalage, des structures saines peuvent recevoir une dose plus élevée que celle prévue ;

- Cela peut provoquer une toxicité accrue et des effets secondaires indésirables, altérant ainsi la qualité de vie du patient.

3. Diminution de la précision du traitement :

- Les techniques modernes comme l'IMRT, le VMAT ou la SBRT nécessitent un positionnement extrêmement précis ;
- Toute erreur peut perturber la modulation de la dose, entraînant une distribution inadéquate de celle-ci.

4. Réduction de l'efficacité clinique :

- Si l'erreur de positionnement est systématique (répétée à chaque séance) et non corrigée, l'efficacité globale du traitement peut être fortement compromise ;
- Il devient alors difficile d'atteindre les objectifs de dose prescrits et d'assurer un bon contrôle local de la tumeur[27].

2.6.2 Impact sur les organes à risque (OARs)

Les organes à risque sont des structures anatomiques sensibles qu'il est essentiel de protéger lors d'un traitement par radiothérapie, afin de limiter les effets secondaires. Les erreurs de positionnement peuvent entraîner une exposition excessive de ces organes à des doses non prévues par le plan de traitement, avec des conséquences potentiellement graves :

1. Exposition accrue des OARs :

En cas de mauvais positionnement du patient, les OARs peuvent se retrouver dans le champ d'irradiation prévu pour la tumeur, recevant ainsi des doses plus élevées que tolérées.

Cela peut provoquer des effets secondaires aigus ou chroniques, tels que des radiodermatites, des pneumonites, des neuropathies, etc. Cette situation est particulièrement préoccupante lorsque des organes sensibles comme le cerveau, la moelle épinière, les poumons ou le foie sont concernés.

2. Risque de complications à long terme :

Des erreurs répétées peuvent conduire à une exposition des OARs à long terme, augmentant le risque de toxicités tardives. Cela peut se traduire par l'apparition de complications graves telles que des cancers secondaires, des fibroses ou des altérations fonctionnelles irréversibles des organes touchés.

3. Difficulté à respecter les contraintes dosimétriques :

- Les plans de traitement en radiothérapie sont conçus pour respecter des contraintes strictes pour chaque OAR afin de minimiser leur exposition ;
- Les erreurs de positionnement peuvent faire échouer ces contraintes, ce qui compromet la sécurité du traitement et augmente le risque de toxicité.

4. Irradiation de structures non ciblées :

Dans les cas les plus graves, une erreur importante de positionnement peut provoquer un décalage du volume irradié vers des structures non ciblées.

Cela augmente leur exposition à la radiation, avec un risque élevé de complications, qu'elles soient aiguës ou chroniques[27].

2.7 Mesures prises pour minimiser les erreurs de positionnement

Les erreurs de positionnement peuvent nuire à l'efficacité du traitement en radiothérapie tant en ce qui concerne la couverture tumorale que la préservation des tissus sains. Plusieurs stratégies et technologies ont été mises en œuvre afin de limiter ces erreurs et de garantir une précision optimale. Ces mesures peuvent être regroupées comme suit [21] [19] :

2.7.1 Amélioration des systèmes d'immobilisation

L'utilisation de dispositifs personnalisés tels que les masques thermoformés pour la tête et le cou, ou les matelas à dépression, permet de stabiliser le patient dans une position reproductible. Une évaluation régulière de l'état et de l'efficacité de ces dispositifs est essentielle pour maintenir leur performance au fil des séances.

2.7.2 Vérification du positionnement par imagerie (IGRT)

Des techniques d'imagerie telles que le cone-beam CT, les images kV/MV ou les radiographies port-films sont utilisées avant et pendant la séance pour vérifier et ajuster la position du patient. L'imagerie en temps réel permet de détecter immédiatement tout écart et de le corriger avant la délivrance de la dose.

2.7.3 Suivi et ajustement de la position

Dans les traitements de haute précision, des contrôles quotidiens de la position du patient sont effectués. En cas de détection d'une erreur, un ajustement est réalisé avant l'irradiation. Si des erreurs systématiques se répètent, une réévaluation ou une modification du plan de traitement peut être envisagée.

2.7.4 Utilisation de marges de sécurité (PTV)

Des marges sont ajoutées autour du volume tumoral afin de compenser les incertitudes de positionnement. Ces marges peuvent être adaptées en fonction des erreurs constatées lors des contrôles d'imagerie successifs.

2.7.5 Formation et compétence du personnel

Une formation continue et ciblée du personnel médical et paramédical est indispensable pour garantir une mise en œuvre précise des protocoles de positionnement. La maîtrise des outils d'immobilisation, des systèmes d'imagerie, ainsi que la capacité à interpréter et corriger les écarts, dépendent directement des compétences de l'équipe soignante.

2.7.6 Contrôle des mouvements des organes internes

Des techniques d'imagerie spécifiques sont utilisées pour surveiller les déplacements d'organes internes, notamment liés à la respiration ou au remplissage vésical. Des tech-

niques telles que le *respiratory gating* permettent d'adapter le traitement aux mouvements respiratoires, notamment pour les tumeurs thoraciques ou abdominales.

2.7.7 Optimisation des conditions avant le traitement

Des consignes précises sont données aux patients, notamment concernant l'alimentation ou la gestion de la vessie, afin de réduire les variations physiologiques entre les séances. Le patient est également encouragé à rester immobile et à signaler toute gêne susceptible de compromettre le positionnement.

2.7.8 Recours à des technologies avancées

Des systèmes de suivi par ultrasons ou par guidage optique sont en cours de développement et peuvent compléter ou remplacer les systèmes d'imagerie conventionnels. Ces techniques innovantes permettent une surveillance plus précise et continue de la position du patient pendant le traitement [21] [19].

Chapitre 3

Matériels et méthodes

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons la population étudiée, le circuit de prise en charge en radiothérapie, ainsi que le protocole dosimétrique appliqué. Les techniques de planification, de repositionnement et d'analyse dosimétrique sont également détaillées. Enfin, nous exposons les paramètres utilisés pour quantifier la couverture, l'homogénéité et la conformité du traitement, ainsi que leur impact sur les organes à risque.

3.2 Description de la population étudiée

Dans cette étude, nous avons sélectionné 9 patientes atteintes d'un cancer du sein gauche, traitées par radiothérapie post-mastectomie au niveau de la paroi thoracique, sans irradiation ganglionnaire. La dose prescrite était de 50 Gy, administrée selon la technique VMAT.

Un repositionnement basé sur des images 2D kV a été réalisé deux fois par semaine afin de vérifier la précision de la mise en place des patientes.

3.3 Acquisition des données

Pour chaque patiente, les éléments suivants ont été recueillis :

- Scanner dosimétrique initial avec contours de la cible (CTV/PTV) et des organes à risque (cœur, poumons)
- Plan de traitement initial (dose prescrite, technique utilisée)
- Images de repositionnement 2D (KVANT et KVLTL)
- Données de décalages enregistrés au cours du traitement

3.4 Simulation des erreurs de positionnement

les erreurs ont été simulées en utilisant les décalages moyens enregistrés sur une période de 25 séances (avec une acquisition d'image 3 fois par semaine). ces décalages ont été appliqués au plan initial dans le système de planification (TPS) MONACO 5.11.03 afin d'évaluer leur impact dosimétrique.

3.5 Circuit de prise en charge en radiothérapie

Le processus de prise en charge d'un patient en radiothérapie externe suit un enchaînement structuré d'étapes, combinant préparation clinique, planification physique et délivrance du traitement, comme détaillé ci-dessous. (voir la figure 3.4)

3.5.1 Première consultation médicale avec le radiothérapeute

La première consultation marque le début du parcours de soins en radiothérapie. Elle est assurée par le médecin radiothérapeute et constitue une étape essentielle d'information, d'évaluation et de décision partagée.

Lors de cette consultation, le radiothérapeute prend connaissance du dossier médical du patient, puis lui explique :

- La nature de la pathologie (dans notre étude, un cancer du sein), son stade et son évolution possible.
- Le rôle de la radiothérapie dans la stratégie thérapeutique globale (adjuvante, exclusive, palliative, etc.).
- Le protocole de traitement proposé, incluant la dose totale prescrite (50 Gy dans notre étude), le nombre de séances ou fractions (25 fractions), la durée du traitement, ainsi que la technique utilisée (VMAT dans notre étude).
- Les bénéfices attendus du traitement, en termes de contrôle local de la maladie et d'amélioration de la survie.
- Les effets secondaires potentiels, à court, moyen et long terme (par exemple : réactions cutanées, fatigue, atteintes pulmonaires ou cardiaques selon les zones irradiées).

Un **Plan Personnalisé de Soins (PPS)** est ensuite établi et remis au patient. Ce document résume la stratégie de prise en charge globale, en coordination avec les autres spécialistes (oncologue médical, chirurgien, médecin traitant), et précise les différentes étapes du traitement.

Enfin, après avoir reçu toutes les informations nécessaires, le patient est invité à exprimer son consentement libre et éclairé.

3.5.2 Scanner de simulation (ou scanner dosimétrique)

Après la première consultation médicale et la validation du protocole de traitement, le patient est convoqué pour un **scanner de simulation**, également appelé *scanner dosimétrique*. Cette étape est essentielle pour la planification du traitement en radiothérapie, car elle permet d'acquérir les images nécessaires à la délimitation des volumes cibles et des organes à risque.

Dans notre étude, les patientes sont installées en *décubitus dorsal*, les bras levés au-dessus de la tête, à l'aide d'un système d'immobilisation adapté. Des dispositifs de confort et de stabilisation sont utilisés, notamment :

- Une cale tête pour le soutien cervical,
- Une cale fessière pour stabiliser le bassin,
- Une cale positionnée sous les genoux afin de relâcher la tension lombaire. (voir la figure 3.1)

(tumeur et zones à risque de récurrence), ainsi que les **organes à protéger**, appelés *organes à risque* (voir la figure 3.3).

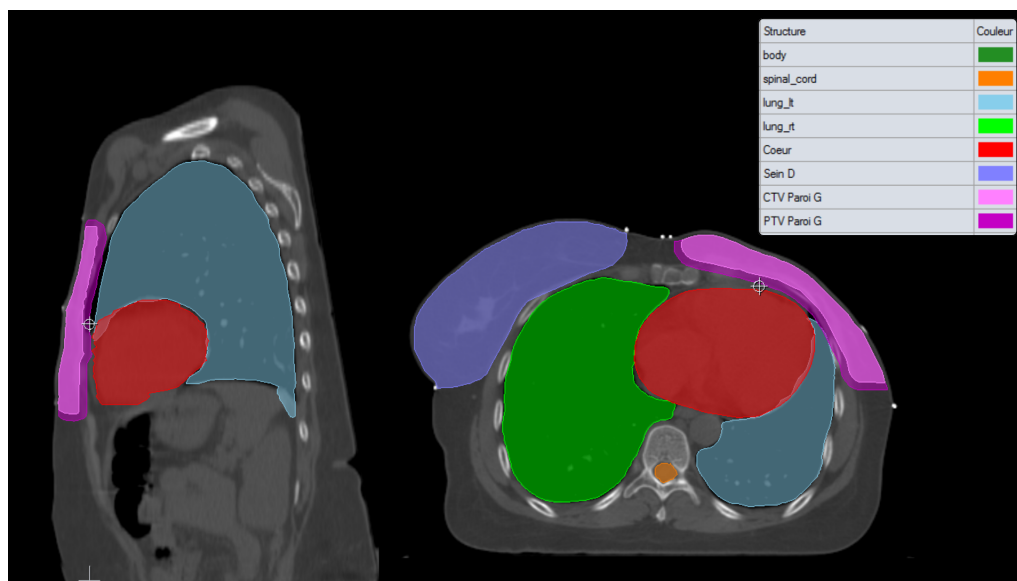


FIGURE 3.3 – Reconstruction en deux dimensions (coupes sagittale et axiale) des volumes d'irradiation et des organes à risque. Poumons : gauche (bleu clair) et droit (vert) ; cœur (rouge) ; moelle épinière (orange) ; glande mammaire droite (bleu) ; volumes CTV (rose) et PTV (fuchsia) de la paroi thoracique gauche.

Le contourage des volumes cibles est réalisé conformément aux recommandations de l'**International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)** :

- **CTV (Clinical Target Volume)** : correspond à la paroi thoracique.
- **PTV (Planning Target Volume)** : correspond au CTV élargi d'une marge de sécurité, afin de compenser les incertitudes liées au positionnement et aux mouvements internes.

Les organes à risque à contourer sont :

- Le cœur,
- Le poumon gauche,
- Le sein droit.

Cette étape est essentielle pour permettre une planification dosimétrique précise, garantissant une irradiation efficace des volumes cibles tout en minimisant l'exposition des organes sains.

3.5.4 Planification dosimétrique (protocole appliqué)

La planification dosimétrique est réalisée par les médecins médicaux à l'aide du système de planification TPS Monaco (version 5.11.03). Elle a pour objectif d'optimiser la répartition de la dose afin d'assurer une couverture homogène du volume cible, tout en respectant les contraintes imposées aux organes à risque, conformément aux recommandations du Recorad 2022.

Contraintes dosimétriques des organes à risque selon Recorad 2022 :

Organe	Paramètre dosimétrique	Tolérance recommandée
Poumon Gauche	V_{20}	$< 30\%$
	V_{30}	$< 20\%$
	Dose moyenne D_{moy}	$< 15 \text{ Gy}$
Cœur	Dose moyenne D_{moy}	$< 5 \text{ Gy}$

TABLE 3.1 – Contraintes dosimétriques pour Poumon Gauche et Cœur

Dans notre étude, la technique utilisée est VMAT, avec les caractéristiques suivantes :

- **Deux demi-arcs coplanaires** pour une meilleure modulation de la dose autour de la zone cible.
- **Énergie photonique** de 6 MV (Mégavolts).
- **Dose totale prescrite** : 50 Gy, délivrée en 25 fractions de 2 Gy chacune, à raison d'une séance par jour, cinq jours par semaine.

Cette technique permet une distribution précise et conformée de la dose, tout en limitant l'exposition des tissus sains environnants, notamment le cœur et le poumon gauche, grâce à l'optimisation dynamique des faisceaux. Une fois le plan établi, il est rigoureusement contrôlé, puis validé conjointement par le médecin médical et le radiothérapeute avant le démarrage du traitement.

3.5.5 Vérification du positionnement

Avant la séance de traitement, une imagerie de vérification par rayons X (imagerie kV 2D) est réalisée afin de contrôler le positionnement du patient. Cette imagerie est comparée aux images de référence issues du scanner de simulation afin de détecter d'éventuels écarts de position. En cas de décalage, une correction est automatiquement appliquée au niveau de la table de traitement, afin de garantir la conformité au plan de traitement validé. Cette étape est indispensable pour assurer :

- Une précision millimétrique du positionnement.
- Une reproductibilité rigoureuse.
- Une administration fiable de la dose prescrite au volume cible, tout en protégeant au maximum les organes à risque.

3.5.6 Délivrance du traitement

La délivrance du traitement est assurée par les manipulateurs, sous la supervision du médecin radiothérapeute. Le traitement s'étale sur une durée totale de cinq semaines, soit 25 fractions de 2 Gy, à raison d'une séance par jour, cinq jours par semaine, du dimanche au jeudi. Le patient est installé à chaque séance dans la même position sur la table de traitement, en se référant aux points définis lors du scanner de simulation et de la dosimétrie. Au cours de chaque séance, la dose est délivrée avec une grande précision, selon le plan établi à l'aide de la technique VMAT. Cette méthode permet une modulation dynamique de l'intensité du faisceau et une adaptation continue de l'irradiation autour du volume cible. La durée d'une séance (comprenant l'installation, la vérification et l'irradiation) est d'environ 10 à 15 minutes, bien que le temps d'irradiation effectif soit généralement de quelques minutes seulement.

3.5.7 Suivi en cours de traitement

Un suivi régulier est assuré tout au long du traitement par radiothérapie. Des consultations hebdomadaires sont organisées pour évaluer les effets secondaires éventuels, surveiller l'état général du patient, et adapter le traitement en fonction de l'évolution clinique. Ce suivi permet également de renforcer l'observance du traitement et de répondre aux questions ou aux inquiétudes du patient.

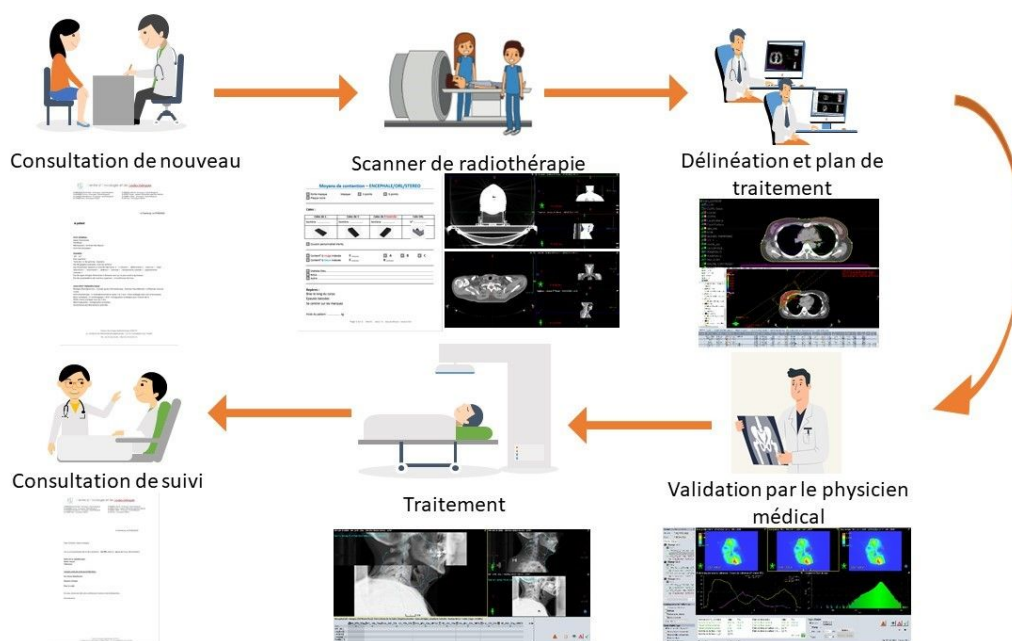


FIGURE 3.4 – Circuit de patient dans le service radiothérapie [28]

3.6 Analyse dosimétrique

Conformément aux recommandations du rapport ICRU 83, plusieurs indices dosimétriques sont utilisés pour évaluer la qualité d'un plan de traitement en radiothérapie. Dans ce travail, l'analyse se concentre sur la distribution de dose au niveau du PTV, à travers trois paramètres principaux : la cohérence dosimétrique, l'indice d'homogénéité et l'indice de couverture. L'étude comprend également l'évaluation des organes à risque, en particulier le cœur et les poumons. Cette approche permet d'évaluer à la fois l'efficacité du traitement et le respect des contraintes de dose imposées à ces organes sensibles.

3.6.1 Au niveau de PTV

L'analyse dosimétrique du PTV est essentielle pour évaluer la qualité d'un plan de traitement en radiothérapie. Elle repose principalement sur trois indices : l'indice d'homogénéité, l'indice de couverture et l'indice de conformité. Ces indicateurs permettent d'évaluer respectivement :

- l'uniformité de la distribution de dose au sein du volume cible,
- le degré de couverture du PTV par la dose prescrite,
- la précision spatiale de cette couverture par rapport au volume planifié.

Incohérence dosimétrique

Une incohérence dosimétrique se manifeste par une couverture insuffisante du volume tumoral ou par une répartition irrégulière de la dose. Cela peut résulter d'un mauvais positionnement du patient, d'erreurs de planification ou de marges de sécurité mal définies.

Dans un tel cas, certaines parties du PTV peuvent recevoir une dose $D < D_{\text{prescrite}}$, ce qui compromet le contrôle tumoral, tandis que d'autres peuvent être surdosées $D > D_{\text{prescrite}}$, augmentant ainsi les effets secondaires.

L'analyse des courbes dose-volume (DVH) et des indices décrits ci-dessous permet de détecter ce type d'incohérence.

Inhomogénéité de la dose

L'indice d'homogénéité (IH), recommandé par le rapport ICRU 83, permet de mesurer l'uniformité de la dose au sein du PTV. Il est calculé par la formule suivante [9] [29] :

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

- $D_{2\%}$: dose reçue par 2 % du volume (dose maximale).
- $D_{98\%}$: dose reçue par 98 % du volume (dose minimale).
- $D_{50\%}$: dose médiane.

Un indice $IH \approx 0$ reflète une distribution homogène de la dose dans le volume cible.

Lorsque $IH > 0$, cela traduit une variation importante entre les doses maximales et minimales, ce qui peut réduire l'efficacité du traitement.

L'objectif est donc de minimiser $IH \rightarrow 0$ pour garantir une dose aussi uniforme que possible dans tout le PTV.

Indice de couverture

L'indice de couverture (IC) permet d'évaluer la proportion du PTV couverte par l'isodose de référence. Il est défini par [9] [29] :

$$IC = \frac{D_{98\%}}{D_R}$$

- $D_{98\%}$: dose reçue par 98 % du PTV (dose minimale).
- D_R : dose de référence définie par le médecin radiothérapeute.

Les critères d'interprétation sont :

- $IC = 1$: couverture idéale (pas de sous-dosage),
- $0.90 \leq IC < 1$: déviation mineure, cliniquement acceptable,
- $IC < 0.80$: déviation majeure, couverture insuffisante.

Un bon plan doit tendre vers $IC \rightarrow 1$.

Indice de conformité

L'indice de conformité (IC_{PTV}) a été proposé par *Lamartine et al.* (2003) pour évaluer le degré de conformation de la dose au volume tumoral. Il représente la proportion du volume tumoral couvert par l'isodose de référence, c'est-à-dire la dose prescrite.

L'indice est défini comme suit [9] [29] :

$$IC_{PTV} = \frac{V_{TIR}}{V_T}$$

- V_{TIR} : volume tumoral inclus dans l'isodose de référence.
- V_T : volume total tumoral (PTV).

Selon le *Radiation Therapy Oncology Group (RTOG)*, l'isodose de référence correspond à 95% de la dose prescrite. Ainsi, l'indice peut aussi s'écrire :

$$IC_{PTV} = \frac{V_{T95\%}}{V_T}$$

La valeur de cet indice varie entre 0 et 1 :

- Une valeur proche de 1 indique une excellente conformité : tout le volume tumoral reçoit la dose prescrite.
- Une valeur proche de 0 signifie que la tumeur est peu ou mal couverte par la dose prévue.

Cet indice permet de comparer la qualité de la couverture entre plusieurs plans de traitement. Cependant, il ne prend pas en compte l'irradiation des tissus sains avoisinants.

Un plan de traitement de bonne qualité doit viser une valeur d'indice proche de 1.

Nous analysons également le PTV selon les critères suivants :

- Couverture de la cible : $V_{95\%}$ du PTV
- Dose moyenne : D_{mean}

3.6.2 Au niveau des OARs

L'évaluation des organes à risque consiste à analyser :

- **Pour le cœur** : la dose moyenne (D_{mean})
- **Pour le poumon ipsilatéral** : les volumes recevant au moins 20 Gy (V_{20}) et 30 Gy (V_{30}), ainsi que la dose moyenne (D_{mean})

3.7 Outils utilisés

- Logiciel de planification : Monaco TPS, version 5.11.03 (Elekta)
- Logiciels d'analyse des données dosimétriques : Excel, LaTeX
- Système « Record and Verify » : Mosaik

Chapitre 4

Analyse et discussion

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous analyserons les données du PTV des neuf patientes sélectionnées en fonction des paramètres définis par l'ICRU 83, tels que les indices de couverture, de conformité et d'homogénéité. Nous explorerons également les valeurs du DVH, notamment V95, Dmax et Dmoy, afin de mieux comprendre la distribution de la dose dans la cible. Enfin, une attention particulière sera portée sur les OARs, tels que les poumons et le cœur, en utilisant les données de DVH pour évaluer leur exposition à la radiation. Cette analyse visera à déterminer l'impact des erreurs de positionnement sur la précision du traitement et la protection des tissus sains

4.2 Paramètres ICRU 83 : Couverture PTV76 Gy

4.2.1 Indice de couverture

N° Patiente	ID	Avant	Après
1	202400730	0,89502	0,90416
2	202500078	0,92134	0,00342
3	202500126	0,89560	0,00478
4	202400780	0,9334	0,94124
5	202400874	0,89502	0,90416
6	202300170	0,89502	0,90416
7	202400757	0,89502	0,90416
8	202400519	0,89502	0,90416
9	202500177	0,89502	0,90416
Moyenne		0,92016	0,69948
Variance		0,01352	0,09019
Écart-type		0,11628	0,30032

TABLE 4.1 – Indice de couverture (IC)

Histogramme – IC (Indice de couverture)

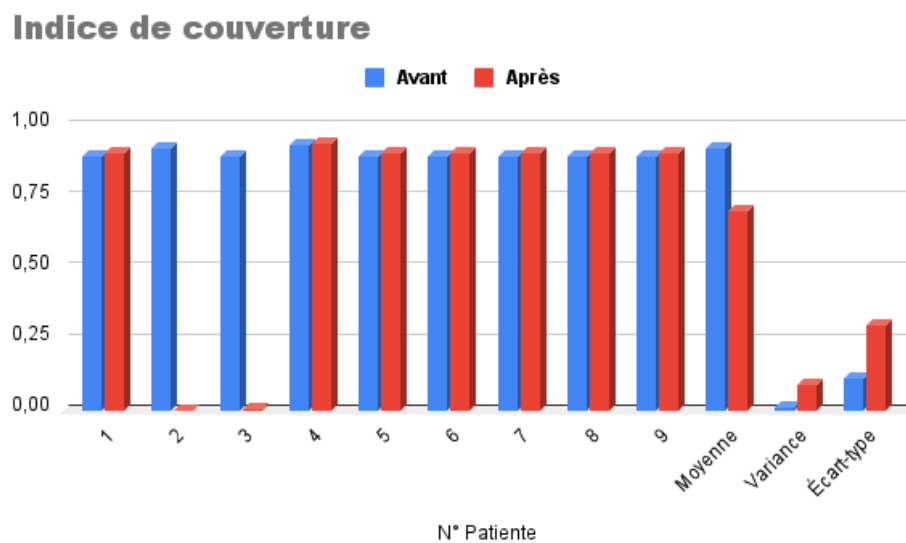


FIGURE 4.1 – Comparaison des valeurs IC pour chaque patiente, avec les statistiques (moyenne, variance, écart-type)

Interpretation des resultats

L'indice de couverture (IC) évalue à quel point la dose prescrite recouvre correctement le PTV. Plus cet indice est proche de 1, plus la couverture est meilleure.

- **Avant repositionnement** : la moyenne de l'IC est de **0,92016**, avec une faible variance de **0,001352** et un écart-type de **0,11628**, ce qui indique une bonne couverture homogène entre les différentes patientes.
- **Après repositionnement** : on observe une chute importante de la moyenne à **0,69948**, accompagnée d'une variance élevée de **0,09019** et d'un écart-type de **0,30032**. Cela montre une perte de couverture significative dans plusieurs cas.

La baisse notable de l'IC peut avoir un impact sur l'efficacité thérapeutique, en réduisant la probabilité de contrôle local.

4.2.2 Indice de conformité

N° Patiente	ID	Avant	Après
1	202400730	0,94045	0,94785
2	202500078	0,96004	0,16604
3	202500126	0,94021	0,17085
4	202400780	0,97020	0,97389
5	202400874	0,94045	0,94785
6	202300170	0,94045	0,94785
7	202400757	0,94045	0,94785
8	202400519	0,94045	0,94785
9	202500177	0,94045	0,94785
Moyenne		0,94829	0,77787
Variance		0,00085	0,07427
Écart-type		0,02918	0,27247

TABLE 4.2 – Indice de conformité (IC PTV)

Histogramme – IC PTV (Indice de Conformité)

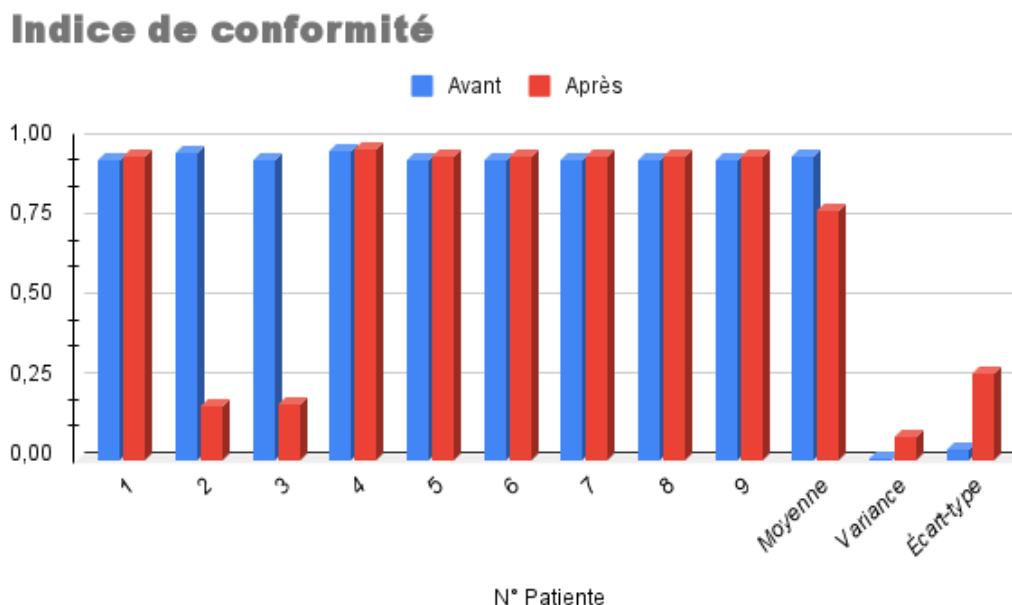


FIGURE 4.2 – Comparaison des valeurs de IC PTV pour chaque patiente, avant et après repositionnement.

Interpretation des resultats

L'indice de conformité (IC PTV) indique à quel point le volume recevant la dose prescrite est conforme à la forme et à la position du volume cible. Une valeur proche de 1 traduit une excellente précision.

- **Avant repositionnement** : la moyenne de l'IC PTV est de **0,94829**, avec une faible variance (**0,00085**) et un écart-type très réduit (**0,02918**), ce qui traduit une très bonne conformité globale des plans initiaux.
- **Après repositionnement** : la moyenne diminue à **0,77787**, avec une variance de **0,07427** et un écart-type de **0,27247**, soulignant une variabilité accrue et une diminution de la qualité de conformité dans certains cas.

Malgré cette baisse, la majorité des patientes conservent une conformité acceptable.

4.2.3 Indice d'Homogénéité

L'indice d'homogénéité a été effectué le traitement devient moins homogène avec l'augmentation des erreurs de positionnement.

N° Patiente	ID	Avant	Après
1	202400730	0,150676	0,146412
2	202500078	0,125905	55,696803
3	202500126	0,163323	10,520829
4	202400780	0,120501	0,114051
5	202400874	0,150676	0,146412
6	202300170	0,150676	0,146412
7	202400757	0,150676	0,146412
8	202400519	0,150676	0,146412
9	202500177	0,150676	0,146412
Moyenne		0,117314	7,122352
Variance		0,013354	334,472306
Écart-type		0,115560	18,290444

TABLE 4.3 – Inhomogénéité de la dose (IH)

Histogramme – IH (Inhomogénéité de la dose)

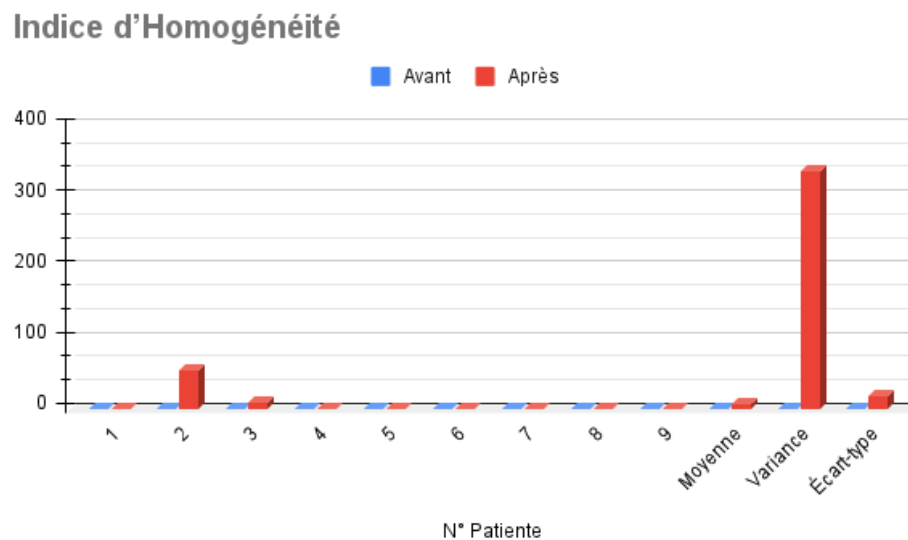


FIGURE 4.3 – Comparaison des valeurs de IH pour chaque patiente, avant et après repositionnement(Échelle max 400).

Indice d'Homogénéité

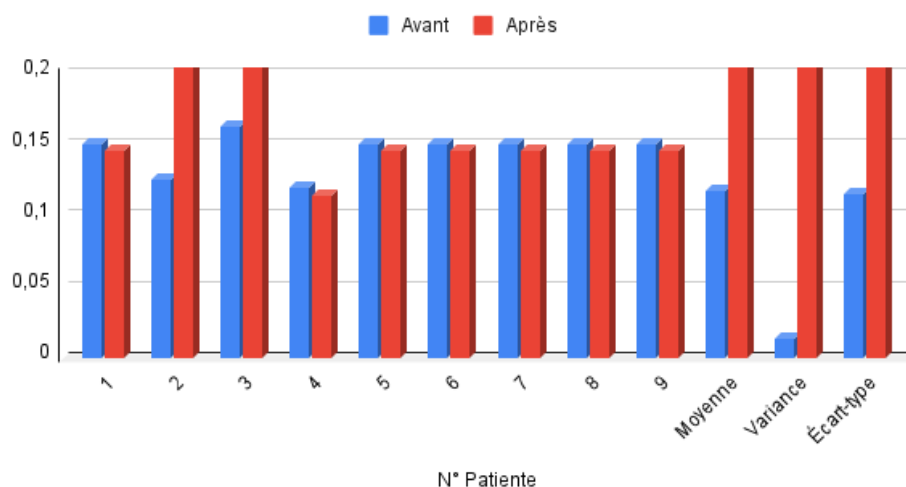


FIGURE 4.4 – Comparaison des valeurs de IH pour chaque patiente, avant et après repositionnement (Échelle max 0.2).

Interpretation des resultats

L'IH représente la variation de la dose reçue à l'intérieur du volume cible. Une valeur faible traduit une répartition homogène de la dose, tandis qu'une valeur élevée révèle une distribution irrégulière, potentiellement problématique pour l'efficacité et la tolérance du traitement.

- **Avant traitement** : la moyenne de l'IH est de **0,11731**, avec une faible variance (**0,01335**) et un écart-type réduit (**0,11556**). Cela reflète une bonne homogénéité de la dose initialement délivrée aux patientes, avec des variations inter-patientes très limitées.
- **Après traitement** : la moyenne de l'IH augmente considérablement pour atteindre **0,712235**, accompagnée d'une forte variance (**0,33447231**) et d'un écart-type élevé (**0,1829044**). Cette dispersion importante révèle une hétérogénéité marquée dans les effets du traitement sur la répartition de dose, certaines patientes conservant une IH stable, tandis que d'autres présentent des valeurs exceptionnellement élevées.

La majorité des patientes maintiennent des niveaux d'IH proches de ceux observés avant traitement, mais deux cas particuliers (patientes 2 et 3) affichent des valeurs post-traitement très élevées, en raison de direction de déplacement de PTV.

4.3 Analyses de PTV et des OARs à partir des HDV

Au niveau de PTV

4.3.1 Volume qu'a reçu 95% de la dose prescrite

Patient	Avant (V95%)	Après (V95%)
Patient 1	94,05	94,79
Patient 2	96,00	16,60
Patient 3	94,02	17,09
Patient 4	97,02	97,39
Patient 5	95,97	97,38
Patient 6	95,60	12,83
Patient 7	94,47	36,04
Patient 8	96,04	95,99
Patient 9	98,65	99,07
Moyenne	95,87	63,80

TABLE 4.4 – Comparaison des valeurs de V95% avant et après décalage.

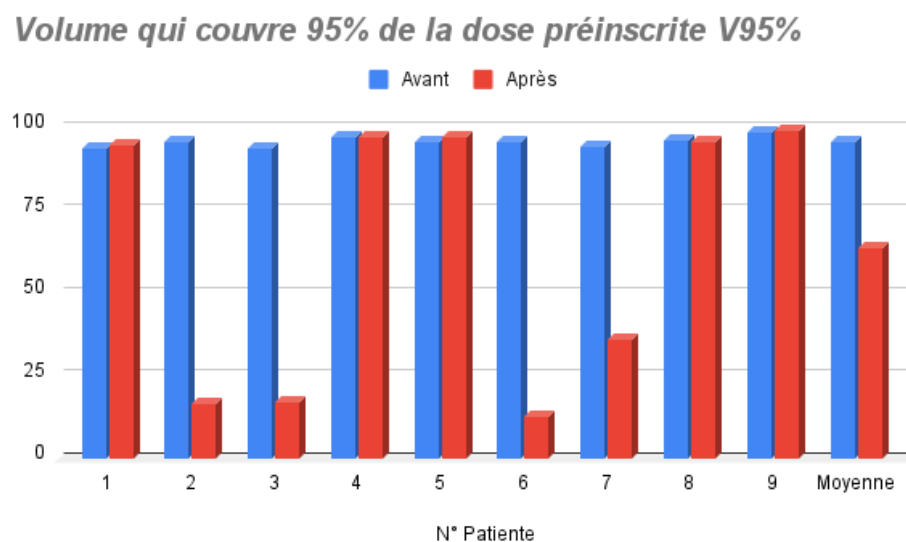


FIGURE 4.5 – Comparaison des valeurs de V95% pour le PTV, avant et après repositionnement.

Interpretation des resultats

- Avant décalage, les valeurs de V95% étaient élevées et homogènes, avec une moyenne d'environ 95,87 %, traduisant une couverture tumorale optimale dans l'ensemble des

cas.

- Après décalage, une baisse importante de la couverture est observée chez plusieurs patientes, avec une moyenne globale chutant à 63,80 %, ce qui témoigne d’une perte significative de la dose au niveau du volume cible.
- Les patientes 2, 3 et 6 présentent les baisses les plus marquées, avec des valeurs de V95% respectivement réduites à 16,60 %, 17,09 % et 12,83 %, indiquant une perte quasi totale de la couverture tumorale. Ces cas mettent en évidence un impact dosimétrique critique du décalage, probablement mal compensé par les plans initiaux.
- À un degré moindre, la patiente 7 montre également une couverture altérée (36,04 %), traduisant une sensibilité accrue à l’erreur de positionnement.
- À l’inverse, les patientes 4, 5, 8 et 9 conservent des valeurs de V95% proches de celles initiales, ce qui suggère des plans plus robustes ou des décalages de faible amplitude.

Ces résultats confirment que le décalage influence fortement la qualité dosimétrique du traitement, ce qui justifie la mise en place d’un repositionnement rigoureux et l’adaptation des marges de sécurité.

4.3.2 La dose moyenne au niveau de PTV

Patiente	Plan initial	Décalage
Patiente 1	50,222	50,303
Patiente 2	50,159	12,389
Patiente 3	50,065	17,155
Patiente 4	50,682	50,627
Patiente 5	50,488	51,164
Patiente 6	50,140	34,315
Patiente 7	49,986	29,542
Patiente 8	50,393	50,400
Patiente 9	50,598	50,647
Moyenne	50,304	38,504

TABLE 4.5 – Comparaison des valeurs de Dmoy entre le plan initial et après décalage.

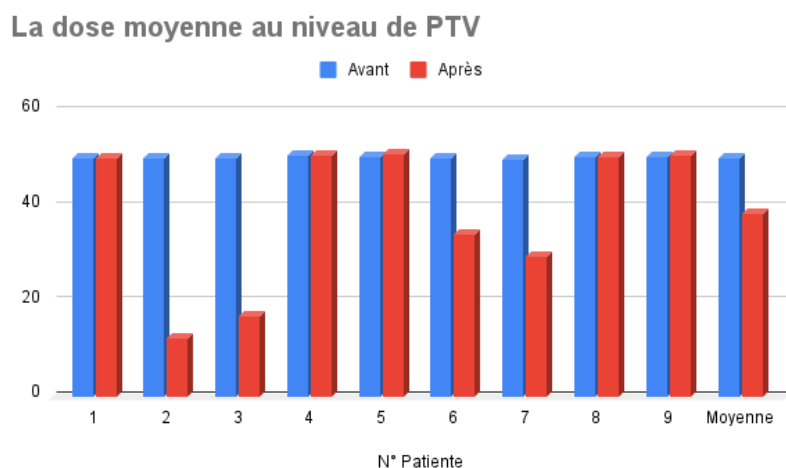


FIGURE 4.6 – Comparaison des valeurs dosimétriques pour chaque patiente, avant et après repositionnement.

Interpretation des resultats

La dose moyenne (**Dmoy**) est stable dans les plans initiaux (moyenne : **50,304**). Après décalage, une baisse notable est observée (moyenne : **38,504**), indiquant une perte de couverture de dose chez plusieurs patientes. Cette variation souligne l'importance de la vérification post-repositionnement pour garantir la qualité du traitement.

4.3.3 La dose maximale au niveau de PTV

Patiente	Plan initial	Décalage
Patiente 1	53,892	54,559
Patiente 2	54,069	53,636
Patiente 3	55,475	60,340
Patiente 4	54,166	54,592
Patiente 5	53,820	59,282
Patiente 6	54,952	58,511
Patiente 7	55,750	59,216
Patiente 8	54,829	57,074
Patiente 9	54,449	56,628
Moyenne	54,378	57,317

TABLE 4.6 – Comparaison des valeurs de Dmax entre le plan initial et après décalage.

La dose maximale au niveau de PTV

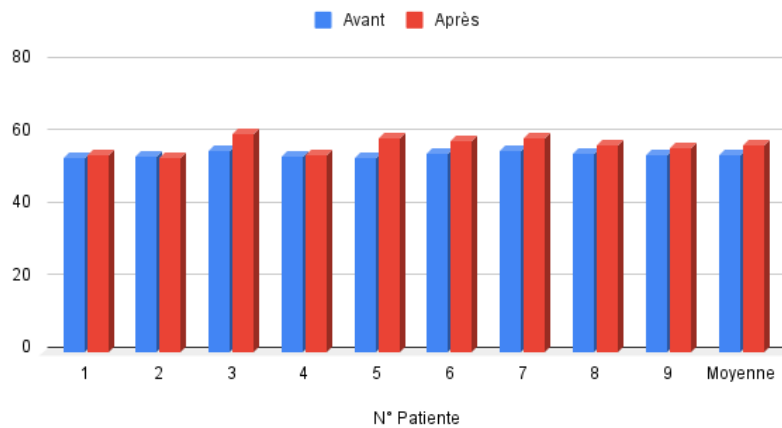


FIGURE 4.7 – Comparaison des valeurs de Dmax pour chaque patiente, avant et après repositionnement.

Interpretation des resultats

Le décalage a entraîné une augmentation notable de la dose maximale (Dmax) au niveau du PTV dans la majorité des cas. La moyenne est passée de **54,38 Gy** à **57,32 Gy**, indiquant un surdosage potentiel après décalage. Cette hausse peut affecter l'homogénéité du traitement et augmenter le risque de toxicité, notamment si la dose dépasse les contraintes cliniques.

4.3.4 Au niveau Organes à risques OARs

Tous les plans des traitements ont été évalués à l'aide de l'histogramme de volume-dose (DVH) sous forme des résultats numériques de l'analyse des DVH des 9 patients sur les OARs.

Au niveau du poumon gauche

Patiente	ID	Décalage	Paramètre	Avant	Après
1	202400730	(-0,14 ;0 ;-0,01)	V20 (%)	15,75	16,52
			V30 (%)	10,71	11,52
			Dmoy (Gy)	9,208	9,559
2	202500078	(-0,2 ;0,283 ;-0,4)	V20 (%)	8,32	5,22
			V30 (%)	5,13	2,47
			Dmoy (Gy)	5,954	4,536
3	202500126	(-0,4 ;0,23 ;0,066)	V20 (%)	16,63	0,3
			V30 (%)	8,65	0
			Dmoy (Gy)	10,329	3,83
4	202400780	(-0,25 ;-0,05 ;0,09)	V20 (%)	14,35	15,47
			V30 (%)	9,25	10,17
			Dmoy (Gy)	8,368	8,865
5	202400874	(-0,02 ;0,02 ;-0,23)	V20 (%)	19,86	21,8
			V30 (%)	11,07	12,8
			Dmoy (Gy)	11,356	12,056
6	202300170	(0,05 ;-0,13 ;0,1)	V20 (%)	36,49	56,78
			V30 (%)	14,33	34,45
			Dmoy (Gy)	18,423	25,734
7	202400757	(-0,16 ;0,11 ;0,08)	V20 (%)	7,75	5,57
			V30 (%)	5,46	1,99
			Dmoy (Gy)	5,757	5,055
8	202400519	(0,042 ;0,214 ;-0,3)	V20 (%)	30,47	32,22
			V30 (%)	21,56	23,57
			Dmoy (Gy)	16,17	17,06
9	202500177	(-0,2 ;-0,05 ;0,075)	V20 (%)	14,45	16,11
			V30 (%)	9,22	10,65
			Dmoy (Gy)	8,853	9,543
Statistiques			Moyenne	Variance	Écart-type
V20 (%) Avant			18,23	81,33	9,02
V20 (%) Après			18,89	261,86	16,18
V30 (%) Avant			10,60	22,02	4,69
V30 (%) Après			11,96	108,77	10,43
Dmoy (Gy) Avant			10,49	16,42	4,05
Dmoy (Gy) Après			10,69	43,49	6,59

TABLE 4.7 – Comparaison des paramètres dosimétriques au niveau du poumon gauche avant et après décalage, avec statistiques globales.

- Volume recevant 20 % de la dose prescrite (V20 (%))

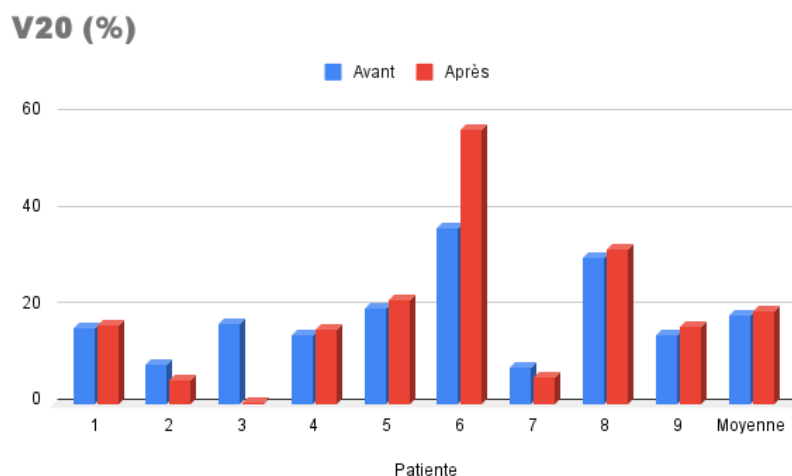


FIGURE 4.8 – Histogramme comparatif des valeurs de V20 (%) avant et après décalage pour chaque patiente.

Interpretation des resultats

V20 (%) : La moyenne passe de 18,45 % à 19,24 %. Cette légère augmentation globale reflète une tendance à l'augmentation du volume pulmonaire recevant au moins 20 Gy après décalage, avec des cas extrêmes comme la patiente 6 (+20 %) qui influencent fortement la moyenne.

Indiquant que l'effet de décalage dépend de la direction de déplacement par rapport au volume pulmonaire.

- Volume recevant 30 % de la dose prescrite (V30 (%))

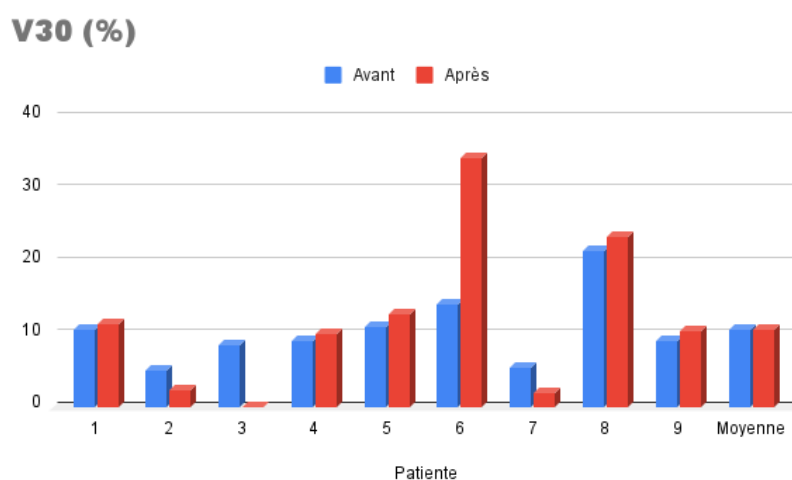


FIGURE 4.9 – Histogramme comparatif des valeurs de V30 (%) avant et après décalage pour chaque patiente.

Interpretation des resultats

V30 (%) : La moyenne reste stable (10,71 % $\rightarrow$ 10,74 %), mais avec des variations inter-patientes importantes. On note une amélioration pour certaines patientes (ex. patiente 2), tandis que d'autres présentent une augmentation marquée (ex. patiente 6).

Indiquant que l'effet de décalage dépend de la direction de déplacement par rapport au volume pulmonaire.

- Dose moyenne reçue Dmoy (Gy)

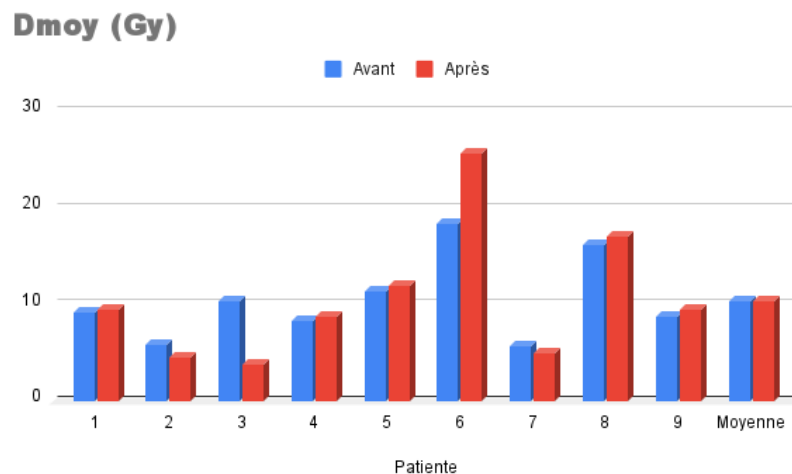


FIGURE 4.10 – Histogramme comparatif des doses moyennes (Dmoy en Gy) avant et après décalage pour chaque patiente.

Interpretation des resultats

La dose moyenne reste globalement constante (10,38 Gy), mais cache des disparités : certaines patientes voient leur Dmoy fortement augmenter (jusqu'à +7,3 Gy), alors que d'autres enregistrent une baisse.

Indiquant que l'effet de décalage dépend de la direction de déplacement par rapport au volume pulmonaire.

Au niveau du cœur

Dose moyenne reçue Dmoy (Gy)

Patiente	ID	Décalage	Paramètre	Avant (Gy)	Après (Gy)
1	202400730	(-0,14 ; 0 ; -0,01)	Dmoy	4,604	4,877
2	202500078	(-0,2 ; 0,28 ; -0,4)	Dmoy	5,344	0,804
3	202500126	(-0,4 ; 0,23 ; 0,06)	Dmoy	3,566	1,300
4	202400780	(-0,25 ; -0,05 ; 0,09)	Dmoy	5,058	5,317
5	202400874	(-0,02 ; 0,02 ; -0,23)	Dmoy	3,750	4,054
6	202300170	(0,05 ; -0,13 ; 0,1)	Dmoy	5,421	19,299
7	202400757	(-0,16 ; 0,11 ; 0,08)	Dmoy	7,384	2,102
8	202400519	(0,04 ; 0,21 ; -0,3)	Dmoy	3,560	4,026
9	202500177	(-0,2 ; -0,05 ; 0,075)	Dmoy	4,591	5,108
Statistiques			Moyenne	4,81	5,21
			Variance	1,30	27,30
			Écart-type	1,14	5,23

TABLE 4.8 – Évolution de la dose moyenne au niveau du cœur (Dmoy en Gy) avant et après décalage pour les 9 patientes avec statistiques.

Dmoy cœur

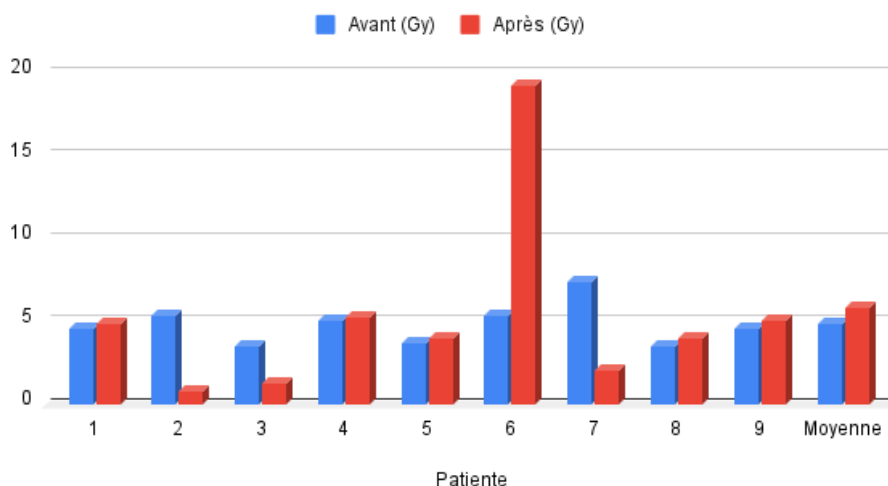


FIGURE 4.11 – Histogramme comparatif des doses moyennes (Dmoy en Gy) au niveau du cœur pour les 9 patientes avant et après décalage.

Interpretation des resultats

L'analyse montre que la dose moyenne reçue par le cœur est passée de **4,92 Gy** avant décalage à **5,88 Gy** après décalage. Cette élévation indique une tendance générale à

l'augmentation de l'exposition cardiaque suite au repositionnement.

Cependant, cette variation n'est pas uniforme d'une patiente à l'autre :

- Certaines patientes présentent une **diminution** de la dose, comme la patiente 2 (de 5,344 à 0,804 Gy).
- D'autres subissent une **augmentation significative**, notamment la patiente 6 (de 5,421 à 19,299 Gy). Cette forte élévation est directement liée au décalage appliqué, et dépasse largement la contrainte dosimétrique recommandée ($D_{moy} < 5$ Gy selon le tableau 3.1), ce qui illustre clairement l'impact du repositionnement sur l'exposition cardiaque, même lorsque le plan initial est conforme.

Ces résultats indiquant que l'effet de décalage dépend de la direction de déplacement par rapport au volume cœur.

4.3.5 Conclusion

Au cours de notre étude, nous avons observé que des écarts de quelques millimètres modifient sensiblement les indices dosimétriques tels que la couverture, la conformité et l'homogénéité, entraînant une réduction de la conformité du volume tumoral à l'isodose 95 %, ce qui peut compromettre l'efficacité thérapeutique.

Nous avons également constaté une augmentation de la dose reçue par les organes à risque. Cela nous permet de conclure qu'un repositionnement précis est essentiel pour garantir un traitement optimal

Conclusion générale

Le traitement du cancer du sein par radiothérapie, en particulier après mastectomie, constitue une étape clé dans la stratégie thérapeutique globale. L'essor des techniques modernes telles que la VMAT a permis d'atteindre une grande précision dans la planification. Toutefois, cette précision dépend étroitement de la reproductibilité du positionnement de la patiente à chaque séance. C'est cette problématique qui a guidé notre travail.

À travers une étude clinique et une analyse dosimétrique rigoureuse menée sur un échantillon de patientes traitées au niveau de la paroi thoracique gauche, nous avons évalué l'impact réel des erreurs de positionnement sur la qualité du traitement. Les simulations de décalages, comparées aux plans initiaux, ont mis en évidence des variations significatives au niveau du PTV ainsi que dans les doses reçues par les organes à risque, notamment le poumon gauche et le cœur.

Les résultats ont montré que même des écarts de quelques millimètres peuvent altérer sensiblement les indices dosimétriques tels que la couverture, la conformité et l'homogénéité, compromettant ainsi l'efficacité thérapeutique. Ce constat met en lumière la vulnérabilité du processus de traitement face aux incertitudes géométriques et souligne l'importance d'un contrôle rigoureux et systématique du positionnement.

Ce mémoire invite donc à renforcer plusieurs aspects de la pratique clinique :

- L'utilisation systématique de l'IGRT pour vérifier et corriger le positionnement ;
- L'optimisation des dispositifs d'immobilisation, adaptés aux particularités anatomiques post-mastectomie ;
- Une réflexion sur la personnalisation des marges PTV, en tenant compte de la variabilité anatomique et physiologique individuelle.

Enfin, au-delà de la dimension technologique, ce travail met en avant la responsabilité collective de l'équipe soignante. La qualité d'un traitement repose autant sur la précision technique que sur la rigueur, la coordination et l'engagement humain. Assurer un positionnement précis, c'est garantir à chaque patiente un traitement plus sûr, plus équitable, et potentiellement plus efficace.

ANNEXE

Patient 1

ID 202400730

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
03/11/2024	KVANT/KVLAT	0,0	0,1	-1,5
06/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,1	0,2	0,0
10/11/2024	KVANT/KVLAT	0,0	-0,2	0,0
18/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,3	-0,1	0,0
24/11/2024	KVANT/KVLAT	0,3	0,0	0,3
28/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,2	0,0	0,3
04/12/2024	KVANT/KVLAT	-0,7	0,0	0,8
MOYENNE		-0,143	0,014	0,014

TABLE 4.9 – Valeurs des décalages pour le patient 202400730

Patient 2

ID 202500078

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
17/02/2025	KVANT/KVLAT	-0,2	0,3	-0,3
23/02/2025	KVANT/KVLAT	-0,2	0,3	-0,7
26/02/2025	KVANT/KVLAT	-0,3	0,1	-0,3
02/03/2025	KVANT/KVLAT	-0,3	0,3	-0,2
10/03/2025	KVANT/KVLAT	0,0	0,2	-0,6
18/03/2025	KVANT/KVLAT	-0,2	0,5	-0,3
MOYENNE		-0,2	0,283	-0,4

TABLE 4.10 – Valeurs des décalages pour le patient 202500078

Patient 3
ID 202500126

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
23/02/2025	KVANT/KVLAT	-0,6	0,5	0,4
27/02/2025	KVANT/KVLAT	-0,5	0,4	0,0
03/03/2025	KVANT/KVLAT	0,0	0,0	0,0
09/03/2025	KVANT/KVLAT	-1,1	0,2	0,0
18/03/2025	KVANT/KVLAT	-0,1	0,0	0,0
23/03/2025	KVANT/KVLAT	-0,1	0,3	0,0
MOYENNE		-0,4	0,233	0,067

TABLE 4.11 – Valeurs des décalages pour le patient 202500126

Patient 4
ID 202400780

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
17/11/2024	KVANT/KVLAT	0,1	-0,3	0,1
21/11/2024	KVANT/KVLAT	-1,8	-0,3	0,6
24/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,2	0,0	0,0
28/11/2024	KVANT/KVLAT	0,3	0,1	0,1
01/12/2024	KVANT/KVLAT	-0,6	0,0	0,0
04/12/2024	KVANT/KVLAT	0,1	-0,1	-0,1
05/12/2024	KVANT/KVLAT	-0,2	0,1	0,0
08/12/2024	KVANT/KVLAT	0,0	-0,2	0,2
09/12/2024	KVANT/KVLAT	-0,2	0,3	0,0
11/12/2024	KVANT/KVLAT	0,0	-0,1	0,0
MOYENNE		-0,25	-0,05	0,09

TABLE 4.12 – Valeurs des décalages pour le patient 202400780

Patient 5
ID 202400874

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
10/12/2024	KVANT/KVLAT	0,0	0,0	0,0
12/12/2024	KVANT/KVLAT	0,3	0,0	-0,4
15/12/2024	KVANT/KVLAT	0,0	0,4	0,0
17/12/2024	KVANT/KVLAT	0,0	-0,4	-0,1
20/12/2024	KVANT/KVLAT	0,0	-0,2	-0,1
29/12/2024	KVANT/KVLAT	-0,1	0,2	-0,3
06/01/2025	KVANT/KVLAT	-0,1	0,0	-0,8
12/01/2025	KVANT/KVLAT	-0,3	0,2	-0,2
MOYENNE		-0,025	0,025	-0,238

TABLE 4.13 – Valeurs des décalages pour le patient 202400874

Patient 6
ID 202300170

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT(+)/P
12/03/2023	KVANT/KVLAT	0,0	-0,2	0,3
20/03/2023	KVANT/KVLAT	0,0	0,0	0,3
26/03/2023	KVANT/KVLAT	0,1	-0,3	0,2
30/03/2023	KVANT/KVLAT	-0,1	0,0	0,1
04/04/2023	KVANT/KVLAT	0,3	-0,1	-0,1
10/04/2023	KVANT/KVLAT	0,0	-0,2	-0,2
MOYENNE		0,05	-0,133	0,1

TABLE 4.14 – Valeurs des décalages pour le patient 202300170

Patient 7
ID 202400757

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
12/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,3	0,3	0,3
20/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,5	0,3	0,2
24/11/2024	KVANT/KVLAT	0,3	0,0	0,0
25/11/2024	KVANT/KVLAT	-0,3	0,2	0,2
02/12/2024	KVANT/KVLAT	-0,1	0,0	0,2
05/12/2024	KVANT/KVLAT	0,2	0,5	-0,3
09/12/2024	KVANT/KVLAT	-1,0	0,3	0,1
15/12/2024	KVANT/KVLAT	0,4	-0,7	0,0
MOYENNE		-0,163	0,113	0,088

TABLE 4.15 – Valeurs des décalages pour le patient 202400757

Patient 8
ID 202400519

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
18/08/2024	KVANT/KVLAT	-0,2	0,0	-0,2
27/08/2024	KVANT/KVLAT	-0,3	0,1	0,0
02/09/2024	KVANT/KVLAT	0,0	0,4	0,0
08/09/2024	KVANT/KVLAT	0,0	0,3	-0,5
11/09/2024	KVANT/KVLAT	-0,2	0,0	-0,5
15/09/2024	KVANT/KVLAT	2,1	0,5	-0,9
19/09/2024	KVANT/KVLAT	-1,1	0,2	0,0
MOYENNE		0,043	0,214	-0,3

TABLE 4.16 – Valeurs des décalages pour le patient 202400519

Patient 9
ID 202500177

DATE	TYPE D'IMAGE	SUP/INF (+)	GAUCHE/D (+)	ANT (+)/P
13/04/2025	KVANT/KVLAT	0,0	-0,1	0,2
15/04/2025	KVANT/KVLAT	-0,3	-0,3	0,1
20/04/2025	KVANT/KVLAT	-0,1	0,0	0,0
28/04/2025	KVANT/KVLAT	-0,4	0,2	0,0
MOYENNE		-0,2	-0,05	0,075

TABLE 4.17 – Valeurs des décalages pour le patient 202500177

Patient n°1

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202400730	PTV	D2% (Gy)	52,393	52,633
		D50% (Gy)	50,718	50,713
		D98% (Gy)	44,751	45,208
		V95%	94,05% / 603,675 CC	94,79% / 610,524 CC
		V107% (%)	0,04	0,19
		Dmax (Gy)	53,892	54,559
		Dmoy (Gy)	50,222	50,303
		VT (CC)	641,898	644,112
	Poumon Gauche	V20 (%)	15,75	16,52
		V30 (%)	10,71	11,52
		Dmoy (Gy)	9,208	9,559
	Cœur	Dmoy (Gy)	4,604	4,877

TABLE 4.18 – Données dosimétriques du Patient n°1

Patient n°2

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202500078	PTV	D2% (Gy)	52,435	50,688
		D50% (Gy)	50,578	0,907
		D98% (Gy)	46,067	0,171
		V95%	96% / 548,622 CC	16,6% / 95,017 CC
		V107% (%)	0,07	0,01
		Dmax (Gy)	54,069	53,636
		Dmoy (Gy)	50,159	12,389
		VT (CC)	571,455	572,238
	Poumon Gauche	V20 (%)	8,32	5,22
		V30 (%)	5,13	2,47
		Dmoy (Gy)	5,954	4,536
	Cœur	Dmoy (Gy)	5,344	0,804

TABLE 4.19 – Données dosimétriques du Patient n°2

Patient n°3

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202500126	PTV	D2% (Gy)	53,028	54,537
		D50% (Gy)	50,501	51,61
		D98% (Gy)	44,78	0.239
		V95%	94,02% / 433,917 CC	17,09% / 78.61 CC
		V107% (%)	0,64	4,17
		Dmax (Gy)	55,475	60,34
		Dmoy (Gy)	50,065	17,155
		VT (CC)	461,511	460,107
	Poumon Gauche	V20 (%)	16,63	0,3
		V30 (%)	8,65	0
		Dmoy (Gy)	10,329	3,83
	Cœur	Dmoy (Gy)	3,566	1,3

TABLE 4.20 – Données dosimétriques du Patient n°3

Patient n°4

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202400780	PTV	D2% (Gy)	52,828	52,876
		D50% (Gy)	51,103	50,977
		D98% (Gy)	46,67	47,062
		V95%	97,02% / 378,158 CC	97,39% / 380,462 CC
		V107% (%)	0,24	0,42
		Dmax (Gy)	54,166	54,592
		Dmoy (Gy)	50,682	50,627
		VT (CC)	389,772	390,663
	Poumon Gauche	V20 (%)	14,35	15,47
		V30 (%)	9,25	10,17
		Dmoy (Gy)	8,368	8,865
	Cœur	Dmoy (Gy)	5,058	5,317

TABLE 4.21 – Données dosimétriques du Patient n°4

Patient n°5

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202400874	PTV	D2% (Gy)	52,65	55,37
		D50% (Gy)	50,856	51,227
		D98% (Gy)	46,278	47,039
		V95%	95,97% / 304,195 CC	97,38% / 310,5 CC
		V107% (%)	0,13	10,49
		Dmax (Gy)	53,82	59,282
		Dmoy (Gy)	50,488	51,164
		VT (CC)	316,953	318,87
	Poumon Gauche	V20 (%)	19,86	21,8
		V30 (%)	11,07	12,8
		Dmoy (Gy)	11,356	12,056
	Cœur	Dmoy (Gy)	3,75	4,054

TABLE 4.22 – Données dosimétriques du Patient n°5

Patient n°6

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202300170	PTV	D2% (Gy)	52,895	52,203
		D50% (Gy)	50,461	34,315
		D98% (Gy)	46,549	14,221
		V95%	95,6% / 321,534 CC	12,83% / 43,146 CC
		V107% (%)	0,53	1,12
		Dmax (Gy)	54,952	58,511
		Dmoy (Gy)	50,14	34,315
		VT (CC)	336,339	336,231
	Poumon Gauche	V20 (%)	36,49	56,78
		V30 (%)	14,33	34,45
		Dmoy (Gy)	18,423	25,734
	Cœur	Dmoy (Gy)	5,421	19,299

TABLE 4.23 – Données dosimétriques du Patient n°6

Patient n°7

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202400757	PTV	D2% (Gy)	52,738	54,661
		D50% (Gy)	50,334	40,516
		D98% (Gy)	45,574	0,525
		V95%	94,47% / 420,322 CC	36,04% / 160,825 CC
		V107% (%)	0,38	4,84
		Dmax (Gy)	55,75	59,216
		Dmoy (Gy)	49,986	29,542
		VT (CC)	444,933	446,202
	Poumon Gauche	V20 (%)	7,75	5,57
		V30 (%)	5,46	1,99
		Dmoy (Gy)	5,757	5,055
	Cœur	Dmoy (Gy)	7,384	2,102

TABLE 4.24 – Données dosimétriques du Patient n°7

Patient n°8

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202400519	PTV	D2% (Gy)	52,833	53,204
		D50% (Gy)	50,824	50,753
		D98% (Gy)	45,921	45,759
		V95%	96,04% / 599,846 CC	95,99% / 604,363 CC
		V107% (%)	0,21	1,18
		Dmax (Gy)	54,829	57,074
		Dmoy (Gy)	50,393	50,4
		VT (CC)	624,564	629,64
	Poumon Gauche	V20 (%)	30,47	32,22
		V30 (%)	21,56	23,57
		Dmoy (Gy)	16,17	17,06
	Cœur	Dmoy (Gy)	3,56	4,026

TABLE 4.25 – Données dosimétriques du Patient n°8

Patient n°9

ID	Région	Contrainte de Dose	AVANT	APRES
202500177	PTV	D2% (Gy)	52,582	53,224
		D50% (Gy)	50,855	50,795
		D98% (Gy)	47,993	48,207
		V95%	98,65% / 467,907 CC	99,07% / 465,552 CC
		V107% (%)	0,09	1,2
		Dmax (Gy)	54,449	56,628
		Dmoy (Gy)	50,598	50,647
		VT (CC)	474,309	469,908
	Poumon Gauche	V20 (%)	14,45	16,11
		V30 (%)	9,22	10,65
		Dmoy (Gy)	8,853	9,543
	Cœur	Dmoy (Gy)	4,591	5,108

TABLE 4.26 – Données dosimétriques du Patient n°9

Bibliographie

- [1] I. Hadjidj, B. Benkhoris, K. Ghzaïel, *Innovations en radiothérapie externe au sein du parcours de soin du patient*, 2023.
- [2] *Video Youtub : How a Linear Accelerator works – Elekta*
- [3] Anissa Chouou, *Développement d'une méthodologie d'établissement des spectres d'émission gamma prenant en compte le rayonnement de freinage pour les études de radioprotection*, 2020. ffdumas-04099035.
- [4] *Sub-systems of Linear Accelerators for Radiation Therapy*, ICTP School on Medical Physics March 25 –April 5, 2019 Miramare, Trieste.
- [5] *La radiothérapie du sein et de la paroi thoracique : les volumes à traiter*, J.M. Dilhuydy, E. Bussières, P. Romestaing, 2001.
- [6] www.docteur-picovski.com
- [7] www.idsein.fr, L'Institut du Sein Paris.
- [8] *Volumes de délinéation dans le traitement des cancers du sein : volumes cibles et organes à risque - Organs at risk and target volumes : Definition for conformal radiation therapy in breast cancer*, I. Ateana, Y. Pointreua, I. Barillot, Kirovaf, 2012.
- [9] S. Rivera, *Traitements systémiques ciblés et radiothérapie locorégionale pour les cancers du sein : peut-on espérer un bénéfice de la potentialisation du traitement local ?*, 2024.
- [10] *TYPES HISTOLOGIQUES DES TUMEURS DU SEIN*, Dr. R. Gérard-Marchant et au Dr. G. Contesso, ORGANISATION MONDIALE DE LA SANTÉ GENÈVE 1981.
- [11] ARCAGY-GINECO / InfoCancer, *La stadification TNM des cancers du sein*, Mise à jour du 29 juillet 2022.
- [12] servier.com, *Les thérapies ciblées, des traitements contre le cancer*, 26 janvier 2024.
- [13] Arcagy - GINECO, *La stadification du cancer*, InfoCancer, consulté le [mettre la date d'accès], disponible sur : https://www.arcagy.org/infocancer/en-savoir-plus/le-cancer/la-stadification.html/?utm_source=chatgpt.com.
- [14] *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*, Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83 doi :10.1093/jicru/ndq002 Oxford University Press.
- [15] *Qu'est-ce que le TNM ou la stadification des tumeurs ?* ; matchtrial.health.fr .
- [16] D. Corsetti, C. Dejean, S. Marci , J. Mazurier, S. Naudy, D. Valinta, J. Caron et A. Poinsignon, *Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité*, Rapport technique, Société Française de Physique Médicale, Institut Curie, Paris, 2009.

- [17] M.C. Biston, P. Pommier, *Arcthérapie : VMAT Volumetric Modulated Arc Therapy*, Rapport technique, EPU Techniques innovantes en radiothérapie, HEGP, 2010.
- [18] *A Dosimetric Study Comparing 3D-CRT vs. IMRT vs. VMAT in Left-Sided Breast Cancer Patients After Mastectomy at a Tertiary Care Centre in Eastern India*, Das Majumdar S, Amritt A, Dhar S, 2022.
- [19] S. Goyal et T. Kataria, *Image Guidance in Radiation Therapy : Techniques and Applications*, Radiology Research and Practice, vol. 2014, article ID 705604, 10 pages, publié le 17 décembre 2014. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/705604>.
- [20] H. Alabedi, *Assessing Setup Errors and Shifting Margins for Planning Target Volume in Head, Neck, and Breast Cancer*, Journal of Medical Life, Département de chirurgie, College of Medicine, Université de Bagdad, Irak, doi : <https://doi.org/10.25122/jml-2022-0241>, reçu le 16 septembre 2022, accepté le 21 février 2023.
- [21] T. Gupta, S. Chopra, A. Kadam, J.P. Agarwal, P.R. Devi, S. Ghosh-Laskar et K.A. Dinshaw, *Assessment of Three-Dimensional Set-up Errors in Conventional Head and Neck Radiotherapy Using Electronic Portal Imaging Device*, Radiation Oncology, vol. 2, article 44, 2007, doi : <https://doi.org/10.1186/1748-717X-2-44>.
- [22] John Walter and Robert Miller, *Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy : Radiation Physics, Therapy and Oncology*, Elsevier, 2025.
- [23] S.H. Molana, F. Arbabi, M. Sanei, E. Hashemi, M. Tajvidi, A. Rostami, A. Tavakol, P. Kiani, Z. Fazli et H. Ghaffari, *Evaluation of Patient Setup Accuracy and Determination of Optimal Setup Margin for External Beam Radiation Therapy Using Electronic Portal Imaging Device*, publié le 27 juin 2018.
- [24] P.-H. Mackeprang, K. Bryjova, A.E. Heusel, D. Henzen, M. Scricciolo, O. Elicin et le groupe EORTC Head & Neck Young Investigators, *Consideration of Image Guidance in Patterns of Failure Analyses of Intensity-Modulated Radiotherapy for Head and Neck Cancer : A Systematic Review*, 2024.
- [25] M. Kapanen, M. Laaksomaa, T. Tulijoki, S. Peltola, T. Wigren, S. Hyödynmaa et P.-L. Kellokumpu-Lehtinen, *Estimation of Adequate Setup Margins and Threshold for Position Errors Requiring Immediate Attention in Head and Neck Cancer Radiotherapy Based on 2D Image Guidance*, 2024.
- [26] S.M. Weintraub, B.J. Salter, C.L. Chevalier et S. Ransdell, *Human Factor Associations with Safety Events in Radiation Therapy*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Radiation Protection & Regulations, doi : <https://doi.org/10.1002/acm2.13420>, reçu le 7 mai 2021, révisé le 4 août 2021, accepté le 26 août 2021.
- [27] X. Liao, F. Wu, J. Wu, Q. Peng, L.C. Orlandini, X. Yao, S. Kang et Y. Zhao, *Impact of Positioning Errors in the Dosimetry of VMAT Left-Sided Post Mastectomy Irradiation*, Radiation Oncology, vol. 15, article 103, 2020.
- [28] *IDS159 - Installation d'un système de repositionnement surfacique (non irradiant) dans un service de Radiothérapie*, Jordy RAMOS, 2022.
- [29] E.F. Lartigau, *Les règles de l'ICRU*, avec la participation de C. Dejean, J.L. Dumas, V. Grégoire, Th. Lacornerie et Th. Sarrazin, Société Française de Radiothérapie Oncologique, 20XX.