

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE**

UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

**FACULTE DES SCIENCES
DEPARTEMENT PHYSIQUE**

N ° : PH/MED/05/2025



DOMAINE : Science de la matière

FILIERE : Physique

OPTION : Physique médicale

**Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnalisant**

Par : KADDOURI RIM

Intitulé

**Dosimétrie clinique dans le cas du cancer du sein en
technique mono-iso centrique versus deux isocentre**

Soutenu le 2024/2025 devant le jury composé de:

Dr.Bounab Sabrina	Université M'Sial	Président
Dr. Khoudri Saad	EHS CAC de Sétif	Rapporteur
Dr.Benkahila Karim	EHS CAC de Sétif	Co Rapporteur
Dr.Bouchlegham Fouzia	Université M'Sial	Examineur

Année universitaire : 2024/2025



Remerciement

Je loue Allah, le Très-Haut, qui m'a accordé la réussite et permis d'atteindre l'une des étapes les plus importantes de mon parcours académique : la rédaction de ce mémoire de master.

Ce travail est le fruit de deux stages qui ont considérablement enrichi mes connaissances théoriques, renforcé mes compétences pratiques et approfondi mon expérience dans ce domaine.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude et mes sincères remerciements à Dr. Khoudri Saad et Dr. Karim Benkahila pour leurs orientations, leur soutien constant et leurs conseils précieux tout au long de ce travail.

J'adresse également mes remerciements à Dr. Sabrina Bounab, responsable de la spécialité, pour sa disponibilité et son accompagnement, ainsi qu'à l'ensemble du corps enseignant qui a contribué à ma formation, depuis mes débuts jusqu'à l'achèvement de ce cursus universitaire.

À tous ceux qui m'ont transmis le savoir, inspiré la rigueur et soutenu d'une manière ou d'une autre, je dis merci du fond du cœur.



Dédicace

À Celui qui a créé l'âme et la plume, qui a façonné les êtres et insufflé la vie, à Celui qui a tout créé à partir du néant.

À Celui qui a transmis le message, accompli sa mission avec loyauté et conseillé la communauté avec sincérité.

À celui qui fait battre mon cœur, plus proche de moi que ma propre âme, invisible à mes yeux mais présent à l'œil de mon esprit.

À Celui qui a apaisé mes peines, à Celui qui a dit dans Son Livre majestueux :

﴿يَرْفَعِ اللَّهُ الَّذِينَ آمَنُوا مِنْكُمْ وَالَّذِينَ أُوتُوا الْعِلْمَ دَرَجَاتٍ﴾

Louange à Dieu, une louange abondante, pure et bénie.

Une page de ma vie s'est tournée, marquée par l'effort, la persévérance et la détermination.

À mon âme, qui m'a soufflé : « Tu y parviendras ».

À celui dont le front a été mouillé de sueur, qui m'a appris que le succès n'est atteint qu'avec patience et volonté.

À la lumière qui a éclairé mon chemin.

À celui que j'ai juré de rendre fier, d'orner son visage d'un sourire de joie et de fierté : mon père.

À celle que Dieu a élevée en dignité et sous les pieds de qui le Paradis a été placé.

À celle qui a prié avec ferveur et sacrifié sa santé pour me voir réussir,

À cette bien-aimée au cœur pur : ma mère.

À mon pilier solide, à la sécurité de mes jours, à ceux qui ont été ma force, ma confiance et ma persévérance :

mes quatre frères, chacun par son nom, un à un.

À la joie de la maison, à ceux qui la remplissent de rires et d'amour, à mes chers et tendres neveux et nièces :

Moussa, Yaacoub, Khawla, Haroun, Abdessalam, Shebila.

À toute ma famille, je vous dédie ma réussite et ma joie, du fond de mon cœur.

Rim Kaddouri

Sommaire

Introduction général	1
Chapitre I : Anatomie de sein	
1.Introduction	5
2.Anatomie de sein	5
3. Le cancer de sein	9
3.1. Classification de cancer du sein	9
3.3. Diagnostique	12
3.3.1.La Mammographie	12
3.3.2. Echographie Mammaire.....	13
3.3.3.L'IRM Mammaire	13
3.3.4. Traitement	13
4. Conclusion.....	14
Chapitre II : LA Radiothérapie Conformationnelle 3D	
1. Introduction.....	16
2. Rayonnements utilisés en radiothérapie conformationnelle 3D	17
2.1. Les électrons	17
2.2. Les photons	17
2.3. Les protons	17
3. Radiothérapie Externe et Interne	18
4. Radiothérapie conformationnelle 3D et accélérateur	19
5. Description générale d'accélérateur médical	19
5.1. La tête de l'accélérateur	20
5.2. La cible.....	20
5.3. Le collimateur primaire	20
5.4. Cône égalisateur.....	21
5.5. Collimateur multi-lames	22
6. Étapes Radiothérapie	22

6.1.	Consultation initiale avec le radiothérapeute Lors de cette première rencontre, le médecin radiothérapeute	23
6.2.	Simulation et planification (centrage).....	23
6.3.	Dosimétrie et élaboration du plan de traitement Les données recueillies lors de la simulation sont utilisées pour	24
6.4.	Séances de radiothérapie Le traitement se déroule généralement comme suit	25
6.5.	Suivi pendant le traitement tout au long de la radiothérapie	25
6.6.	Fin du traitement et suivi post-thérapeutique après la dernière séance.....	25
7.	Planification du traitement	26
8.	Recommandations pour la définition des volumes d'organes à risque	27
9.	L'effet radio biologique d'irradiation.....	27
9.1.	Action directe du rayonnement ionisant sur l'ADN.....	27
9.2.	Action indirecte du rayonnement ionisant sur l'ADN	27
10.	Algorithme Analytique Anisotrope	28
10.1	Description de l'algorithme	28
10.2.	Modélisation de la source primaire	30
10.3.	Modélisation de la source extra-focale (source secondaire)	30
10.4.	Modélisation de la contamination électronique	30
10.5.	Modélisation du rayonnement diffusé dans le milieu irradié.....	31
10.6.	La section du mini-faisceau correspond à la résolution de la grille de calcul.....	31
10.7.	Calcul de la dose dans des faisceaux de photons	32
10.8.	Calcul de la contribution des électrons de contamination.....	34
10.9.	Calcul de la distribution de dose totale	34
10.10.	Calcul des Unités Moniteurs (UM)	34
11.	Isocentre.....	35
11.1.	Définition Isocentre	35
11.2.	Montage iso centrique	35
12.	Conclusion.....	36
Partie Pratique : patients et méthode		
1.	OBJECTIF DE RECHERCHE	38
2.	Définition de la balistique	38
2.1.	Description la technique deux-iso centre	38
2.2.	Description de la technique mono-iso centrique	39

3.	Mise en œuvre des deux techniques	40
3.1.	Etape Simulation	40
3.2.	La création d'un plan.....	41
3.4.	Mise en place du Mono-isocentre et deux isocentre (positionnement de l'isocentre).....	41
3.5.	Mise en place des champs	42
3.6.	La création des MLC	42
3.7.	Entrée des données relatives à la dose	43
3.8.	Étape de la pondération	43
3.9.	La création de champs dans le champ	43
4.	Les paramètres d'analyse dosimétriques.....	44
5.	Outils d'analyse des données	44
5.1.	Analyse qualitative.....	45
5.1.1.	Courbes isodoses	45
5.1.2.	Histogramme dose volume	45
5.2.	Analyse quantitative	45
5.2.1.	Définition typique de l'Uniformité Index (UI)	46
5.2.2.	Indice d'homogénéité (HI)	47
5.2.3.	Indice de conformité (CI)	47
5.2.4.	Indice de conformité spatiale ou indice de Jaccard	48
5.2.5.	Indice gradient (IG)	48
6.	Objectif pour le PTV	49
7.	Objectif pour les OAR.....	49
8.	Résultats des analyse qualitative et quantitative de 08 cas du cancer du sein	50
8.1.	Résultats des analyses qualitatives	50
8.2.	Analyse quantitative	54
9.	Conclusion.....	65
	Conclusion générale.....	66
	Bibliographies.....	65

Liste des abréviations

AAA : Algorithme Analytique Anisotrope

ADN : Acide Désoxyribonucléique

CAC : Centre Anti Cancer

CT : Computerized Tomography

CTV : Volume–cible anatomoclinique (clinical target volume)

Dmax : Dose Maximale

Dmin : Dose Minimale

Dmoy : Dose Moyenne

GTV : Volume Tumoral Macroscopique (gross tumour volume)

Gy : Gray

HDV : Histogramme Dose-Volume

MLC : Collimateurs Mutilâmes

CRU : International Commission on Radiation Units and Measurements

OAR : Organe à Risque

OPG : Oblique Postérieur Gauche

PAM : Plaque Aréolo-Mamelonnaire

PTV : Volume–cible prévisionnel (planning target volume)

TCP : Probabilité de Contrôle Tumoral

TGE : Tangentiel Externe

TGI : Tangentiel Interne

TPS: Treatment Planning System

UM: Unité Monitrice

Vdose: Volume de Dose

Liste des Figures :

Chapitre I : Cancer du Sein

Figure (I.1) : Anatomie du sein et drainage lymphatique

Figure (I.2) : Anatomie détaillée du sein féminin en coup sagittale .

Figure (I.3) : Division du sein en quadrants.

Figure (I.4) : Segmentation verticale de l'anatomie du sein selon le modèle des 4-sigma

Figure (I.5) : Formation des cellules saines et des cellules tumorales .

Figure (I.6) : Classification internationale TNM pour chaque cancer.

Figure (I.7) : Mammographie en compression mammaire et image générée par traitement numérique associé.

Chapitre II : radiothérapie

Figure(II.1) : Modification du rayonnement en fonction de dose

Figure(II.2) : Radiothérapie externe pour CAC Sétif .

Figure(II.3) : Synoptique d'un accélérateur médical.

Figure(II.4) : La tête de l'accélérateur médical .

Figure(II.5) : Collimateur primaire.

Figure(II.6) : Représentation en trois dimensions d'un Cône.

Figure(II.7) : Le rôle du cône égalisateur .

Figure(II.8) : Collimateur multi-lames.

Figure(II.9) : Rôle radiothérapie.

Figure(II.10) : Etapes radiothérapie .

Figure(II.11) : centrage (simulation) .

Figure(II.12) : Les Accessoires radio thérapie cancer du sein .

Figure(II.13) : la salle dosimétrie .

Figure(II.14) : La salle radiothérapie .

Figure(II.15) : Volume cible.

Figure(II.16) : Action directe du rayonnement ionisant sur l'ADN .

Figure (II.17) : Action indirecte et directe du rayonnement ionisant sur l'ADN.

Figure (II.18) : Description des différents composants de l'unité de traitement d'un accélérateur Varian .

Figure (II.19) : Schématisation d'un beamlet dans le patient [29].

Figure (II.20) : Schématisation de la prise en compte du diffusé dans le AAA dans la direction de la profondeur et perpendiculairement à la direction du beamlet [21] .

Figure (II. 21) : Isocentre .

Partie pratique : Patientes et méthode

Figure(III.1): (A) La technique monoisocentrique et l'apparition des zones chaudes et froides dans la technique de deux-isocentres (B).

Figure III.2 : Création du plan de traitement sur TPS..

Figure (III.3) : Positionnement deux isocentre.

Figure (III.4) : Positionnement mono-isocentre.

Figure (III.5) : Les coordonnées des deux champs tangentiels interne (TGI) et externe (TGE).

Figure (III.6) : La fenêtre des MLC utilisée dans la planification de la patiente 1.

Figure (III.7) : La pondération du TGI par rapport au TGE.

Figure (III.8) : La création des sous champs (la méthode de champ dans le champ).

Figure(I II.9) : Pondération du plan sur TPS .

Figure (III.10) : Tirée du Journal of the ICRU report 83.

Figure (III.11) : Patiente1 monoisocentrique .

Figure (III.12) : Patiente1 deux isocentres.

Figure(III.13) : Patiente2 monoisocentrique.

Figure(III.14) : Patiente2 deux isocentres.

Figure (III.15) : Patiente3 monoisocentrique.

Figure (III.16) : Patiente3 deux isocentres.

Figure (III.17) : Patiente4 monoisocentrique.

Figure (III.18) : Patiente4 deux isocentres .

Figure (III.19) : Patiente5 monoisocentrique.

Figure (III.20) : Patiente5 deux isocentres.

Figure (III.21) : Patiente6 monoisocentrique.

Figure (III.22) : Patiente6 deux isocentres.

Figure (III.23) : Patiente7 monoisocentrique.

Figure (III.24) : Patiente7 deux isocentres .

Figure (III.25) : Patiente8 Monoisocentrique.

Figure (III.26) : Patiente8 deux isocentres .

Figure (III.27) : HDV du Patiente1

Figure (III.28) : HDV du Patiente2

Figure (III.29) : HDV du Patiente 3

Figure (III.30) : HDV du Patiente 4

Figure (III.31) : HDV du Patiente 5

Figure (III.32) : HDV du Patiente 6

Figure (III.33) : HDV du Patiente 7

Figure (III.34) : HDV du Patiente 8

Figure(III.35) : Analyse comparative de la dose 95% en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.36) : Analyse comparative de la dose maximale en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.37) : Analyse comparative de la dose moyenne en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.38) : Analyse comparative de la dose médiane en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.39) : Analyse comparative de la dose 98% en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.40) : Analyse comparative pour l'indice de l'Uniformité Index en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.41) : Analyse comparative l'indice d'Homogénéité (HI) en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.42) : Analyse comparative pour l'indice de conformité (IC) en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie

Figure(III.43) : Analyse comparative pour l'indice de Jaccard (IJ)en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.44) : Analyse comparative pour l'indice de Gradient (IG) en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.45) : Analyse comparative pour nombre d'UMen utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.46) : Analyse comparative pour l'organe à risque poumon gauche en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.47) : Analyse comparative pour l'organe à risque cœur en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Figure(III.48) : Analyse comparative pour l'organe à risque sein controlatéral en utilisant une technique à un seul isocentre versus une technique à deux isocentres en planification de radiothérapie.

Liste des Tableaux :

Chapitre I : Cancer du Sein

Tableau (I.1) : Classification TNM du cancer du sein [3].

Tableau (I.2): La classification en stades de progression [3].

Partie pratique : Patientes et méthode

Tableau (III.1): prescription médicale.

Tableau (III.2): les contraintes de l'évaluation dosimétrique pour le sein.

Tableau (III.3): Résultats pour volumes (PTV66tot)-patients(1.2.3.4)

Tableau(III.4) : Résultats pour volumes (PTV66tot)- patients(5.6.7.8)

Tableau (III.5): Table résultats pour OAR patients(1.2.3.4)

Tableau (III.6) : Table résultats pour OAR patients(5.6.7.8)

Tableau (III.7): Tableau récapitulatif OAR patients (1.2.3.4)

Tableau (III.8): Tableau récapitulatif OAR Dans patients (5.6.7.8)



Introduction général



بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

"لَقَدْ خَلَقْنَا الْإِنْسَانَ فِي أَحْسَنِ تَقْوِيمٍ" سورة التين, الآية 4

Les recherches scientifiques et médicales s'accordent à dire que le corps humain présente une structure physiologique et anatomique d'une complexité et d'une précision extrêmes, créée selon un système intégré et équilibré, où chaque organe et fonction vitale opèrent en parfaite harmonie. Cette coordination précise des fonctions biologiques est considérée comme l'une des manifestations les plus remarquables du miracle de la création humaine. Ainsi, toute perturbation de cet équilibre, que ce soit au niveau cellulaire ou génétique, peut avoir un impact direct sur la santé humaine et la capacité de survie.

Parmi les maladies résultant de cette perturbation, le cancer se distingue comme l'une des maladies chroniques les plus graves. Il se caractérise par la croissance incontrôlée de cellules anormales, résultant principalement de mutations génétiques affectant l'ADN cellulaire. Ces mutations privent la cellule de ses mécanismes d'autorégulation, entraînant une division excessive et anarchique, menant à la formation de masses malignes pouvant envahir les tissus voisins et se propager à d'autres parties du corps via le système lymphatique ou sanguin.

Dans le premier chapitre de ce travail, j'ai concentré mon étude sur le cancer du sein, en présentant sa définition d'un point de vue biologique et médical, ainsi qu'en abordant les facteurs menant à son apparition, qu'ils soient génétiques, hormonaux, environnementaux ou liés au mode de vie. J'ai également détaillé les méthodes de dépistage précoce, telles que la

mammographie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) , soulignant leur rôle essentiel dans le diagnostic et la détermination des stades de la maladie.

Le deuxième chapitre est axé sur l'aspect thérapeutique de la maladie à travers la technique de la radiothérapie, l'un des trois piliers du traitement du cancer, aux côtés de la chirurgie et de la chimiothérapie. J'y ai expliqué les principes physiques de la radiothérapie, le mécanisme d'action des rayonnements ionisants sur les cellules cancéreuses, ainsi qu'un exposé détaillé des étapes du traitement, depuis la planification tridimensionnelle (3D Planning), en passant par le calcul des doses appropriées pour chaque patient, jusqu'à l'exécution du traitement.

Une partie importante de ce chapitre a été consacrée à l'étude des composants de l'appareil de radiothérapie, notamment la tête de l'accélérateur linéaire (Linear Accelerator Head), responsable de l'orientation précise des faisceaux vers la tumeur. Le concept du point isocentrique (Isocentre) a également été abordé, étant la référence utilisée lors de la planification thérapeutique pour un alignement précis du faisceau et une optimisation du ciblage tumoral tout en minimisant les dommages aux tissus sains.

Dans la partie pratique de ce travail, une étude comparative a été réalisée au Centre de Lutte Contre le Cancer de la wilaya de Sétif, portant sur huit cas cliniques de patients atteints de cancer du sein gauche non opéré. L'étude s'est concentrée sur la comparaison entre deux techniques de radiothérapie :

Premièrement : la technique à isocentre unique (Single Isocentre), où la zone du sein et les ganglions lymphatiques sont traités avec un seul point de rayonnement.

Deuxièmement : la technique à double isocentre (Dual Isocentre), où le sein et les ganglions lymphatiques sont traités séparément avec deux centres de rayonnement.

L'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) a été utilisé pour le calcul des doses, avec l'emploi d'un dosimètre 2D pour mesurer la distribution

des radiations. Cette comparaison visait à évaluer les différences en termes de précision de couverture, de niveau d'exposition des organes sains (notamment le cœur et le poumon gauche) et d'efficacité du schéma de distribution de dose dans chaque technique.



Chapitre I :
Anatomie du sein

1. Introduction :

Le corps humain est un chef-d'œuvre d'organisation. Tous ses organes sont de petites merveilles, dans leur structure, leur fonctionnement et la façon dont ils sont intégrés au grand tout de l'organisme. À partir de là, je me concentrerai sur l'organe du sein le figure (I.1) .

2. Anatomie de sein :

Le sein est un organe globuleux et pair contenant la glande mammaire. Les 2 seins occupent la partie antéro-supérieur du thorax, de part et d'autre du sternum, en avant des muscles pectoraux ,Le sein est composé d'une glande mammaire, de fibres de soutien (ligaments de Cooper) et de graisse (tissu adipeux); le tout est recouvert par la peau. La quantité de chacune de ses composantes peut varier d'une femme à l'autre. Chez l'homme, le sein se compose aussi de tissu graisseux, de canaux et de lobules, mais qui sont en moins grand nombre que chez la femme.

Le sein est situé par-dessus le muscle pectoral. On trouve également dans le sein, des nerfs, des vaisseaux sanguins et lymphatiques. La glande mammaire est divisée en 15 à 20 sections qu'on appelle lobes, chaque lobe est composé de 20 à 40 lobules, et chaque lobule contient 10 à 100 alvéoles. Ceux-ci sont reliés à des canaux qui se rendent sous le mamelon (situé au centre du sein). On peut également observer des chaînes de ganglions lymphatiques qui filtrent les microbes et protègent le corps contre l'infection et la maladie [1] voir le figure(I.2) .

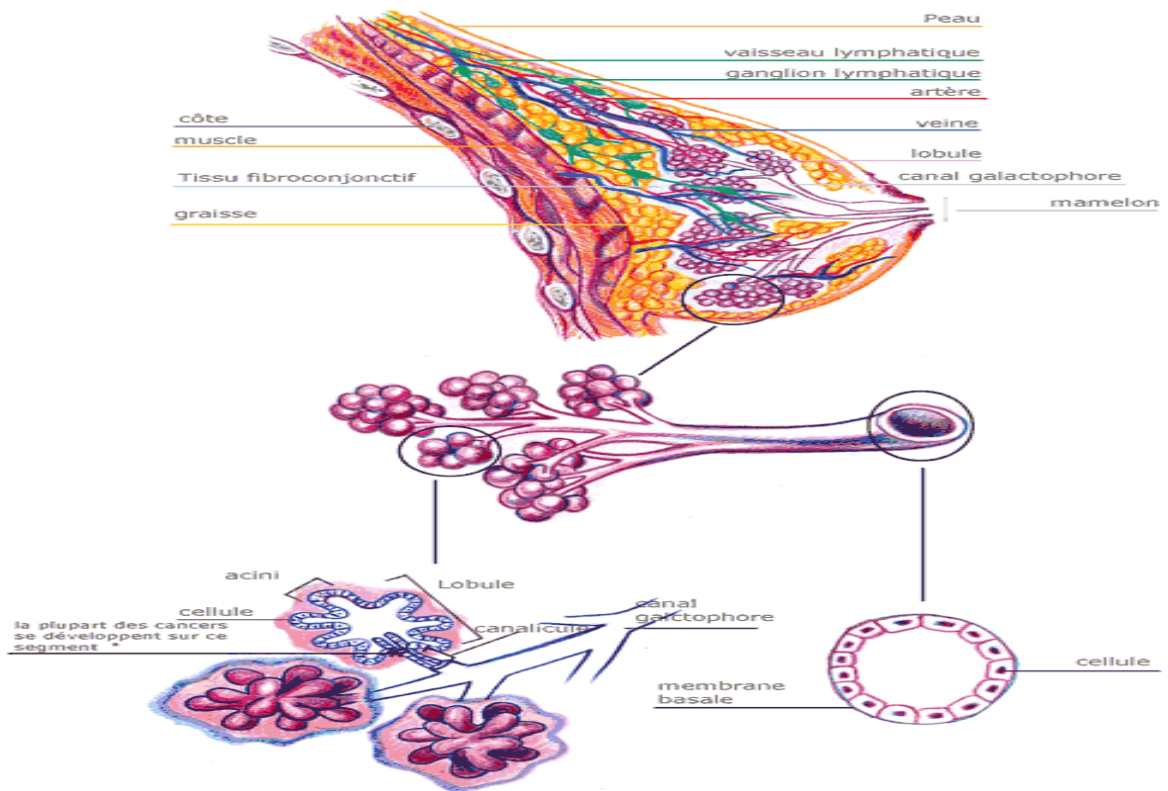
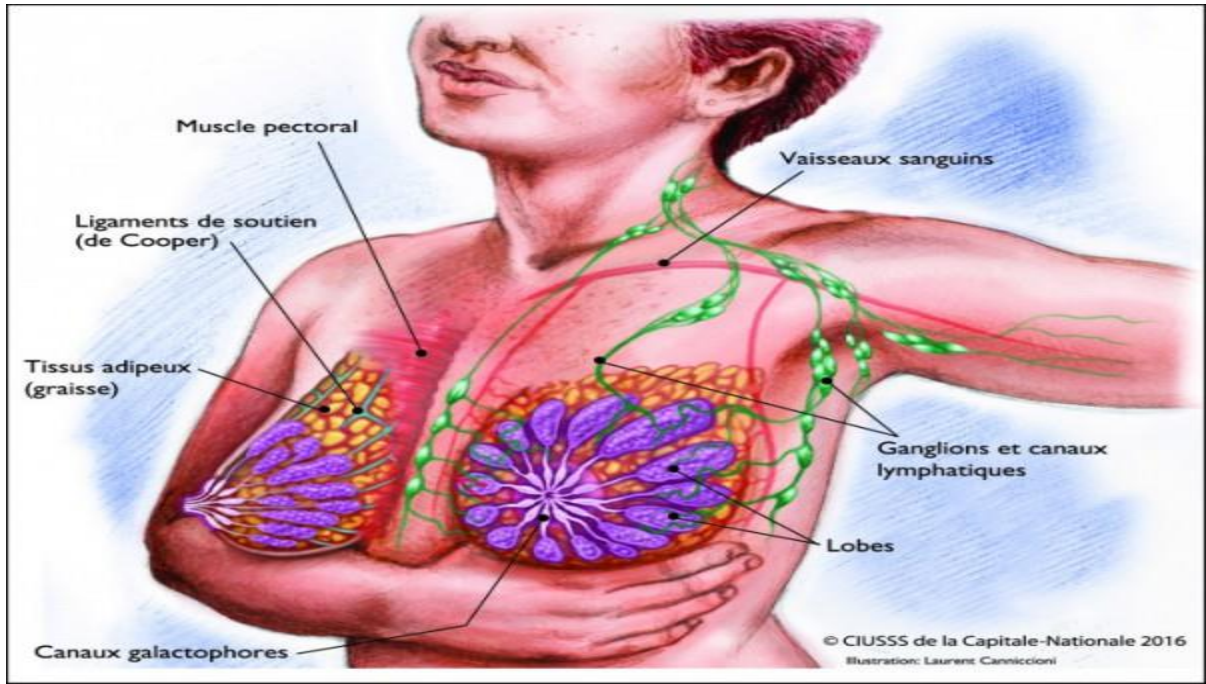


Figure (I.1) : Anatomie du sein et drainage lymphatique

Anatomie du sein avec il lustration [2] :

1 Mamelon

2 Aréole mammaire

3 Sinus lactifère

4 Lobule de tissu adipeux

5 Ligaments suspenseur

6 Alvéole

7 . 2° Côte

8 Espace (bourse) rétro-mammaire

9 Tissu sous-cutane

10 M.petit pectoral

11 M. grand pectoral

12 . 4° Espace intercostal

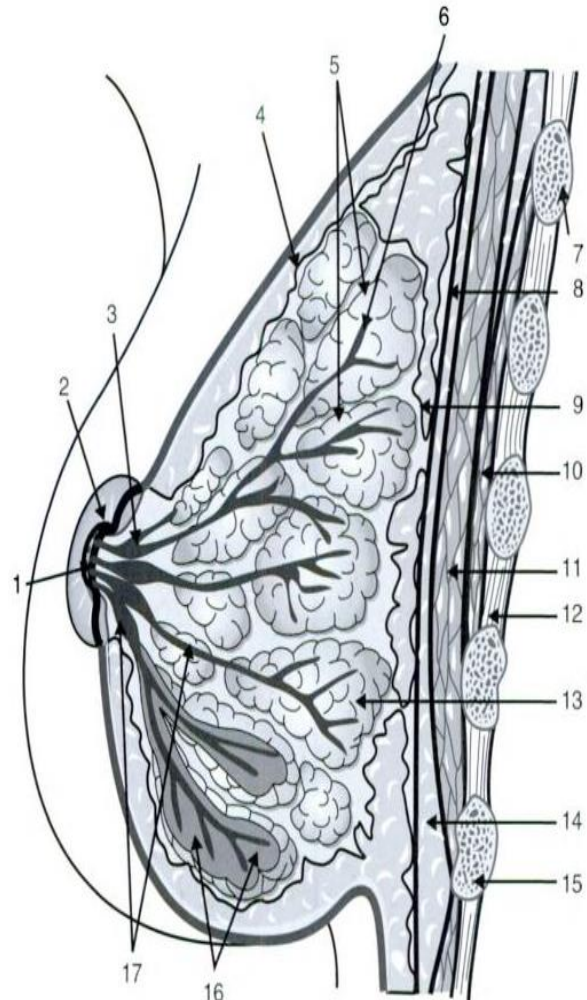
13 Lobules de la glande mammaire (au repos)

14 Facial pectoral

15. 6° Côte

16 Lobules de la glande mammaire (lactation)

17 Conduits lactifères



FIGURE(I.2) : Anatomie détaillée du sein féminin
En coupe sagittale .

Le sein est divisé en 4 quadrants et une région centrale (**figure I.2**) :

- ❖ Quadrant supéro-externe (QSE)
- ❖ Quadrant supéro-interne (QSI)
- ❖ Quadrant inféro-externe (QIE)
- ❖ Quadrant inféro-interne (QII)
- ❖ Plaque aréolo-mamelonnaire (PAM) [3].

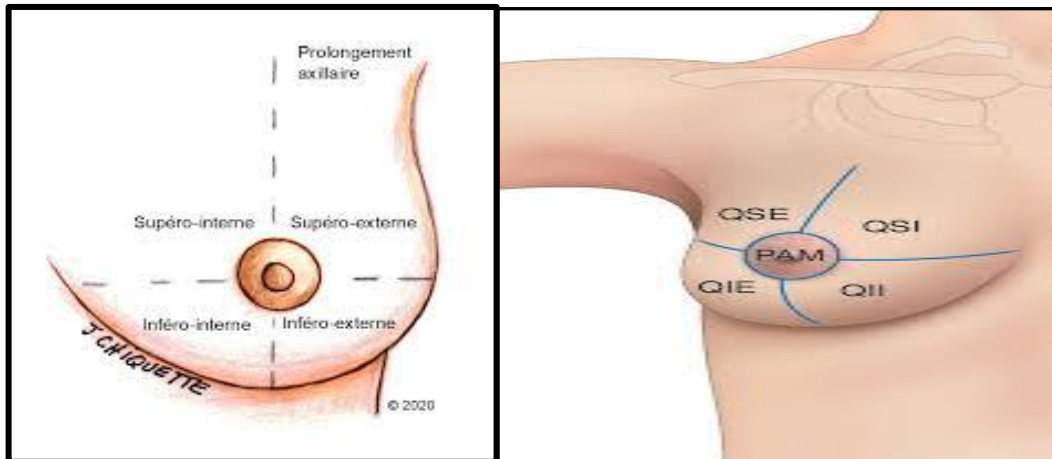


Figure (I.3) : Division du sein en quadrants.

Est divisé aussi en 4 segments (**figure I.4**) :

- ✓ Segment 1 : représenté par la partie thoracique antérieur allant de la clavicule jusqu'a au sillon sus-mammaire.
- ✓ Segment 2 : s'étendant du sillon sus-mammaire au bord supérieur de la PAM .
- ✓ Segment 3 : s'étendant du bord inferieur de la PAM au sillon sous- mammaire.
- ✓ Segment 4 : s'étendant du sillon sous – mammaire au rebord costal [3].

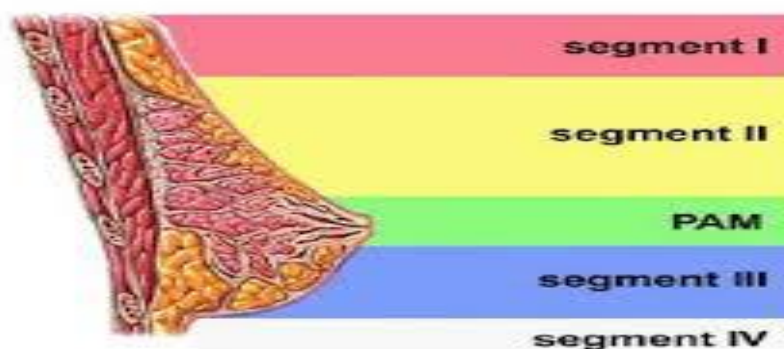
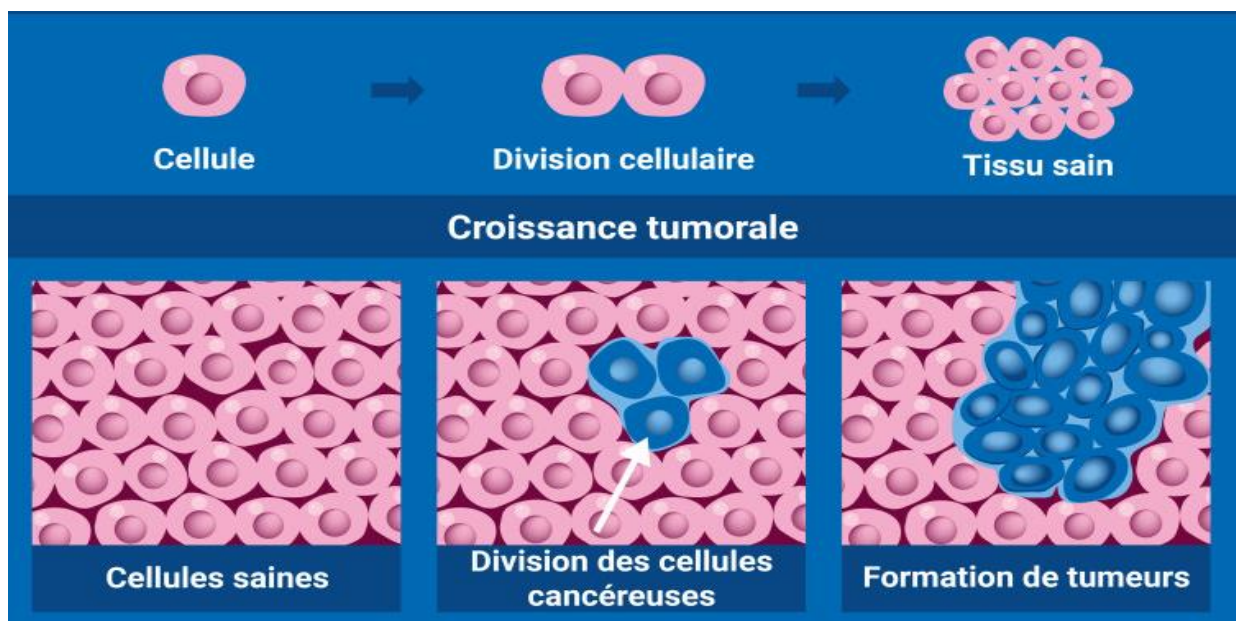


Figure (I.4) : Segmentation verticale de l'anatomie du sein selon modèle des 4-sigma

3. Le cancer de sein :

Le cancer du sein est Il s'agit du type de cancer le plus répandu chez les femmes, en particulier chez les femmes de plus de 40 ans, et un peu chez les hommes également, et il est considéré comme un problème de santé publique important. Grâce aux programmes de dépistage et aux progrès thérapeutiques, le taux de guérison de ce type de cancer augmente, améliorant ainsi les chances de survie.

Le cancer du sein est une tumeur maligne qui se développe à partir des cellules qui composent la glande mammaire figure (I.1). Initialement, une cellule normale, dont les gènes ont subi des modifications pour diverses raisons, se développe de manière chaotique, donnant naissance à une masse de cellules cancéreuses. Dans un premier temps, la tumeur reste confinée à l'endroit où elle s'est formée le figure(I.5) Cependant, au fur et à mesure de leur développement, les cellules cancéreuses peuvent se propager localement et envahir les organes voisins (extension locale puis régionale) ou par voie sanguine ou lymphatique vers des organes distants et produire des métastases. [4]



Figure(I.5) : Formation des cellules saines et des cellules tumorales .

9.1. Classification de cancer du sein :

La classification ou la stadification consiste à définir la taille de la tumeur et à vérifier si elle s'est développée au-delà du site où elle a pris naissance. Ceci permet une meilleure organisation de la prise en charge et une meilleure évaluation pronostique [5].

Le système le plus fréquemment utilisé pour déterminer le stade du cancer du sein est la classification TNM, elle repose sur trois (3) critères :

- **T** : pour la taille et l'infiltration de la tumeur, allant de Tx (tumeur non évaluable) à T4.
- **N** : pour le degré d'envahissement des ganglions lymphatiques, allant de Nx (envahissement des ganglions non évaluable) à N3.
- **M** : pour la présence ou non de métastases à distance ; avec Mx (renseignements insuffisants pour classer les métastases), M0 (absence de métastase) ou M1 (présence de métastases).

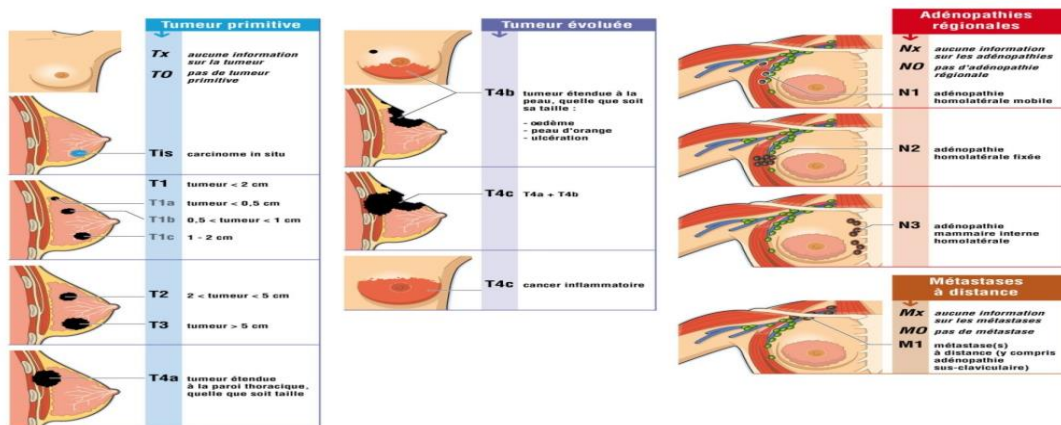
Tableau(I.1) : Classification TNM du cancer du sein [3].

<p>T (Taille de la tumeur)</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Tx = Détermination de la tumeur primitive impossible. ▪ T0 = Pas de signes de tumeur primitive (tumeur non palpable). ▪ Tis = Carcinome in situ. ▪ T1 = Tumeur ≤ 2 cm dans sa plus grande dimension. ▪ T2 = 2 cm < Tumeur ≤ 5 cm dans sa plus grande dimension. ▪ T3 = Tumeur > 5 cm dans sa plus grande dimension. ▪ T4 = Tumeur de toute taille avec extension directe à la paroi thoracique (comprend les côtes, les muscles intercostaux et grand dentelé, mais ne comprend pas le muscle pectoral) ou à la peau
<p>N (Adénopathie)</p>	<p>Nx = Appréciation impossible de l'atteinte ganglionnaire.</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ N0 = Absence de signe d'envahissement ganglionnaire régional. ▪ N1 = Ganglions axillaires homolatéraux suspects mobiles. ▪ N2 = Ganglions axillaires homolatéraux suspects fixés entre eux ou à d'autres structures, ou présence clinique d'adénopathies mammaire internes en l'absence d'adénopathies cliniques axillaires. ▪ N3 = Ganglions sous-claviculaires homolatéraux ou mammaires internes avec présence d'adénopathies axillaires ganglions sus-claviculaires présents.
<p>M (métastase à distance)</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Mx = Détermination impossible de l'extension métastatique. ▪ M0 = Absence de métastases retrouvées. ▪ M1 = Présence de métastase (ADP sous-claviculaires comprises).

- Classification en stades :

Tableau(I.2) : La classification en stades de progression [3].

Stade		TNM
Stade 0		Tis N0 M0
Stade I		T1 N0 M0
Stade IIA		T0 N1 M0
		T1 N1 M0
		T2 N0 M0
Stade IIB		T2 N1 M0
		T3 N0 M0
Stade IIIA		T0 N2 M0
		T1 N2 M0
		T2 N2 M0
		T3 N1 M
		T3 N2 M0
Stade IIIB		T4 N0 M0
		T4 N1 M0
		T4 N2 M0
Stade IIIC		Tout T N3 M0
Stade IV	Tous T Tous N M1	



Figure(I.6) : Classification internationale TNM pour chaque cancer.

9.2. Causes du cancer du sein :

➤ Hormonaux :

- La puberté précoce avant l'âge de 12 ans
- Ménopause tardive après l'âge de 55 ans
- Absence d'allaitement
- Nulliparité
- 1ère grossesse tardive après 35 ans
- Traitement hormonal substitutif de la ménopause

➤ Facteurs héréditaires :

- Antécédents personnels de cancer du sein, de l'ovaire, de l'endomètre ou un cancer colorectal
- Antécédents familiaux de 1er ou 2ème degré de cancer du sein

➤ Lésions précancéreuses :

- Hyperplasie atypique canalaire ou lobulaire
- Les papillomes intra canalaire multiples.

➤ Environnementaux et diététique :

- Obésité
- Alcool, Tabac, stress
- Alimentation riche en graisse et en viande rouge
- Niveau socio économique élevé
- Irradiation thoracique antérieure (pour maladie d'hodgkin par exemple) [6]

9.3. Diagnostique :

Le cancer du sein est détecté par des conditions apparentes telles qu'une modification de la taille des seins et un écoulement des mamelons, une mammite ou par mammographie et échographie.

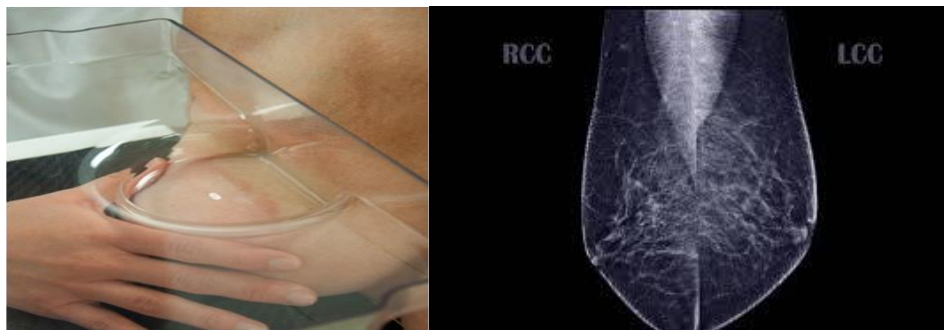
9.3.1. La Mammographie :

L'examen radiologique de référence pour l'exploration de la glande mammaire est la mammographie, réalisée en position debout avec le sein comprimé entre deux plaques et exposé à une source de rayons X. Deux incidences systématiques sont acquises : la projection crânio-caudale (CC) et la projection médio-latérale oblique (MLO) à 45 °, qui dégage le prolongement axillaire. Selon les besoins diagnostiques, d'autres incidences ciblées ou des agrandissements peuvent être ajoutés.

Dans la première incidence (CC), le sein est placé horizontalement sur la table de soutien et comprimé verticalement (0°) afin d'obtenir une image nette ; un repère externe identifie le côté : L-CC pour le sein gauche et R-CC pour le sein droit.

Dans la seconde incidence (MLO), la source est inclinée à environ 45° ; le sein et une portion de la paroi thoracique sont comprimés, puis des repères LMLO-G (sein gauche) ou LMLO-D (sein droit) sont apposés.

Les signes radiologiques évocateurs de malignité comprennent une opacité spéculée à contours irréguliers, des micro-calcifications regroupées, une taille radiologique souvent inférieure à la masse palpée cliniquement, ainsi que des altérations cutanées correspondantes.



Figure(I.7) : Mammographie en compression mammaire et image générée par traitement numérique associé.

9.3.2. Echographie Mammaire :

Il s'agit d'un examen réalisé en complément de la mammographie . généralement réalisée un médecin auprès d'une patiente .

9.3.3. L'IRM Mammaire :

Imagerie par résonance magnétique, c'est un examen avec une performance élevée qui permet une meilleure analyse des glandes mammaires en cas de difficultés diagnostiques, elle est indiquée à but diagnostique dans les situations suivantes :

- En cas de tumeur palpable mais non visible à l'écho mammographie
- Maladie de Paget du mamelon
- Carcinome lobulaire infiltrant : entité histologique avec risque élevé de multifocalité
- En cas de traitement conservateur, pour évaluer le volume mammaire[6].

9.4. Traitement :

Le cancer du sein peut être traité par chirurgie, consistant à enlever le sein atteint ou seulement la partie contenant la tumeur. Dans certains cas, une chimiothérapie est également

indiquée. Lorsque des cellules tumorales microscopiques sont présentes, mais non visibles à l'imagerie, ou lorsqu'elles sont localisées à proximité de structures sensibles telles que les nerfs, un traitement par radiothérapie est recommandé afin de cibler ces zones de manière précise et efficace.

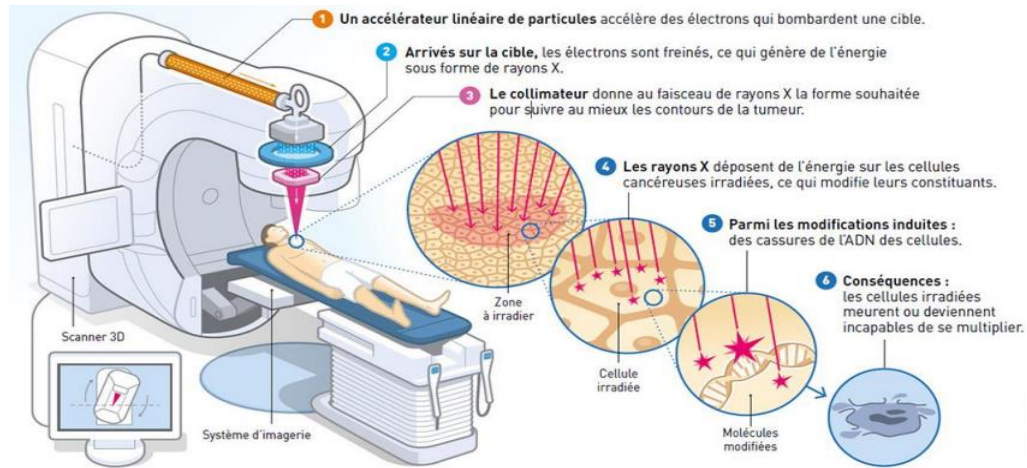


Figure (I.8) : Etapes de formation radiothérapie .

10. Conclusion :

En conclusion de ce premier chapitre, nous avons abordé en détail l'anatomie du sein, tant externe qu'interne, avant de nous pencher sur le cancer du sein, en mettant l'accent sur sa classification selon les recommandations médicales à travers le système TNM. Nous avons également présenté les principales causes de cette maladie ainsi que les méthodes de détection précoce. Dans le chapitre suivant, nous discuterons de l'une des principales méthodes de traitement du cancer du sein : la radiothérapie, en raison de son rôle essentiel dans la prise en charge thérapeutique globale.



CHAPITRE II :
LA RADIOTHÉRAPIE
CONFORMATIONNELLE 3D

1. Introduction :

La radiothérapie conformationnelle 3D est une technique médicale qui utilise les rayonnements ionisants pour détruire les cellules de tumeurs cancéreuses tout en épargnant les tissus sains. Elle est née avec la découverte des rayons X par W.K Röntgen en 1895. Son objectif est de délivrer de la manière la plus précise possible la dose de rayonnement prescrite au volume de la tumeur. Les appareils de radiothérapie moderne sont les accélérateurs linéaires de particules. Les faisceaux des appareils de radiothérapie les plus couramment employés dans les centres de radio-oncologie sont composés des photons et d'électrons de haute énergie . La radiothérapie peut être utilisée seule ou en association avec la chirurgie et la chimiothérapie .Elle

peut être externe (la téléthérapie est consiste à administrer des rayonnements à la zone de la tumeur au moyen d'un faisceau à haute énergie produit par un appareil de télécobalt ou un accélérateur linéaire.) ou interne (curiethérapie). Il est lié au type de tumeur, à son emplacement, à son stade et l'état général du patient .[7]

Lors de la radiothérapie conformationnelle 3D, les spécialistes tuent les cellules cancéreuses de l'organisme en les exposant à des rayonnements ionisants, tels que les rayons X, les rayons gamma, les électrons de haute énergie ou les particules lourdes. C'est l'un des traitements anticancéreux les plus utilisés : près de la moitié des patients doivent suivre une radiothérapie à un moment ou à un autre de l'évolution de la maladie .[8]

La radiothérapie conformationnelle 3D consiste à utiliser des doses de rayonnements ionisants avec précision pour endommager l'ADN des cellules cancéreuses. C'est l'ADN qui est à la base du processus de division cellulaire. Les rayonnements réduisent la tumeur et dans certains cas l'éliminent. Les spécialistes ont recours à la radiothérapie depuis les années 1890 pour traiter presque tous les types de cancer. Elle est utilisée seule ou en combinaison avec d'autres traitements, tels que la chimiothérapie ou la chirurgie, pour guérir les patients ou atténuer les symptômes.

2. Rayonnements utilisés en radiothérapie conformationnelle 3D :

2.1. Les électrons :

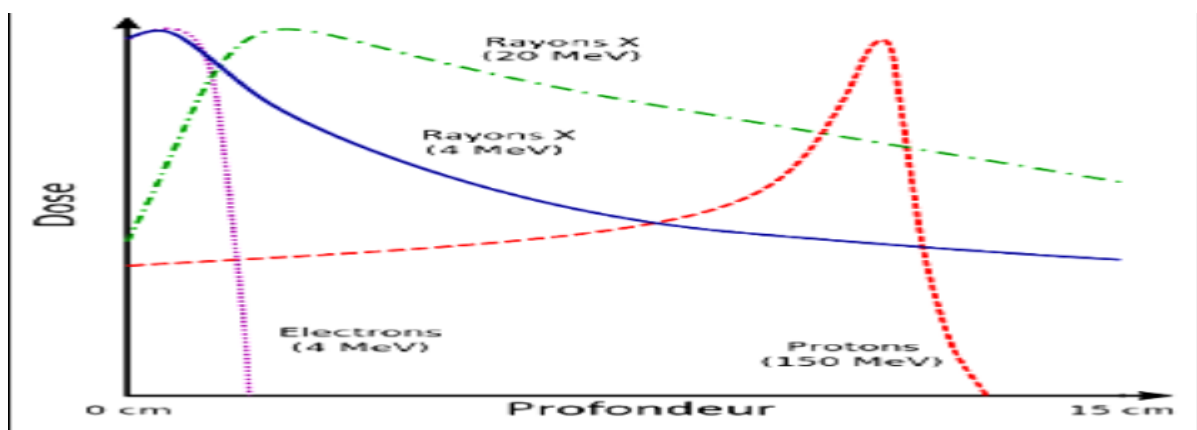
Les électrons sont des particules directement ionisantes, ils présentent de très fortes probabilités d'interaction avec les tissus et ont un faible parcours. Le dépôt de dose est assez homogène sur tout leur parcours, ils peuvent donc s'avérer très efficaces dans le traitement de tumeurs superficielles.

2.2. Les photons :

Les photons sont des rayonnements indirectement ionisants. Dans les accélérateurs linéaires, ils sont produits par interactions des électrons avec la cible généralement constituée de tungstène. Les photons sont utilisés en radiothérapie pour traiter des tumeurs plus profondes que celles traitées par des électrons.

2.3. Les protons :

Les caractéristiques physiques des protons leur donnent un avantage spécifique par rapport aux photons. Lorsqu'ils pénètrent dans les tissus, les protons déposent une grande partie de leur énergie à une profondeur donnée, aux niveaux du pic de Bragg. La profondeur du pic de Bragg dans les tissus dépend de l'énergie et peut donc être ajustée en fonction de la profondeur de la tumeur à irradier. Ce qui protège totalement les structures saines qui se trouvent derrière la tumeur.



Figure(II.1) : Modification du rayonnement en fonction de dose

3. Radiothérapie Externe et Interne :

3.1. Radiothérapie Externe :

La Radiothérapie Externe est une technique de radiothérapie reposant sur la localisation d'un faisceau de particules sur une partie du patient. Elle est qualifiée d'externe puisque la source des particules est à l'extérieur du corps, contrairement à la curiethérapie, d'invention plus récente, où les sources sont introduites dans le patient [9] . La radiothérapie externe exploite principalement des faisceaux de photons, au moyen d'un accélérateur linéaire de particules, ceux-ci permettant également l'emploi d'électrons. D'autres techniques mobilisent des faisceaux de neutrons, de protons ou d'ions lourds, tel le carbone.



Figure(II.2) : Radiothérapie externe pour CAC Sétif .

3.2. Radiothérapie Interne (La curiethérapie) :

La curiethérapie est une forme de traitement de radiothérapie local où une source radioactive est placée en contact direct avec la tumeur à l'intérieur du patient. Deux types de traitements sont disponibles : les traitements à haut débit de dose HDD (High Dose Delivery) , où la source est en contact restreint et surveillée avec la tumeur, et les traitements à bas débit de dose BDD (base de données des doses , où la ou les sources restent en contact permanent ou semi-permanent avec la tumeur [10]. Les traitements par HDD utilisent principalement des sources d'Iridium 192, émetteur d'électrons et de photons gamma, par exemple dans le traitement du cancer du col de l'utérus, tandis que les traitements à BDD utilisent des sources

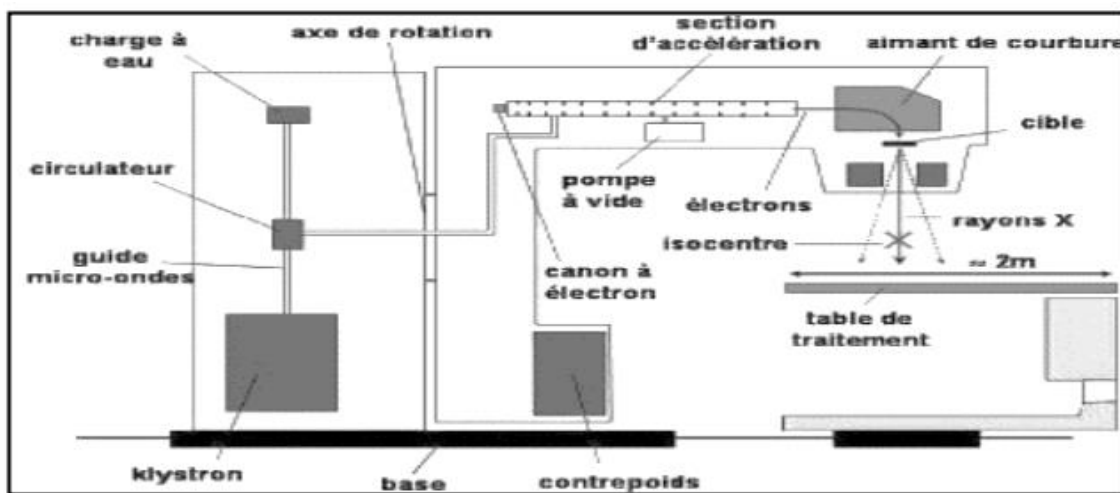
d'Iode 125, émetteur gamma, comme dans le traitement du cancer de la prostate, ou des sources bêta comme le Ruthénium 106, par exemple dans le traitement du cancer de l'œil.

4. Radiothérapie conformationnelle 3D et accélérateur :

La radiothérapie conformationnelle 3D consiste à exposer une partie précise du corps à des radiations, on utilise pour cela des radiations ionisantes : rayons X et électron produits par les accélérateurs de particules. Ces derniers sont des instruments qui utilisent des champs électriques ou magnétiques pour amener des particules chargées électriquement à des vitesses élevées. En d'autres termes, ils communiquent de l'énergie aux particules. On en distingue deux grandes catégories : les accélérateurs linéaires et les accélérateurs circulaires. Dans les accélérateurs linéaires, les particules accélérées se déplacent selon une trajectoire rectiligne et dans les accélérateurs circulaires, la trajectoire des particules accélérées est circulaire. [11]

5. Description générale d'accélérateur médical :

C'est une machine dédiée à produire des électrons accélérés et des rayons X de haute énergie pour le traitement en radiothérapie. Les tumeurs cancéreuses sont exposées soit à des électrons accélérés soit à des photons de haute énergie produits par la cible. Les accélérateurs médicaux sont des accélérateurs linéaires constitués d'un canon à électrons et d'un électroaimant. L'interposition d'une cible en tungstène génère des photons X. La figure (II.3) illustre de façon générale la structure d'un accélérateur médicale.



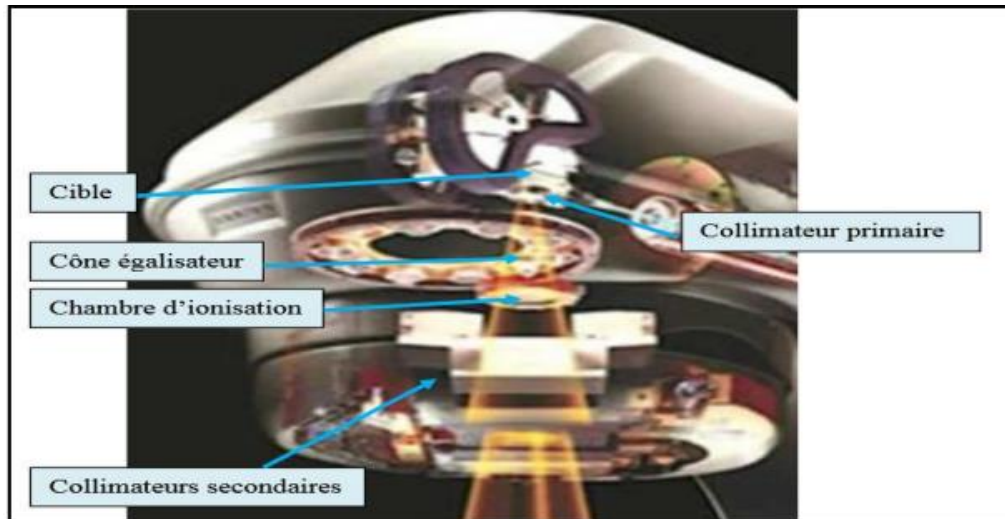
Figure(II.3) : Synoptique d'un accélérateur médical.

Les deux parties principales de l'accélérateur médical sont : une section accélératrice pour l'accélération des électrons qui viennent frapper une cible pour produire les photons et une tête pour la production, la collimation et la filtration du faisceau de photons pour l'usage en

radiothérapie. C'est la tête de l'accélérateur qui nous intéresse dans la simulation et nous allons la décrire dans ce qui suit.

5.1. La tête de l'accélérateur :

La tête de l'accélérateur où la tête de traitement est l'élément le plus important de l'accélérateur. Il est responsable de la production du faisceau clinique. Les composantes essentielles de la tête de l'accélérateur sont montrées dans la figure (8).



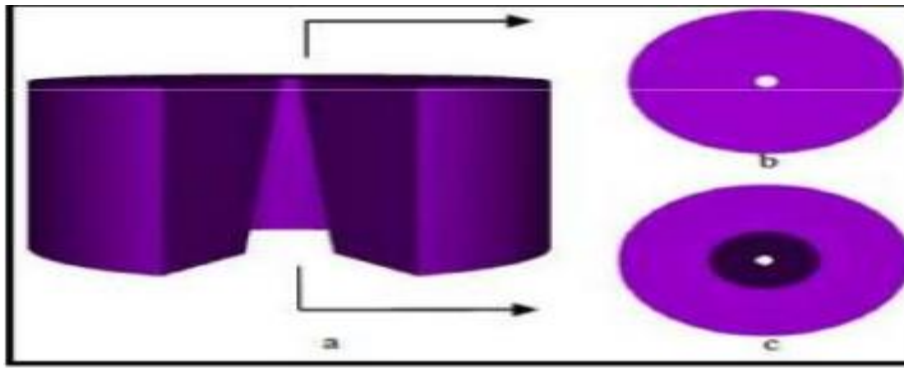
Figure(II.4) : La tête de l'accélérateur médical .

5.2.La cible :

La cible est constituée d'une plaque de tungstène de quelques millimètres d'épaisseur et d'une plaque de cuivre, le tungstène permet la production de photons principalement par rayonnement de freinage alors que le cuivre est utilisé pour stopper les rayons X de basse énergie inutile au traitement, car trop peu pénétrants, et pour dissiper rapidement la chaleur.

5.3.Le collimateur primaire :

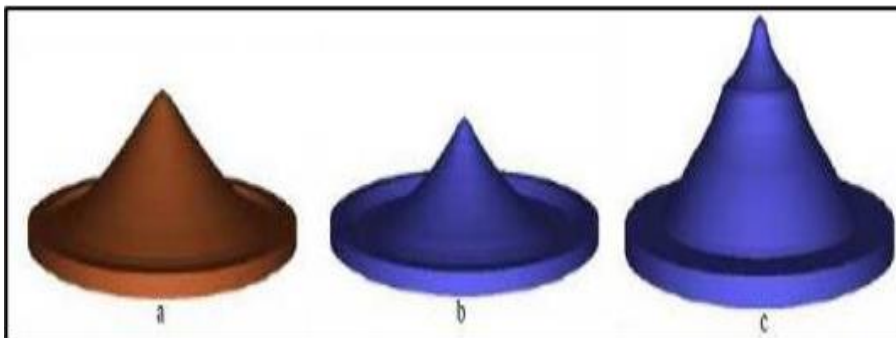
Le collimateur primaire est situé directement après la cible de production de photons, il limite les photons afin qu'ils soient dirigés vers le patient. Le collimateur primaire est généralement de forme conique, il est constitué généralement de matériau de numéro atomique Z élevé (composé d'un bloc en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



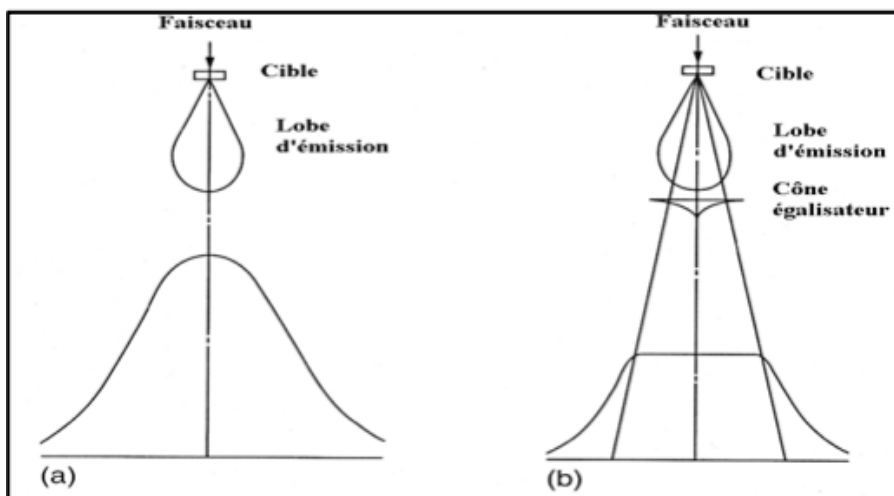
Figure(II.5) : Collimateur primaire.

5.4.Cône égalisateur :

Le cône égalisateur est situé directement après le collimateur primaire de forme conique. Le cône égalisateur peut être en acier, en tungstène ou en cuivre, il est uniquement présent dans la tête de l'accélérateur pour qu'il soit utilisé en mode photon afin d'homogénéiser le faisceau.



Figure(II.6) : Représentation en trois dimensions d'un Cône

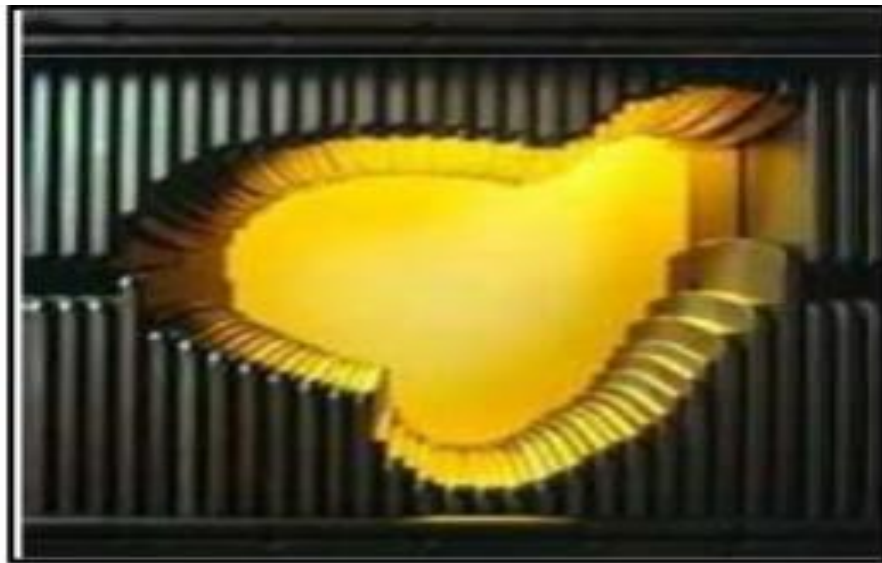


Figure(II.7) : Le rôle du cône égalisateur .

5.5. Collimateur multi-lames :

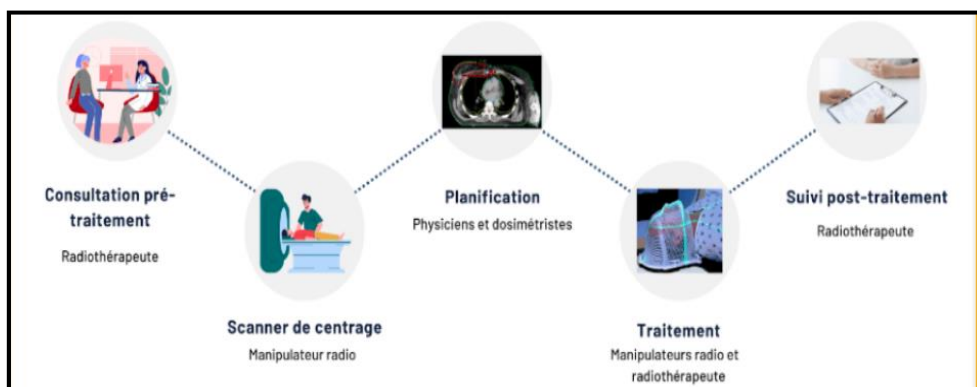
Ce type de collimateur est essentiel pour donner des traitements en radiothérapie conformationnelle. Il consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène ou en plomb disposées en deux rangées opposées soit un total de 80 à 120 lames. Les lames peuvent être déplacées individuellement afin de moduler la forme du champ d'irradiation pour permettre de s'adapter à la forme de la tumeur, il y a deux fonctions :

- ✓ Délimiter un faisceau d'irradiation de forme complexe.
- ✓ Moduler l'intensité du faisceau pendant le traitement.



Figure(II.8) : Collimateur multi-lames.

6. Étapes Radiothérapie :



Figure(II.10) : Les de Etapes de traitement en radiothérapie .

6.1.Consultation initiale avec le radiothérapeute Lors de cette première rencontre, le médecin radiothérapeute :

- Analyse votre dossier médical et vos antécédents.
- Discute des différentes options thérapeutiques adaptées à votre situation.
- Explique les objectifs du traitement, ses bénéfices potentiels et les effets secondaires possibles.
- Prescrit, si nécessaire, des examens complémentaires pour affiner le plan de traitement.

6.2.Simulation et planification (centrage):

- Réaliser un scanner de simulation pour déterminer précisément la zone à traiter.
- Utiliser des systèmes d'immobilisation pour garantir une position reproductible lors de chaque séance.
- Marquer des repères sur la peau ou effectuer de petits tatouages pour assurer un alignement précis des faisceaux de radiation.



Figure(II.11) : Centrage (simulation) .

➤ Les Accessoires :

Lors de l'étape de centrage en radiothérapie pour un cancer du sein, divers accessoires de positionnement sont utilisés afin d'assurer une immobilisation précise et reproductible du patient. Ces accessoires permettent d'optimiser l'efficacité du traitement tout en réduisant l'irradiation des tissus sains.

Principaux accessoires utilisés :

1. Planche de contention (ou planche à sein) : Support incliné qui permet de positionner la patiente en décubitus dorsal (allongée sur le dos) avec une élévation du thorax. Favorise un meilleur accès à la zone mammaire et axillaire.

2. Appuie-tête : Utilisé pour soutenir la tête et le cou dans une position confortable et stable. Ajusté selon la morphologie de la patiente.
3. Support pour bras (ou repose-bras) : Permet de positionner les bras au-dessus de la tête pour dégager la zone à traiter. Assure une immobilisation confortable et reproductible.
4. Cales sous les genoux : Placées sous les genoux pour améliorer le confort et réduire les tensions musculaires.
5. Système de contention personnalisé (masques thermoplastiques ou coussins moulés) : Dans certains cas, des coussins à dépression sont utilisés pour s'adapter à la morphologie de la patiente et assurer une immobilisation optimale
6. Tatouages ou marques cutanées : Petits repères appliqués sur la peau pour assurer le repositionnement précis lors des séances de traitement.

Ces accessoires sont choisis en fonction de la morphologie de la patiente, du type de cancer du sein traité et de la technique de radiothérapie utilisée.



Figure (II.12) : Les accessoires radiothérapie du sein

6.3. Dosimétrie et élaboration du plan de traitement Les données recueillies lors de la simulation sont utilisées pour :

- Calculer la dose optimale de radiation à administrer.
- Définir les angles d'irradiation et les modalités techniques pour cibler efficacement la tumeur tout en préservant les tissus sains environnants.
- Valider le plan de traitement en collaboration avec une équipe multidisciplinaire.



Figure(II.13) : La salle dosimétrie

6.4.Séances de radiothérapie Le traitement se déroule généralement comme suit :

- Des séances quotidiennes, du lundi au vendredi, sur une période de plusieurs semaines.
- Chaque séance dure quelques minutes, durant lesquelles vous êtes positionné avec précision selon les repères établis.
- Le processus est indolore, et une équipe de professionnels surveille en permanence le bon déroulement de chaque session.



Figure(II.14) : La salle radiothérapie .

6.5.Suivi pendant le traitement tout au long de la radiothérapie :

- Des consultations régulières sont programmées pour évaluer votre tolérance au traitement.
- Les effets secondaires éventuels sont pris en charge de manière proactive.
- Des ajustements peuvent être apportés au plan initial en fonction de votre réponse au traitement.

6.6.Fin du traitement et suivi post-thérapeutique après la dernière séance :

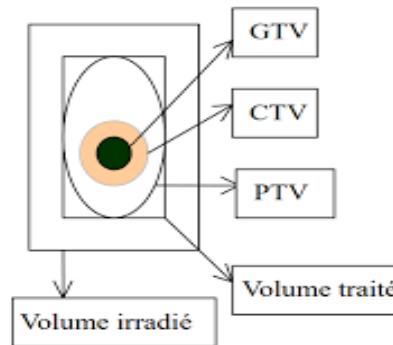
- Une consultation de clôture est organisée pour discuter des résultats obtenus et des prochaines étapes.

- Un programme de suivi personnalisé est mis en place, incluant des rendez-vous réguliers et des examens complémentaires pour surveiller votre état de santé à long terme.[12]

7. Planification Du Traitement :

La planification d'une radiothérapie 3D-conformation elle permet de déterminer les volumes cibles et les organes à risque selon les définitions suivantes :

- **GTV** : « Gross Tumor volume », volume tumoral macroscopique.
- **CTV** : « Clinical Tumor volume », volume cible anatomoclinique ; maladie microscopique résiduelle.
- **PTV** : « planning Tumor volume » (internal margins + set-up margins), marges de sécurité pour mouvements internes du CTV et pour erreurs de repositionnement.[16]



Figure(II.15) : Volume cible.

8. Recommandations Pour La Définition Des Volumes D'organes A

Risque :

Les organes à risque sont des tissus normaux (par exemple, la moelle épinière) dont la sensibilité aux rayonnements peut influencer de manière significative la planification du traitement et / ou la dose prescrite. Les tissus d'un organe à risque peuvent être considérés comme étant fonctionnellement organisés en structures "séries", "parallèles" ou "séries-parallèles"[17].

Trois classes d'organes à risque ont été suggérées :

- * **La classe 1** : correspond aux organes critiques car susceptibles, en cas de lésions graves, d'entraîner la mort ou une morbidité sévère. Pour le sein, cette classe comprend le cœur, les poumons, l'œsophage, le plexus brachial.
- * **La classe 2** : correspond aux organes à risque dont la lésion est susceptible d'entraîner une morbidité modérée à faible. Pour le sein, cette classe comprend la thyroïde, larynx.

- * **La classe 3 :** correspond aux organes à risque dont la lésion conduit à une morbidité transitoire ou pas de morbidité (peau).

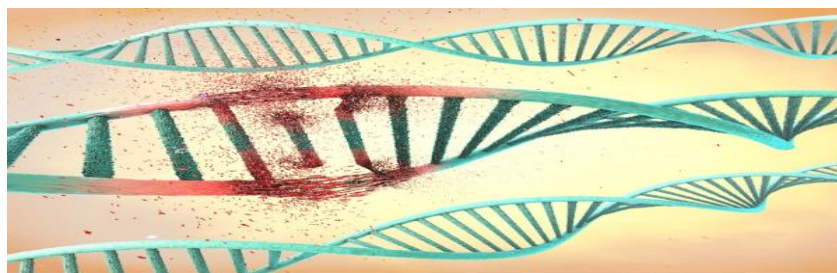
9. L'effet radio biologique d'irradiation :

Les rayonnements ionisants ont un effet sur les êtres vivants à un niveau atomique en ionisant les molécules à l'intérieur des cellules microscopiques qui constituent notre corps. Lorsqu'ils entrent en contact avec une cellule, quatre cas de figure peuvent se présenter :

- Ils traversent directement la cellule sans causer aucun dommage.
- Ils endommagent la cellule, mais celle-ci se répare spontanément.
- Ils altèrent la capacité de la cellule à se reproduire correctement par elle-même et provoquent parfois une mutation.
- Ils détruisent la cellule. La mort d'une cellule n'est pas préoccupante, mais si un trop grand nombre de cellules d'un organe comme le foie sont détruites d'un seul coup, l'organisme en mourra.

9.1. Action directe du rayonnement ionisant sur l'ADN :

L'ADN de nos cellules est continuellement exposé à des agents génotoxiques, par exemple, le rayonnement ultraviolet, des composés chimiques mutagènes d'origine naturelle ou industrielle et des espèces réactives de l'oxygène produites par le métabolisme respiratoire oxydant et les rayonnements ionisants. Lorsque les cellules sont exposées à des rayonnements ionisants, des dommages radio induits surviennent par action directe ou indirecte. On parle d'action directe lorsque des particules alpha ou bêta ou des rayons γ créent des ions qui séparent physiquement l'un des deux ou les deux squelettes sucre-phosphate ou brisent les paires de base de l'ADN.



Figure(II.16) : Action directe du rayonnement ionisant sur l'ADN .

9.2. Action indirecte du rayonnement ionisant sur l'ADN :

Les rayonnements ionisants peuvent aussi causer indirectement des dommages ou des lésions aux cellules en créant des radicaux libres. Les radicaux libres sont des molécules extrêmement réactives en raison de la présence d'électrons libres (ions), créés par la séparation

des molécules d'eau. Ils peuvent former des composés comme le peroxyde d'hydrogène ou le superoxyde, qui peuvent induire des réactions chimiques nocives au sein des cellules. Par suite de ces changements chimiques, les cellules peuvent subir divers changements structurels qui entraînent leur mort ou transforment leur fonction. [18]

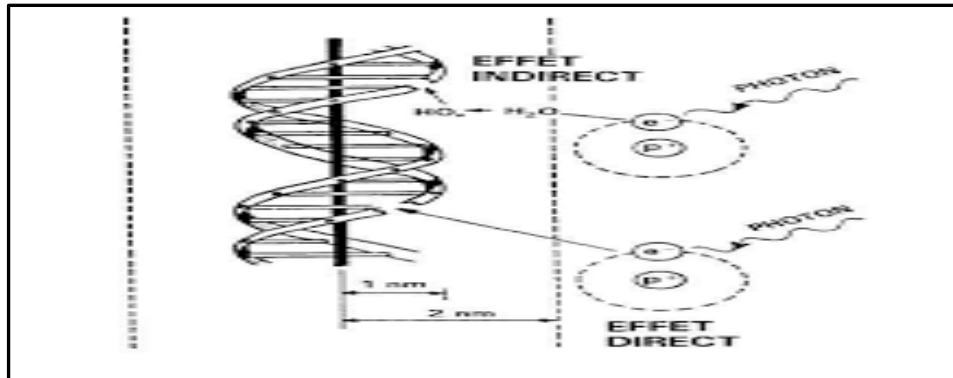


Figure (II.17) : Action indirecte et directe du rayonnement ionisant sur l'ADN.

10. Algorithme Analytique Anisotrope :

L'algorithme de calcul de la dose dans le TPS Eclipse est le «**Single Pencil Beam**» , avec pour la correction des hétérogénéités la loi de Batho[19] modifiée , cet algorithme avait plusieurs limites particulièrement dans les milieux hétérogènes .En 1995,Les bases de **AAA** ONT été lancées avec l'article de W . Ulmer et de D .Harder, «**A Triple Gaussian Pencil Beam Model For Photon Beam Treatment Planning** » [20] l'idée L'idée était de décrire la distribution de dose d'un faisceau de photons sous la forme de Gaussiennes.

La première version du AAA , basée sur des kernels décrits par trois Gaussiennes n'était pas satisfaisante pour la clinique [résultats non publiés]. En effet, seuls les champs ouverts simples en milieu homogène étaient bien décrits par l'algorithme, et dès lors que des faisceaux plus complexes étaient utilisés (MLC), les profils et les PDD n'étaient plus acceptables. Il en était de même dans des milieux hétérogènes [21].

L'implémentation de AAA dans le système de planification Eclipse a beaucoup évolué. Ces améliorations ont été réalisées au niveau de l'algorithme dans le but de mieux modéliser les hétérogénéités et d'augmenter la précision dans le calcul de la dose, ces développements sont d'ailleurs toujours en cours.

La plus grande modification apportée à l'algorithme est le remplacement des Gaussiennes par des exponentielles, dans le but de mieux modéliser la distribution de la dose.

10.1. Description de l'algorithme

Le **AAA** est l'algorithme de calcul de dose le plus récent à être mis en œuvre dans le système de planification de traitement Eclipse (Varian des Systèmes Médicaux, Palo Alto, CA, les USA) [22-23] ,C'est un modèle de type « convolution/superposition » qui utilise des données

dérivées de simulations Monte Carlo pour modéliser les photons primaires, la diffusion des photons extra focaux ainsi que les électrons créés au niveau des éléments diffusants situés dans la tête de l'accélérateur, il a été développé par Ulmer et al [24].

L'algorithme **AAA** utilise des paramètres spécifiques pré-calculé d'une unité de traitement de référence qui vont être adapté de manière optimale avec les données mesurées sous une unité de traitement clinique afin de construire un espace de phase qui définit la fluence et le spectre en énergie. La correction d'inhomogénéité est mise en œuvre par la graduation de photons et d'électrons dispersent de manière anisotrope, selon la distribution de densité électronique du tissu traité ainsi que son voisinage [24]. Tous les paramètres modélisés pour cet algorithme sont calculés dans un milieu équivalent-eau.

Les expressions physiques fondamentales dans le **AAA** permettent une convolution analytique, ce qui réduit de manière significative le temps de calcul, il tient compte des hétérogénéités des tissus de manière anisotrope en 3 D dans le voisinage d'un site d'interaction, d'où on obtient l'origine de nom « **Anisotropic Analytical Algorithm** ».

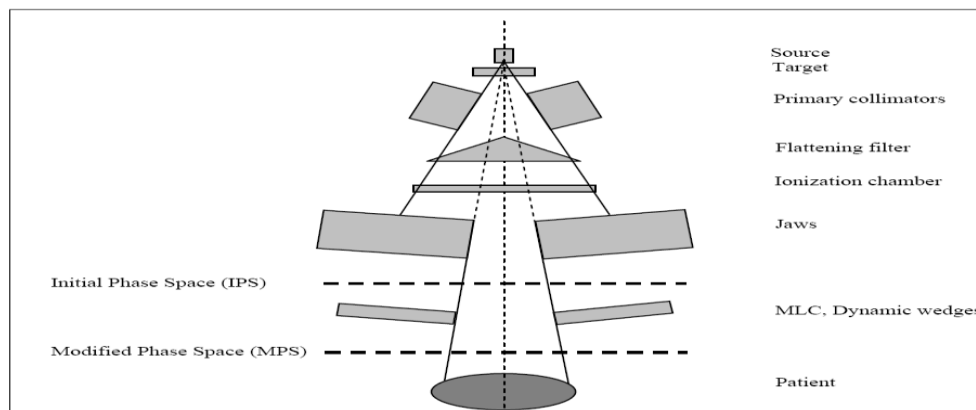


Figure (II.18) : Description des différents composants de l'unité de traitement d'un accélérateur Varian .

L'implémentation clinique de AAA est divisée en deux algorithmes [51,52] :

- L'algorithme de configuration.
- L'algorithme de calcul de dose.

L'algorithme de configuration, détermine les paramètres physiques fondamentaux requis pour le calcul de la dose. Le faisceau clinique est représenté dans le AAA en utilisant un modèle multi-source qui comporte les composantes principales suivantes :

- La fluence en énergie des photons primaires (source primaire).
- La fluence en énergie des photons extra-focaux (source extra-focale).
- La fluence des électrons de contamination et des photons diffusés (la contamination électronique) et les photons diffusés par le wedge (auquel nous ne nous intéresserons pas dans ce présent travail).

Le faisceau est divisé en mini-faisceaux β appelés « beamlets » de tailles finies. La section de ces beamlets à l'isocentre est déterminée par le choix de la résolution de la grille de calcul .

10.2. Modélisation de la source primaire :

Un photon primaire est un photon produit par bremsstrahlung au niveau de la cible de l'accélérateur et qui n'interagit avec aucun élément diffusant avant d'atteindre le patient.

La source de photon primaire est modélisée avec trois paramètres physiques fondamentaux : es spectres d'énergie de photon initiaux non atténués, qui sont pré calculé avec des méthodes MC. L'énergie moyenne en fonction de la distance radiale par rapport à l'axe central du faisceau, elle est utilisée pour déterminer le durcissement du faisceau. Le profil d'intensité radiale prend en compte la variation de l'intensité du faisceau (fluence) après le cône égalisateur, en fonction de la distance radiale [21- 25-26].

10.3.Modélisation de la source extra-focale (source secondaire) :

La source de photon extra-focale est modélisée comme une source virtuelle avec un profil de Gaussienne et localisée dans le plan du cône égalisateur. Cette seconde source est plus proche de l'isocentre et par cela produit un faisceau plus divergent que la source primaire.

Elle modélise les photons diffusés principalement par le cône égalisateur et par le collimateur primaire. De par sa position, la source extra-focale influx empiriquement sur l'énergie moyenne et l'intensité relative du spectre de photon extra-focal, en plus la variation en dehors du faisceau primaire n'est pas modélisée [21-25-27].

10.4. Modélisation de la contamination électronique :

Les électrons de contamination sont produits principalement du cône égalisateur, la chambre moniteur, le collimateur, les filtres. La contamination électronique est modélisée par une courbe qui décrit la dose relative due à la contamination électronique en fonction de la profondeur. Cette courbe est obtenue à l'aide d'un kernel paramétré par une somme de deux Gaussiennes, dont l'une a un sigma effectif très petit permettant de bien modéliser les électrons créés dans l'air. La contribution de ce paramètre est bien évidemment essentielle afin de bien modéliser la zone du build-up [28].

10.5. Modélisation du rayonnement diffusé dans le milieu irradié :

Ce modèle décrit la manière dont la dose est déposée à l'intérieur du patient. La totalité du faisceau qui entre dans le volume du patient est divisé en mini-faisceaux (beamlet) de taille uniforme (figure 21). Chaque mini-faisceau est modélisé en utilisant plusieurs kernels mono-énergétiques.

Ces kernels décrivent la manière avec laquelle la dose est déposée dans le patient, et ce pour différentes qualités de faisceaux. Ces kernels pour des pencil beams mono-énergétiques ont été calculé par des codes MC; leur somme construit les kernel poly-énergétique. Durant la phase de calcul en 3D, ces kernels sont également pondérés en fonction des densités réelles des tissus déterminés par les images CT.

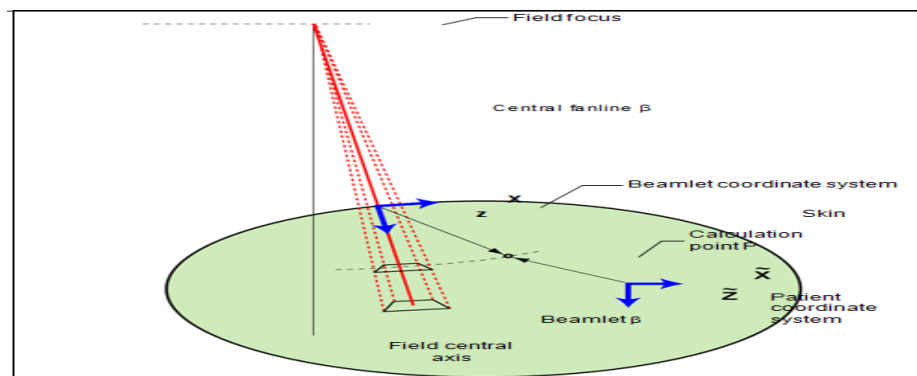


Figure (II.19) : Schématisation d'un beamlet dans le patient [29].

10.6. La section du mini-faisceau correspond à la résolution de la grille de calcul :

Le calcul de la dose est basé sur la convolution des sections de mini-faisceaux en séparant les photons primaires, les photons inclus dans la source secondaire et les électrons de contamination. La dose est convoluée en utilisant les paramètres définis pour chaque mini-faisceau. Toutes les fonctions dépendantes de la profondeur utilisée dans les convolutions des mini-faisceaux sont calculées le long de l'axe central du mini-faisceau. La dispersion latérale de dose due aux photons et aux électrons est définie sur la perpendiculaire sphérique sur l'axe central du mini-faisceau.

Le modèle AAA part du principe que la dose résultant de la diffusion des photons et des électrons peut être calculée séparément sur deux directions latérale et en profondeur. Le calcul du rayonnement diffusé dans un Voxel ainsi est réalisé par une superposition des contributions diffusées dans la direction de la profondeur et des contributions du diffusé provenant des Voxels environnants situés dans le plan perpendiculaire à la direction du mini-faisceau.

Le plan de calcul latéral a la forme d'un cercle dont le centre est situé au centre du faisceau.

L'utilisation de coordonnées sphériques permet de mieux modéliser les pencil beam dans le faisceau.

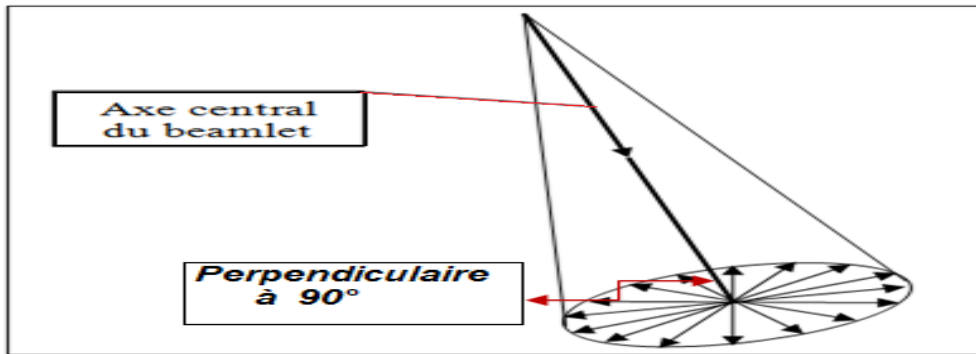


Figure (II.20) : Schéma de la prise en compte du diffusé dans le AAA dans la direction de la profondeur et perpendiculairement à la direction du beamlet [21] .

Pour effectuer les calculs en 3D, le volume du patient est divisé suivant une matrice de voxels de la dimension transverse de la grille de calcul. La géométrie du voxel est divergente afin d'aligner les coordonnées sur les axes des mini-faisceaux. Chaque voxel est associé à sa densité électronique moyenne calculée sur les images tomographiques du patient lié à la relation densité électronique – unités Hounsfield. La distribution tridimensionnelle de la dose est calculée à partir de convolutions séparées de la source primaire, de la source secondaire et de la contamination électronique. La convolution est réalisée pour tous les mini-faisceaux inclus dans le faisceau qui traverse le volume du patient. La distribution de dose finale est obtenue par simple superposition de la contribution de chaque mini-faisceau.

10.7. Calcul de la dose dans des faisceaux de photons :

Pour le calcul des photons, l'utilisation de la méthode MC consiste à un jeu de pencil beam mono énergétique, crée pour des rayonnements étroits. La convolution de la dose est réalisée dans le AAA en termes d'énergie. La contribution des photons primaires et extra-focaux est calculée de manière analogue, à l'exception de leurs compositions spectrales, de la position et la taille de leurs sources.

La distribution d'énergie due aux photons et résultant d'un beamlet β dans un milieu homogène suffisamment grand est calculée comme suit :

$$E_{ph,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \beta} K_{\beta}(u-x, v-y) du dv \dots\dots\dots(II.1)$$

Dans cette convolution, le point de calcul $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ est représenté par (x, y, z) dans le système de coordonnées centré sur le beamlet. La fluence Φ_β est supposée uniforme sur la surface d'intersection définie par le faisceau β . La fonction $I_\beta(z, \rho)$, déterminant l'intégrale de surface de l'énergie déposée à une profondeur z , est une fonction poly énergétique construite par superposition de fonctions de densité de dépôt d'énergie mono-énergétiques pré-calculées. Elle tient compte des hétérogénéités des tissus en utilisant le concept de la profondeur radiologique z' :

$$I_\beta(z, \rho) = I_\beta(z') \cdot \frac{\rho(x; y, z)}{\rho_{eau}} \dots\dots\dots(\text{II.2})$$

Avec

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(x; y, t)}{\rho_{eau}} dt \dots\dots\dots(\text{II.3})$$

où ρ est la densité électronique.

Les « photon scatter kernels » sont composés d'une somme pondérée de six fonctions exponentielles :

$$K_\beta(x, y, z) = \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r} \dots\dots\dots(\text{II.4})$$

Où : $r = \sqrt{x^2 + y^2} \dots\dots\dots(\text{II.5})$

La valeur z' est utilisée au lieu de z afin de prendre en compte des hétérogénéités entre le point de calcul et le point d'entrée du faisceau.

Les paramètres $c_k(z')$ et $\mu_k(z')$ du kernel poly-énergétique ; $K_\beta(x, y, z)$ sont déterminés en

effectuant un ajustement par les méthodes moindres carrés de la fonction $\frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r}$ sur les kernel déterminés par le Monte Carlo.

Pour tenir compte des hétérogénéités latéralement pour chaque beamlet, l'énergie est pondérée par la densité moyenne entre le point de calcul et l'origine du kernel.

En pratique, cela est réalisé en divisant le kernel de l'équation (II.9) en un nombre fini de rayons émergents de l'origine.

$$K_\beta(x, y, z) = \frac{\rho_{eau}}{\rho(x, y, z)} \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r_d(x, y, \rho)} \dots\dots\dots(\text{II.6})$$

Où :

$r_d(x, y, \rho)$ est la distance radiologique du kernel origine $(0,0,z)$ à (x,y,z) selon le rayon R qui

$$r_d(x, y, \rho) = \int_R \frac{\rho(\vec{p})}{\rho_{eau}} |d\vec{t}| \dots\dots\dots(\text{II.7})$$
 passe par (x,y)

10.8. Calcul de la contribution des électrons de contamination :

Pour les électrons de contamination, le kernel se dispersant est mesuré d'une façon conventionnelle par une fonction de distribution Gaussien qui dépend de la profondeur et la détermination de la densité par la méthode monté Carlo. La fluence électronique est modelée comme une convolution du rayonnement primaire avec une fonction de Gaussien modélisant la diffusion latérale causée par la source finie. La dose déposée par les électrons de contamination est calculée comme la circonvolution de cette fluence d'électron avec une autre fonction de Gaussien modélisant la diffusion latérale des électrons dans l'eau, multipliée avec la déposition d'énergie électronique comme une fonction de profondeur [27-20].

10.9. Calcul de la distribution de dose totale :

L'énergie totale absorbée E en un point arbitraire du patient est obtenue par superposition des différentes contributions énergétiques provenant des photons primaires, des photons extra-focaux et des électrons de contamination pour tous les beamlets individuels [25] .L'étape finale consiste à convertir l'énergie absorbée en dose. Avec l'approximation que la densité peut être convertie en épaisseur équivalent eau, alors la dose est exprimée en fonction du rapport des densités [30].

$$D(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = E(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) \cdot \frac{\rho_{eau}}{\rho(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})} \dots\dots\dots(\text{II.8})$$

10.10. Calcul des Unités Moniteurs (UM) :

Le calcul final d'UM dépend de la dose prescrite, de la normalisation du plan, du poids du champ, de la normalisation du champ et du facteur de normalisation déterminé par l'algorithme de calcul de la dose. Ce facteur de normalisation déterminé par le AAA est le nombre d'UM pour un Gy à 100% du champ courant. Le AAA calcule ce facteur de normalisation UM_{norm} en utilisant l'équation suivante [2] :

$$UM_{norm} = CBSF(X, Y) \times \left(\frac{UM_{calib}}{D_{calib}} \right) \dots\dots\dots(\text{II.9})$$

Avec :

CBSF : Le « Collimator Backs catter Factor » pour un champ ouvert (X, Y) .

(X,Y) : il dépend de la diffusion dans le fantôme, de la diffusion dans la tête de l'accélérateur et des Output Factors (OF).

MU_{calib} : La dose de référence en UM à la profondeur de calibration.

D_{ref} : La dose calculée par le AAA pour les conditions de référence.

$D_{\text{norm}}(\mathbf{X}, \mathbf{Y})$: La dose calculée par le AAA au point de normalisation du champ.

Les OF ont été mesurés et entrés dans la configuration du faisceau pour différentes tailles de champs. Le CBSF à la chambre moniteur suivra donc la formule suivante :

$$OF = (PSF + HSF) * CBS) \dots \dots \dots (II.10)$$

Le « Phantom Scatter Factor » (PSF) est dérivé de calculs basés sur des kernels Monte Carlo. Il représente la contribution à la dose due au diffusé provenant du fantôme .

Le « Head Scatter Factor » (HSF) représente le changement de la fluence des photons par UM à la surface du fantôme en fonction de l'ouverture des mâchoires, tenant compte ainsi du rétrodiffusé dans la chambre moniteur et des photons secondaires provenant de la tête de l'accélérateur [31]. Il est calculé en utilisant les paramètres de la source secondaire.

11. Isocentre

11.1 Définition Isocentre :

Point de convergence des axes des faisceaux de toutes incidences dans les appareils où la source peut décrire une rotation autour du patient. Pour tenir compte des imperfections mécaniques inévitables, en particulier de la déformation du bras de l'appareil selon son orientation, il est défini comme le centre du petit cercle enveloppé par l'axe du faisceau au cours d'une rotation.

11.2. Montage iso centrique :

Support mécanique d'une source de rayonnement permettant de la faire tourner dans un plan vertical autour d'un centre de rotation, par lequel passe l'axe du collimateur quelle que soit l'orientation.

Le système permet une mise en place commode et précise des faisceaux d'incidence variée en radiothérapie avec faisceaux fixes ou en cyclothérapie, le centre du volume-cible étant positionné au centre de rotation ou à son voisinage. La distance entre la source et l'axe de rotation (DSA) est de 60 à 120 cm et Stender est 1m , selon le débit de la source. [32]

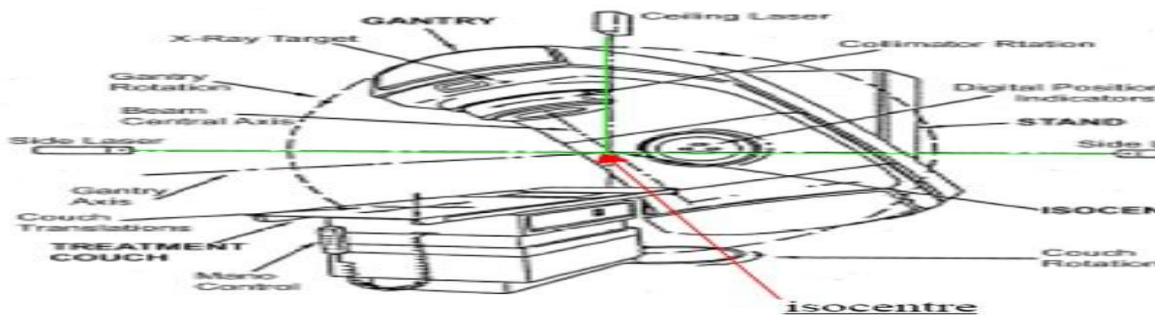


Figure (II. 21) : isocentre [33].

12. Conclusion :

La radiothérapie constitue une méthode essentielle dans le traitement du cancer. Depuis 1896, des médecins et chercheurs, tels qu'Emil Grubbe aux États-Unis, ont commencé à utiliser les rayonnements à des fins thérapeutiques. Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents types de rayonnements utilisés en radiothérapie, en mettant particulièrement l'accent sur la radiothérapie externe, notamment en raison de son utilisation fréquente dans le traitement du cancer du sein.

Une description générale de l'appareil a été suivie d'une analyse détaillée de la tête de l'accélérateur linéaire et de ses composants. Par la suite, nous avons abordé les différentes étapes du traitement radio thérapeutique ainsi que les outils nécessaires pour faciliter le diagnostic et la thérapie. Les recommandations de l'ICRU en matière de radiothérapie ont également été présentées, avec une explication approfondie du plan de traitement, concluant ainsi par le concept clé de la centralisation de la dose.



PARTIE PRATIQUE :

PATIENTES ET

MÉTHODE

1. Objectif De Recherche :

Dans ce travail de Master, nous allons également mener une étude dosimétrique comparative entre ces deux techniques de radiothérapie conformationnelle 3D, Mono isocentrique et à deux isocentres dans le cas du Cancer du sein. Nous allons comparer plusieurs éléments dosimétriques ; les différents DVH obtenus à l'issue de la planification ainsi que la dose reçue au PTV et aux OAR.

1.1. Méthodologie

1.1.1 Description des données

Notre recherche sera menée sur un échantillon de 08 patients. La base de donnée utilisée pour nos étude est composée des images scanner, acquises à l'aide d'un scanner dosimétrique SIEMENS SOMATOM, sont sélectionnés à partir du service de radiothérapie Oncologie de Sétif.

1.1.2 Prescription de dose

Après l'acquisition des images anatomiques à l'aide d'un scanner, le médecin commence à contourer les volumes cibles (PTV, CTV, GTV) et les différents organes à risques (Poumon, cœur, Sein droit, La prescription médicale était de 66 y sur le PTVtot.

Tableau (III.1) :prescription médicale.

Volume cible	Dose prescrite	Fractionnement	Nombre des séances
PTV	66Gy	2Gy/séance	33

2. Définition de la balistique :

La planification cancer du sein Gauche en Radiothérapie conformationnelle3 (Techniques mono isocentrique et à deux isocnetres) avec 02 faisceaux tangentiels (TGI et TGE) au niveau du sein et 02 Faisceaux ANT et OBLIQ au niveau des aires ganglionnaires (sous claviculaire) .

10.1. Description la technique deux-iso centre :

La technique DSP (Double Source Point) est une méthode conventionnelle utilisée en radiothérapie pour le traitement des cancers du sein. Elle se caractérise par l'utilisation de faisceaux indépendants, chacun possédant son propre isocentre, positionné soit au niveau de la

paroi thoracique, soit au niveau des aires ganglionnaires sus- et sous-claviculaires. L'objectif du traitement est de délivrer une dose homogène dans un volume cible de géométrie irrégulière, entouré d'organes à risque tels que les poumons, le cœur et la moelle épinière. Dans cette approche, le plan de traitement peut comporter entre 2 et 7 champs d'irradiation, dont les points d'entrée et les limites sont marqués temporairement sur la poitrine de la patiente. Étant donné que chaque champ possède un isocentre distinct, le manipulateur doit repositionner la patiente séparément pour chaque champ, ce qui introduit une variabilité dans le positionnement relatif des faisceaux. Cela peut entraîner des zones de surdosage ou de sous-dosage au niveau des jonctions entre les champs. De plus, cette technique prolonge le temps de présence de la patiente sur la table de traitement, augmente les incertitudes géométriques, et repose souvent sur des repères osseux ou métalliques, en l'absence fréquente de délimitation systématique des volumes cibles et des organes à risque.

10.2. Description de la technique mono-iso centrique :

La technique du mono-isocentre constitue une approche avancée et efficace en radiothérapie mammaire, offrant une précision de centrage remarquable ainsi qu'un contrôle optimal de la répartition de dose, tout en facilitant l'exécution par rapport aux techniques classiques. Cette méthode repose sur l'utilisation d'un unique isocentre de traitement situé précisément à un point de jonction entre le sein et les aires ganglionnaires (sus- et sous-claviculaires), avec une distance source-surface (SSD) standardisée à 100 cm.

Ce positionnement unique permet la délivrance de tous les faisceaux d'irradiation à partir d'une seule position sans repositionnement du patient entre les champs, réduisant ainsi les erreurs de centrage, le nombre de points de tatouage et la durée des séances. Il améliore également la précision au niveau des jonctions entre champs, tout en minimisant l'irradiation des tissus sains avoisinants.

Dans la pratique, le traitement de la glande mammaire est réalisé à l'aide de deux faisceaux tangentiels opposés, auxquels s'ajoutent des faisceaux réducteurs modulés à l'aide du collimateur multi-lames (MLC) pour protéger les zones ayant déjà atteint la dose prescrite. De plus, la technique « champ dans le champ » est utilisée pour compenser les inhomogénéités de dose dues aux irrégularités de la surface mammaire, assurant ainsi une distribution homogène dans le volume cible.

Sur le plan dosimétrique, la paroi thoracique est généralement irradiée à raison de 50 Gy en 25 fractions (2 Gy/fraction), tandis que les aires ganglionnaires sus- et sous-claviculaires

reçoivent 46 Gy en 23 fractions, assurant une couverture optimale tout en limitant les effets secondaires. À cela s'ajoute un boost de 16 Gy en 8 fractions au niveau du lit tumoral en plus de la paroi thoracique, portant ainsi la dose totale dans cette zone à 66 Gy.

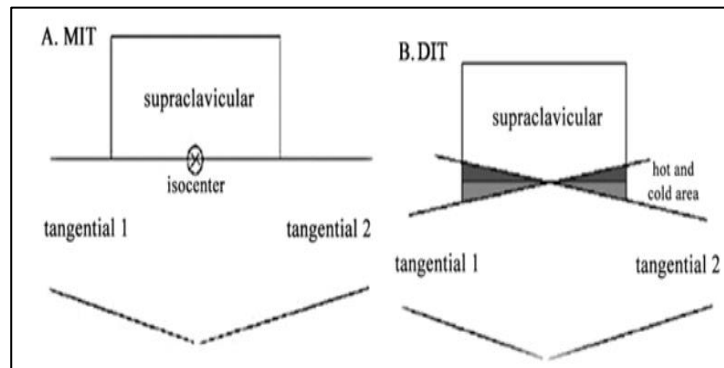


Figure III.1 : (A) La technique monoisocentrique et l'apparition des zones chaudes et froides dans la technique de deux-isocentres (B).

3. Mise en œuvre des deux techniques :

La mise en œuvre des techniques mono-iso centriques et deux-iso centriques est conditionnée par le type d'accélérateur et le logiciel de dosimétrie utilisé. L'accélérateur doit être doté d'un collimateur multi lames et permettre des asymétries de dimensions de champ dans les deux directions.

L'absence de collimateur multi lames obligerait de rentrer dans la salle entre chaque faisceau nécessitant des caches, ce qui enlèverait le gain de temps que permettent ces techniques. Les étapes intervenant dans la mise en place de la technique à deux iso centres sont les mêmes que celles à un iso centre [34]. Les étapes sont comme suite :

3.1. Etape Simulation

Au niveau de la salle CT simulateur Soma tom Siemens 20 barrettes, patiente allongée sur un plan incliné (angulation ne dépasse pas 10°) bras relevé cale sous le fessier et cale sous les genoux, une fois la patiente positionnée confortablement on prend une photo des différentes positions du plan incliné. Par la suite on définit la position zéro DICOM de la coupe par l'intersection de la ligne mamelonnaire et la ligne médiane en appuyant sur le zéro du scanner qui représente l'origine des lasers mobiles ($X=0$, $Y=0$, $Z=0$).

Mise en place des fils en cuivre au niveau de la coupe centrale qui n'artéfact pas les images CT. Tomodensitométrie selon le protocole d'acquisition Thorax en coupes de 3 mm tous les 03 mm. Transfert des coupes scanner sur la console de dosimétrie.

3.2. La création d'un plan :

Nous élaborons un plan de traitement précis visant à délimiter les zones cibles(le sein et les aires ganglionnaires , le boost)

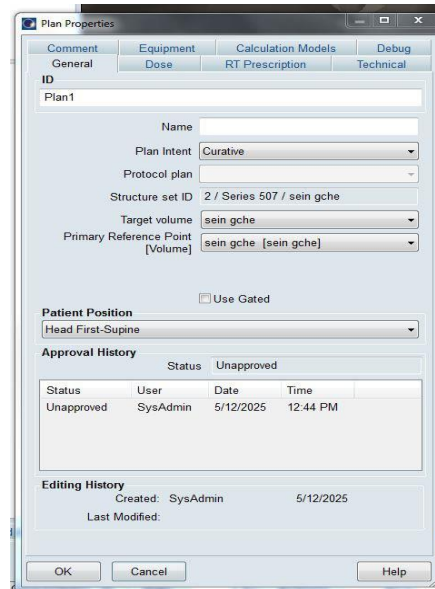


Figure III.2 : Création du plan de traitement sur TPS.

3.3. Mise en place du Mono-isocentre et deux isocentre (positionnement de l'isocentre) :

En technique à centre unique, le point isocentre est positionné entre le sein et les régions ganglionnaires. En technique à double centre, un isocentre est placé au niveau du sein et un autre au niveau des aires ganglionnaires

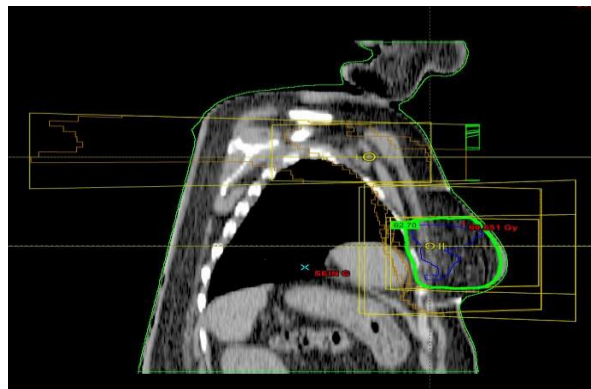


Figure (III.3) : Positionnement deux isocentre

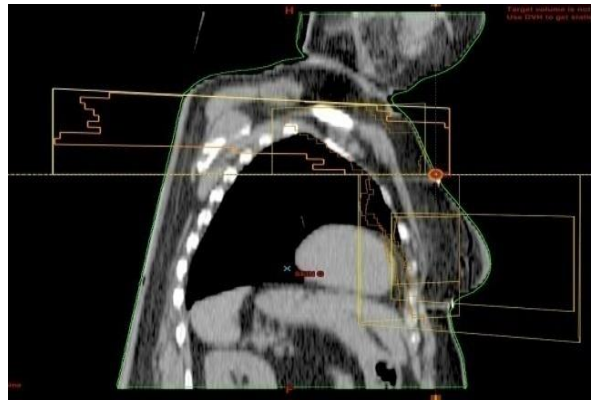


Figure (III.4) : Positionnement mono-isocentre

3.4. Mise en place des champs :

Les champs tangentiels internes (TGI) ou externes (TGE) ou oblique antérieur droite (OAD) ou oblique postérieur gauche (OPG) sont tous sélectionnés de manière à contenir la région d'intérêt tout en évitant au mieux les OAR. Pour ce faire, le choix de l'angulation du bras de l'accélérateur s'avère être d'une importance capitale. Pour prendre en compte les incertitudes que peuvent causer les mouvements respiratoires, une marge de 1.5cm sera prise en compte lors de la mise en place des champs TGE et TGI.

Fields		Dose Prescription		Field Alignments		Plan Objectives		Optimization Objectives		Dose Statistics		Calculation Models		Plan Sum								
Group	Field ID	Technique	Machine/Energy	MLC	Field Weight	Scale	Gantry Rtn (deg)	Coll Rtn (deg)	Couch Rtn (deg)	Wedge	Field X (cm)	X1 (cm)	X2 (cm)	Field Y (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	SSD (cm)	MU	Ref. D (Gy)
<input checked="" type="checkbox"/>	TGI	STATIC-I	CinacH295821 - 6X	Static	0.803	IEC61217	303.0	0.0	0.0	None	12.2	-4.9	+7.3	15.1	-15.1	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	105	
<input checked="" type="checkbox"/>	TGE	STATIC-I	CinacH295821 - 6X	Static	0.681	IEC61217	132.0	0.0	0.0	None	12.7	-7.9	+4.8	16.5	-16.5	+0.0	6.10	-64.45	39.41	85.7	95	

Figure (III.5) : Les coordonnées des deux champs tangentiels interne (TGI) et externe (TGE).

3.5. La création des MLC :

Il s'agit de créer les MLC et de bien délimiter le PTV avec, tout en tenant compte d'une marge de 0.7cm pour la pénombre mais aussi de couvrir au mieux les organes à risque. Dans le cas présent les OAR sont entre autres le cœur et les poumons. Les MLC permettant d'homogénéiser la répartition de dose dans le volume cible et d'éviter les points de surdosage trop important.

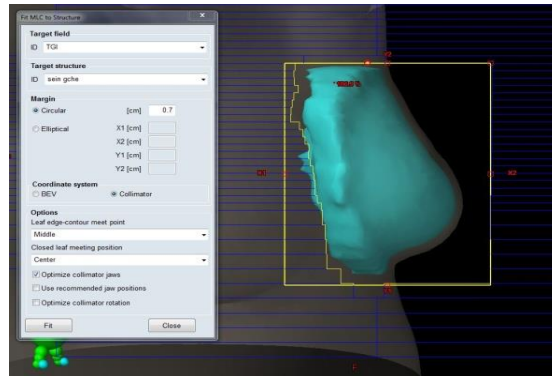


Figure (III.6) : La fenêtre des MLC utilisée dans la planification de la patiente 1.

3.6. Entrée des données relatives à la dose :

Ici, il s'agit d'entrer les prescriptions du médecin concernant la dose par fraction, le nombre de fractions, la dose totale et le mode de normalisation du plan (par exemple 95% de la dose couvre 95% du volume cible). Après cela lancement de calcul, il s'agit du calcul de la dose distribuée dans le PTV et les OAR par l'algorithme Triple A (AAA).

3.7. Étape de la pondération :

La première consiste à pondérer le TGI par rapport au TGE pour diminuer au mieux les régions de surdosage. Cette étape peut revenir pour pondérer un champ dans le champ par rapport à un champ principal.

ID	Current		New		Lock
	Weight	%	Weight	%	
TGI	1.000	50.0	1.000	50.0	<input type="checkbox"/>
TGE	1.000	50.0	1.000	50.0	<input type="checkbox"/>
Total	2.000	100.0	2.000	100.0	<input type="checkbox"/>

Field Weights for paroideuxiso1

ID filter Equalize Interactive apply Apply Close

Figure (III.7) : La pondération du TGI par rapport au TGE.

3.8. La création de champs dans le champ :

En anglais la technique de « Field in Field » qui se base sur l'utilisation des MLC afin de couvrir les zones de surdosages encore appelées points chauds dans le but de les éliminer. Le but ultime étant de faire en sorte que les isodoses soient comprises entre 95 et 107%.

Dans le but d’optimiser un plan de traitement il est permis de répéter autant de fois que nécessaire certaines des étapes mentionnées plus haut comme la création de champs dans le champ, la pondération ou le calcul.

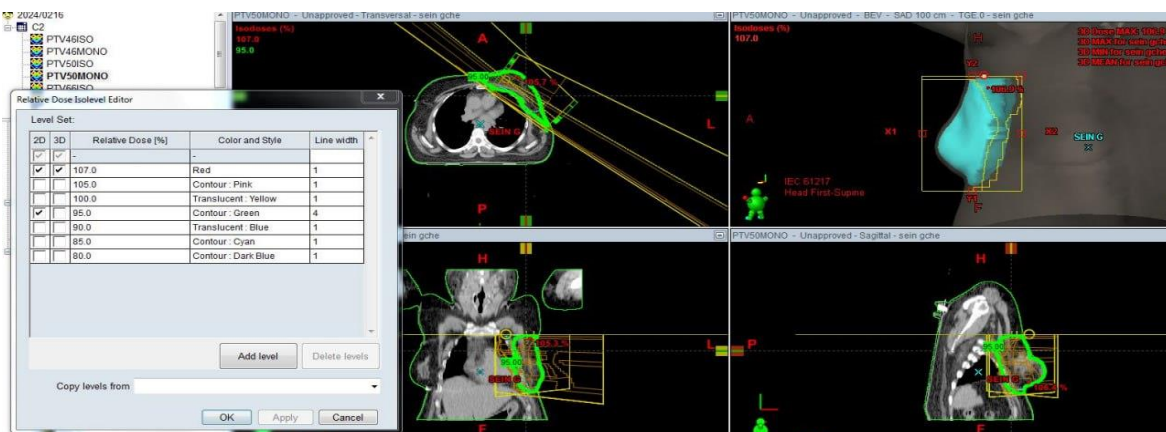
Fields		Dose Prescription		Field Alignments		Plan Objectives		Optimization Objectives		Dose Statistics		Calculation Models		Plan Sum							
Group	Field ID	Technique	Machine/Energy	MLC	Field Weight	Scale	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Wedge	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	SSD [cm]	MU
<input checked="" type="checkbox"/>	TGI	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.803	IEC61217	303.0	0.0	0.0	None	12.2	-4.9	+7.3	15.1	-15.1	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	105
<input checked="" type="checkbox"/>	TGE	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.681	IEC61217	132.0	0.0	0.0	None	12.7	-7.9	+4.8	16.5	-16.5	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	95
<input checked="" type="checkbox"/>	TGE.0	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.033	IEC61217	132.0	0.0	0.0	None	12.7	-7.9	+4.8	16.5	-16.5	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	7
<input checked="" type="checkbox"/>	TGI.0	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.061	IEC61217	303.0	0.0	0.0	None	12.2	-4.9	+7.3	15.1	-15.1	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	9
<input checked="" type="checkbox"/>	TGE.1	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.058	IEC61217	132.0	0.0	0.0	None	12.7	-7.9	+4.8	16.5	-16.5	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	13
<input checked="" type="checkbox"/>	TGI.1	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.030	IEC61217	303.0	0.0	0.0	None	12.2	-4.9	+7.3	15.1	-15.1	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	4
<input checked="" type="checkbox"/>	TGE.2	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.027	IEC61217	132.0	0.0	0.0	None	12.7	-7.9	+4.8	16.5	-16.5	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	5
<input checked="" type="checkbox"/>	TGI.2	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.075	IEC61217	303.0	0.0	0.0	None	12.2	-4.9	+7.3	15.1	-15.1	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	10
<input checked="" type="checkbox"/>	TGI.3	STATIC-I	ClinacH295821 - 6X	Static	0.037	IEC61217	303.0	0.0	0.0	None	12.2	-4.9	+7.3	15.1	-15.1	+0.0	6.10	-64.45	39.41	100.0	5

Figure (III.8) : La création des sous champs (la méthode de champ dans le champ).

4. Les paramètres d’analyse dosimétriques :

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

La majorité de ces critères d’évaluation peuvent être déterminés à partir des Histogrammes Dose-Volume (HDV) proposés par les systèmes de planification de traitement et de calcul de dose (TPS) [35].



Figure(I II.9): Pondération du plan sur TPS.

5. Outils d’analyse des données :

Pour évaluer un plan de traitement et vérifier si celui-ci répond bien aux exigences médicales établies au préalable, il est possible d’évaluer quantitativement et qualitativement les

distributions de doses. Les plans de traitement peuvent être analysés à l'aide de critères classables en trois catégories : **analyse qualitative, analyse quantitative**

5.1. Analyse qualitative

5.1.1. Courbes isodoses :

À l'aide des courbes isodoses (endroit des points recevant la même dose d'irradiation dans un plan passant par l'axe du faisceau), il est possible de déterminer plusieurs éléments : des points « froids » et « chauds ». Selon les recommandations Recorad (2016), les points froids peuvent être définis ainsi :

- * Les régions du volume cible recevant une dose inférieure à 95% de la dose prescrite,
 - * Les régions du volume cible qui recevant une dose inférieure à 90% de la dose prescrite
- Les points chauds sont définis comme :
- * Les régions hors du volume cible recevant une dose supérieure à 107% de la dose prescrite.
 - * Les régions hors du volume cible recevant une dose supérieure à 110% de la dose prescrite.

5.1.2. Histogramme dose volume :

L'histogramme dose volume (DVH) est « une représentation graphique de la distribution de la dose dans le volume de l'organe » ; la dose est représentée en abscisse et en ordonnée par le pourcentage de volume de l'organe (Société Française de Radiothérapie Oncologique, 2007). L'analyse des différents DVH nous permettra de comparer, visuellement, la dose reçue au niveau des différents volumes, et ce, en fonction de la couverture du PTV. Cela nous permettra donc d'apprécier l'interdépendance existante entre les OAR et le PTV lors de la planification dosimétrique.[36]

5.2. Analyse quantitative :

L'histogramme dose-volume peut également être évalué de manière quantitative (rapport ICRU83) pour les deux techniques (Mono isocentrique et à deux isocentres) en prenant en considération différents paramètres comme :

- 95% de la dose prescrite pour le PTV (D95%)
- Dose moyenne (Dmoy).
- Dose max point chaud : 107% (Dmax).
- La dose maximum est définie à D2%.

- La dose médiane (D50%) est proche de la dose de prescription et très proche de la dose de référence.
- La dose minimum à définie à D98%.

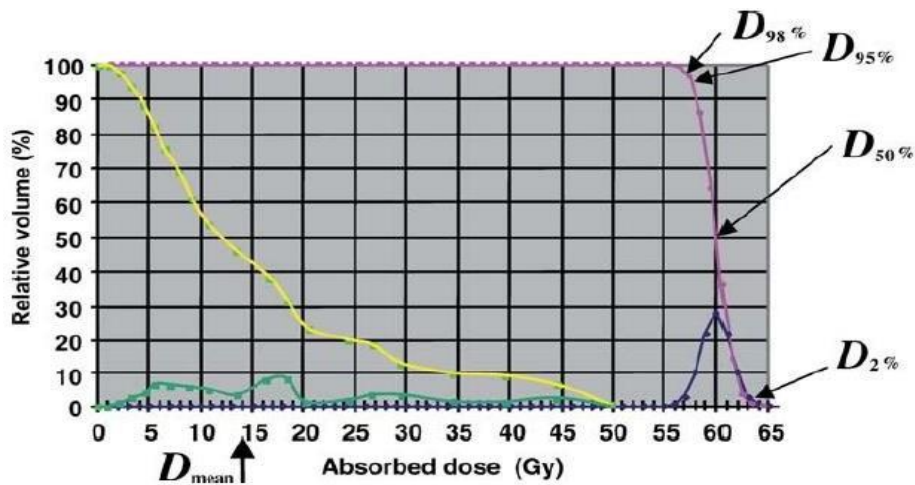


Figure (III.10) :Tirée du Journal of the ICRU report 83.

Toutefois, nous pouvons observer que les différents histogrammes doses- volumes peuvent contenir un grand nombre d'informations et peuvent être ainsi difficiles à interpréter. Et pour cause, des informations concernant la position.

des organes dans l'espace ne sont pas représentées. Ainsi, afin de compléter l'évaluation d'un plan de traitement, la littérature (ICRU 83) propose l'utilisation d'indices.Ce sont des outils simples et rapides qui permettent d'analyser la dose, la répartition des plans de traitement et permettent ainsi de choisir un plan optimum ; plan offrant une couverture tumorale homogène et une protection des organes à risque.

Nous allons donc utiliser pour étudier le PTV66 les indices suivants :

5.2.1. Définition typique de l'Uniformité Index (UI) :

est un indicateur utilisé pour évaluer l'uniformité de la dose délivrée dans un volume cible (généralement le PTV, Planning Target Volume) dans un plan de traitement en radiothérapie. Il permet d'estimer à quel point la distribution de dose est homogène au sein de la cible.Il existe plusieurs formulations de l'UI dans la littérature, mais une des plus courantes est :

$$UI = \frac{D5\%}{D95\%}$$

ù:

- **D5%**= dose reçue par 5% du volume cible (c'est -à- dire une dose proche de la dose maximale).
- **D95%**= dose reçue par 95 % du volume cible (proche de la dose minimale).

Interprétation

- **UI proche de 1** : bonne uniformité (la dose est bien répartie dans le volume cible).
- **UI > 1** : plus l'UI est élevé , plus la dose est inhomogène- cela signifie que certaines zones du PTV reçoivent une dose significativement plus élevée que d'autres . [37]

5.2.2. Indice d'homogénéité (HI) :

L'indice d'homogénéité en radiothérapie est une mesure utilisée pour évaluer à quel point la dose de radiation est uniformément répartie à l'intérieur d'une tumeur ou d'une zone cible. Une homogénéité élevée signifie que la dose est répartie de manière uniforme, ce qui est généralement souhaitable pour assurer un traitement efficace tout en minimisant les effets secondaires sur les tissus environnants. Cet indice est souvent calculé en comparant la dose maximale reçue dans la zone cible à la dose minimale. Un indice d'homogénéité proche de zéro indique une distribution homogène de la dose, tandis qu'un indice plus élevé suggère une distribution moins homogène. L'indice peut être calculé selon la formule suivante (ICRU report 83) :

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

5.2.3. Indice de conformité (CI) :

L'indice de conformité en radiothérapie est une mesure utilisée pour évaluer à quel point la distribution de la dose de radiation correspond à la forme et aux dimensions de la cible à traiter, tout en respectant les contraintes imposées aux tissus sains environnants. En d'autres termes, il évalue dans quelle mesure la dose de radiation est "conforme" à la zone cible, en évitant de dépasser les limites de dose tolérées par les tissus sains adjacents. Un indice de conformité élevé indique que la dose est bien adaptée à la forme de la tumeur, avec une faible exposition des tissus sains environnants. Cela contribue à maximiser l'efficacité du traitement tout en réduisant les

effets secondaires. Cet indice est généralement calculé en comparant le volume de la zone cible recevant la dose prescrite à la dose totale reçue par cette même zone cible. Un indice de conformité proche de 1 indique une bonne conformité du traitement à la zone cible. Le rapport ICRU recommande de prendre comme isodose de référence 95% de la dose prescrite (V95%). Ainsi, la formule de l'indice de conformité devient [38] :

$$CI = \frac{PVT95\%}{PVT}$$

5.2.4. Indice de conformité spatiale ou indice de Jaccard :

Enfin, l'indice de conformité spatiale ou indice de Jaccard donne plus de précision quant à la position de l'isodose par rapport au PTV. En effet, avec l'indice de conformité « standard » présenté ci-dessus il n'est pas possible d'avoir des informations concernant la position de l'isodose de deux endroits différents peuvent malgré tout avoir un indice de conformité égal à 1.

Ainsi, l'indice de Jaccard permet de tenir compte de l'information spatiale et est défini par l'équation suivante :

$$JI(A, B) = \frac{A \cap B}{A \cup B}$$

L'indice évalue donc la similarité entre des ensembles ; avec A et B deux ensembles. Un coefficient de 1 signifie que les deux régions sont confondues. Un indice de zéro montre que les deux ensembles sont disjoints (Tylski, 2009). Pour notre étude, l'ensemble A correspond au volume du PTV et l'ensemble B, le volume de l'isodose à 95%. Ainsi, pour notre étude, l'indice de Jaccard est calculé selon la formule suivante :

$$JI = \frac{V_{Ptv} \cap V_{95\%}}{V_{Ptv} \cup V_{95\%}}$$

Plus l'indice tend vers 1 et plus la corrélation spatiale tend vers 1 ; les deux volumes sont donc confondus.[39]

5.2.5. Indice gradient (IG) :

L'IG est utilisé pour évaluer la chute de dose en dehors de la cible et montre la distribution de dose optimale en dehors de la cible.

Il est également le volume de l'isodose 50 % de l'isodose de prescription divisée par le volume de l'isodose de prescription.

L'indice peut être calculé selon la formule suivante :

$$IG = \frac{V50\%}{V100\%}$$

Les résultats présentés dans les tableaux ci-dessous : La valeur de l'IG inférieure signifie un gradient plus prononcé de distribution de dose en dehors de la cible, ainsi qu'une meilleure préservation des tissus normaux. [40]

6. Objectif pour le PTV :

Les outils d'analyses utilisés afin d'évaluer la dose au PTV sont :

- DVH et Courbe isodose
- D95%
- Dmin = D98%
- Dmax
- D50%
- Indice d'homogénéité (HI)
- Indice de conformité (CI)
- Indice de Jaccard (JI)
- Indice de gradient(GI)

7. Objectif pour les OAR :

Tableau (III.2) : les contraintes de l'évaluation dosimétrique pour le sein.

Paramètre	Objectifs
Cœur	Dose moyenne < 5Gy V10Gy<30% V20Gy<5%
Poumon	V10Gy<40% V20Gy≤35% V30Gy≤ 20%
Sein controlatéral	Dose moyenne <2.5Gy Dose maximale<3Gy

8. Résultats des analyse qualitative et quantitative de 08 cas du cancer du sein :

Dans cette section, nous allons vous présenter les résultats obtenus à l'issue de la planification par la technique radiothérapie Conformationnelle 3D monoisocentrique et à deux isocentres. Dans les figures et tableaux ci-dessous, nous avons relevé, pour chaque patient, les valeurs permettant d'évaluer la dose au PTV et aux OAR. La dose est exprimée en Gy. Enfin, les différents indices ont été calculés manuellement à l'aide des équations mathématiques présentés dans la section « analyse quantitative ».

8.1. Résultats des analyses qualitatives :

D'après les résultats obtenus, nous

pourrions constater plusieurs éléments concernant le PTV et les organes à risque (OAR). Dans cette rubrique, nous allons inventorier et discuter les résultats pour chaque patiente et pour chaque technique.

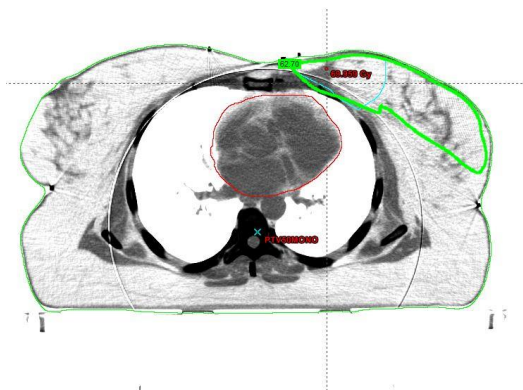


Figure (III.11) : Patiente1 monoisocentrique

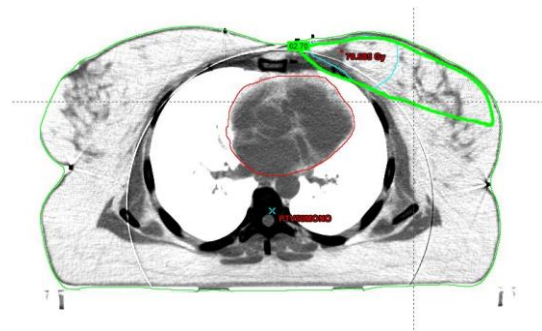
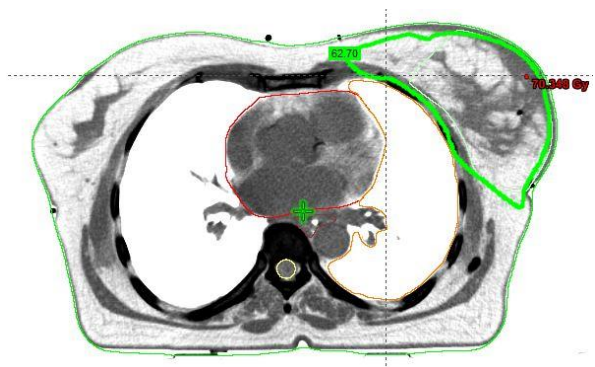
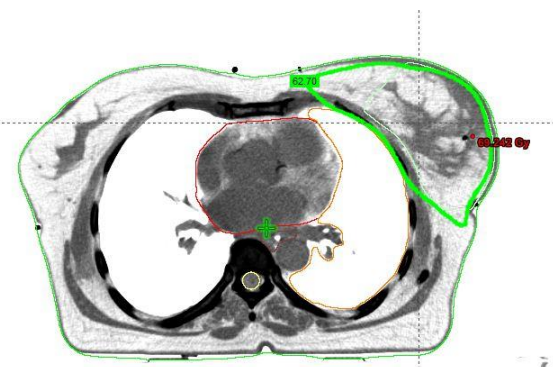


figure (III.12) : Patiente1 deux isocentres



Figure(III.13) : Patiente2 monoisocentrique



figure(III.14) : Patiente2 deux isocentres

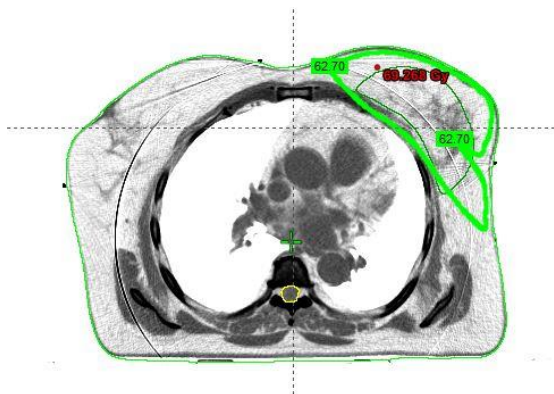


Figure (III.15) :Patiente3 monoisocentrique

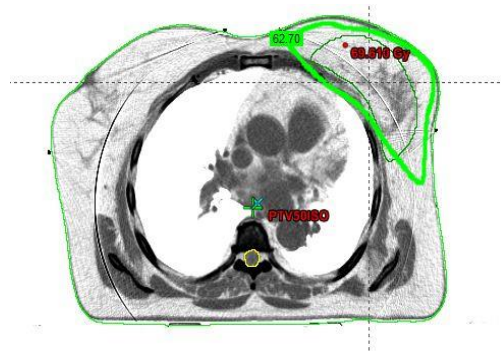


Figure (III.16) : Patiente3 deux isocentres

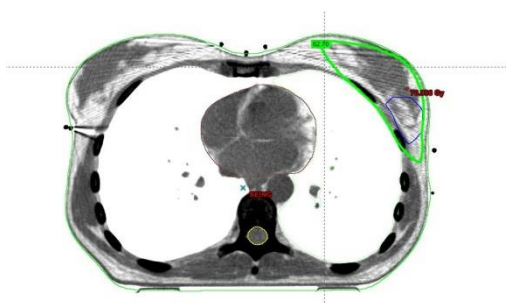


Figure (III.17) : Patiente4 monoisocentrique

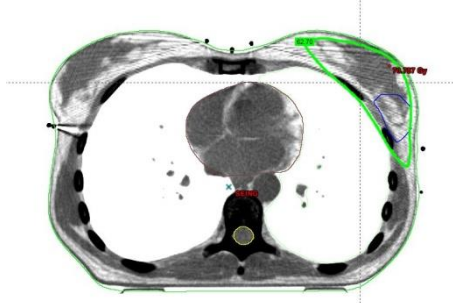


Figure (III.18) : Patiente4 deux isocentres

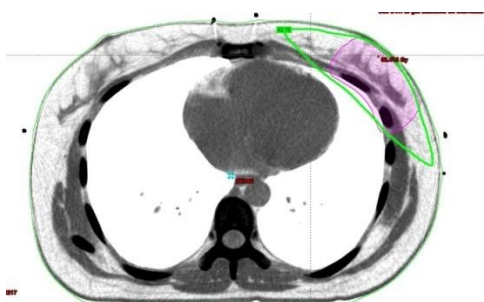


Figure (III.19) : Patiente5 monoisocentrique

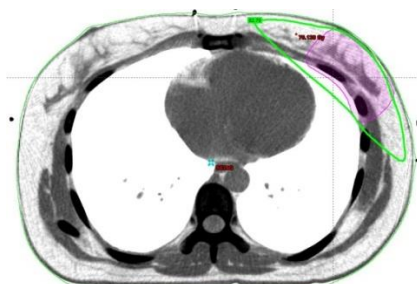


Figure (III.20) : Patiente5 deux isocentres

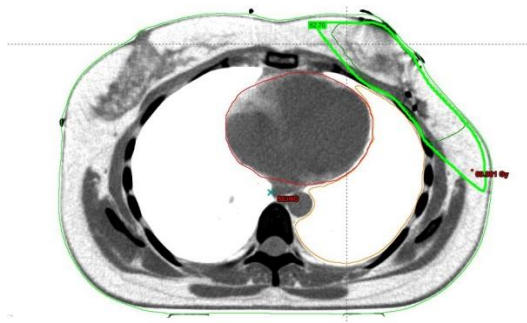


Figure (III.21) : Patiente6 monoisocentrique

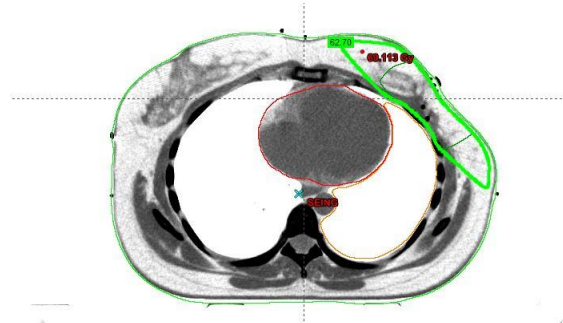


Figure (III.22) : Patiente6 deux isocentres

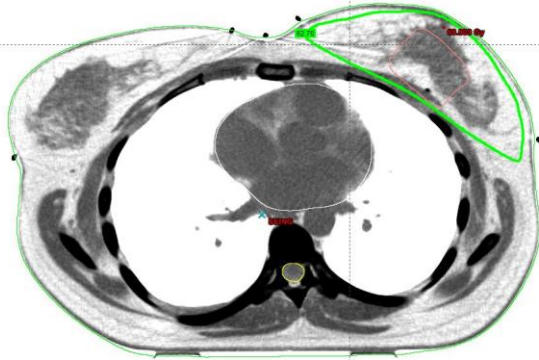


Figure (III.23) : Patiente7 monoisocentrique

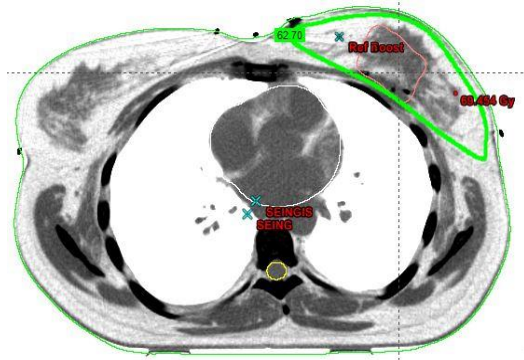


Figure (III.24) : Patiente7 deux isocentres

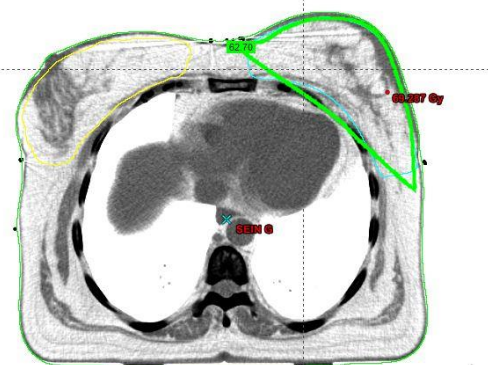


Figure (III.25) : Patiente8 Monoisocentrique

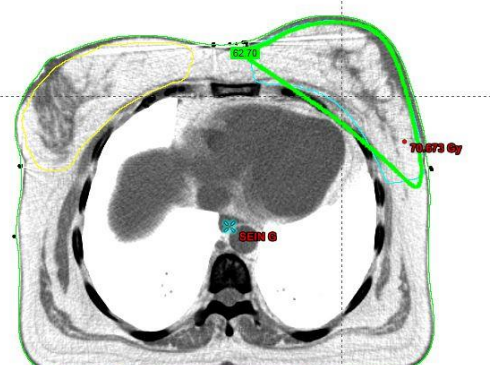


Figure (III.26) : Patiente8 deux isocentres

➤ les Analyse des données :

L'évaluation des 16 courbes isodoses, nous permet de mettre en évidence l'absence de points chauds au niveau du PTV66 ; Il n'a aucune région dans le PTV66 recevant Plus 107,6% et 110% de la dose prescrite (c'est-à-dire 71,02 Gy et 72,60 Gy) et ce pour les deux techniques. De plus nous pouvons constater que le PTV de la patiente 1 reçoit moins de 95% de la dose prescrite c'est -à-dire 61,50 Gy (93,2% en technique deux isocentres) et 61,78Gy(93,61% en technique monoisocentrique) et pour la patiente 3 le PTV reçoit 62,27 Gy (94,3% seulement en technique mono isocentrique). Notons toutefois que la présence de pointe froids ne signifie pas la présence de sous dosage du PTV ; il s'agit moins de 95% de la dose, ce qui reste tout à fait acceptable.

8.1.1. Analyse des histogrammes doses volumes suivantes (à propos de huit patientes) :

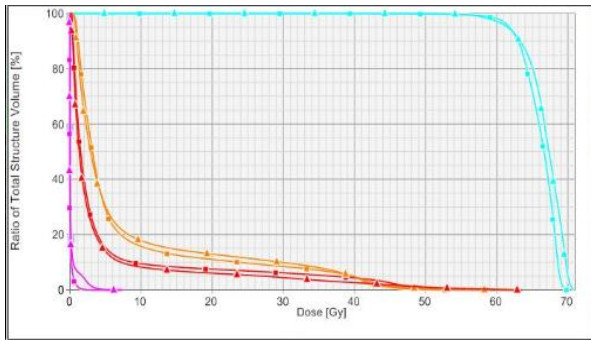


Figure (III.27) : HDV du Patient 1

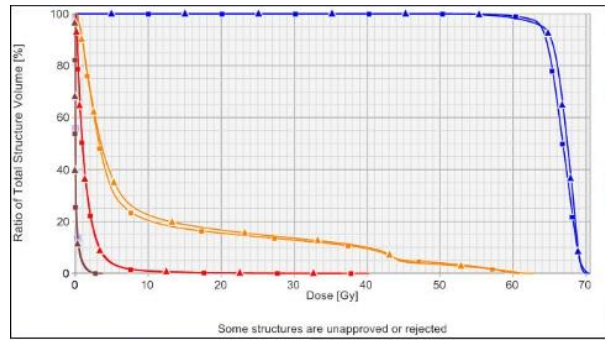


Figure (III.28) : HDV du Patient 2

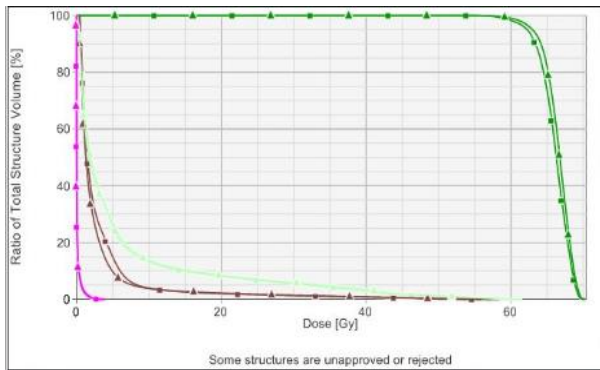


Figure (III.29) : HDV du Patient 3

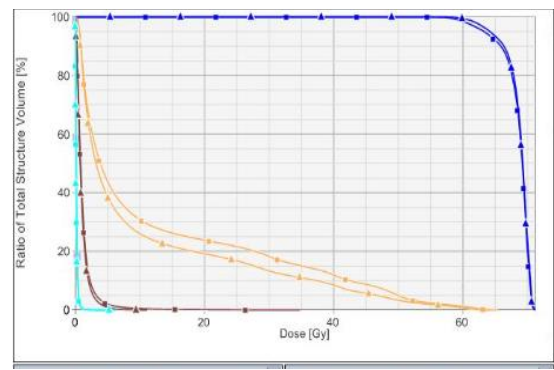


Figure (III.30) : HDV du Patient 4

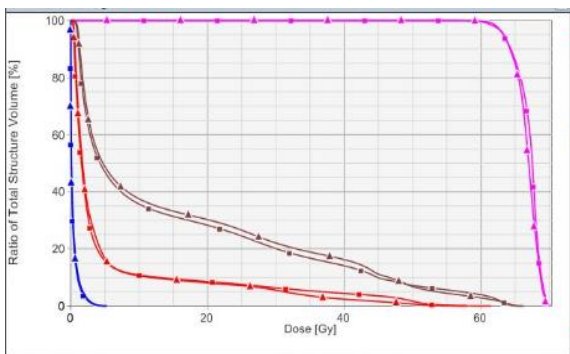


Figure (III.31) : HDV du Patient 5

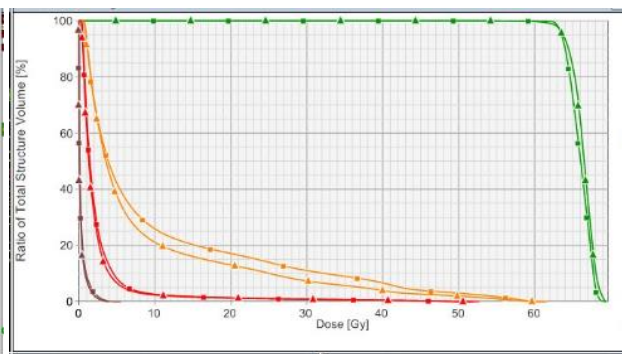


Figure (III.32) : HDV du Patient 6

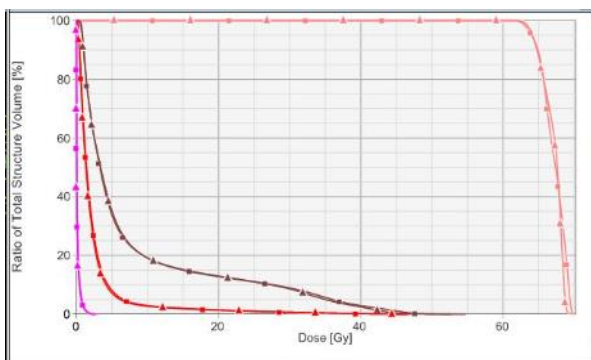


Figure (III.33) : HDV du Patient 7

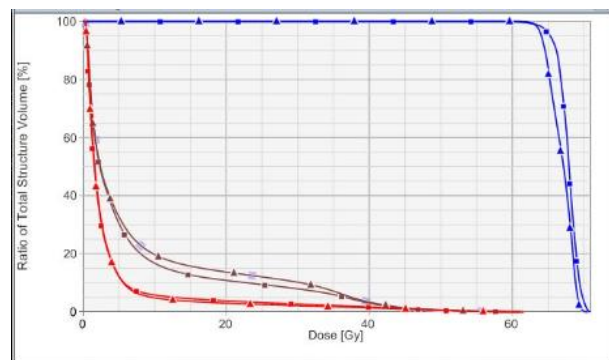


Figure (III.34) : HDV du Patient 8

•PTV66

Pour les quatre patientes (patiente1, patiente4 ,patiente5 et patiente 7) nous pouvons remarquer que la couverture du PTV66 est plus optimale dans les plans de traitement par la technique monoisocentrique, les quatre patientes restantes (patiente2 , patiente3, patiente 6, patiente 8) la couverture du PTV66 est plus optimale dans les plans dosimétrique par technique à deux isocentres.

•Poumon Gauche

Concernant les quatre patientes (patiente1, patiente2, patiente3 et patiente 4) nous pouvons remarquer que dans le cas de la technique mono isocentrique est davantage épargné dans les basses et hautes doses, contrairement quatre patientes restantes (patiente5, patiente6, patiente 7, patiente8) est davantage épargné dans les basses et hautes doses par la technique à deux isocentres.

•Cœur

Pour les quatre patientes (patiente1, patiente2, patiente3 et patiente6) nous constatons que dans le cas de la technique à deux isocentres est davantage épargné dans les doses moyennes, en ce qui concerne les patientes 4, 5,7 et 8 dans le cas de la technique mono isocentrique est davantage épargne dans les doses moyennes

•Sein droit controlatéral

La planification par la technique à deux isocentres montre une diminution de la dose max pour les sept patientes (patientes2,3,4,5,6,7,8) comparativement à la technique mono-isocentrique, exception faite pour la pateinte1 nous constatons une diminution de la dose max en technique mono-isocentrique par rapport à la technique à deux isocentres.

8.2. Analyse quantitative :

Étude des résultats obtenus pour les huit patientes en utilisant les deux techniques en fonction de six indices dosimétriques :

Tableau (III.3) : Résultats pour volumes (PTV66tot)-patients(1.2.3.4)

VOLUME	OBJECTIFS	PATIENTE1		PATIENT2		PATIENT3		PATIENT4	
		Mono Isocentre	Deux Isocentre	Mono Isocentre	Deux Isocentre	Mono Isocentre	Deux Isocentre	Mono Isocentre	Deux Isocentre
PTV 66tot	D95%	61,78	61,50	63,85	64,08	62,27	62,99	64,17	63,28
	Dose moy	66,08	66,83	66,67	67,09	66,04	66,53	68,71	68,49
	Dose max	70,05	71	70,55	70,26	70,25	70,42	71,26	71,25
	D2%	69,13	70,32	69,61	69,39	69,24	69,46	70,78	70,74
	D5%	68,85	70,00	69,16	69,15	68,89	69,13	70,63	70,55
	D50%	66,64	67,32	66,82	67,43	66,29	66,78	69,27	69,19
	D98%	60,20	59,05	62,31	60,87	60,34	61,35	62,06	60,55
	UI =D5%/D95 %	1,114	1,138	1,083	1,079	1,10	1,09	1,10	1,11
	HI = 0	0,134	0,167	0,109	0,126	0,134	0,121	0,126	0,147
	CI=1	2,75	2,71	1,63	1,70	1,72	1,72	2,62	2,75
	IJ=1	0,320	0,328	0,589	0,556	0,525	0,542	0,366	0,343
	IG min	0,782	0,548	0,694	0,560	0,903	0,735	0,336	0,341
Nombre UM	819	761	698	699	801	761	685	687	

Tableau (III.4) : Résultats pour volumes (PTV66tot)- patients(5.6.7.8)

VOLUME	OBJECTIFS	PATIENT5		PATIENT6		PATIENT7		PATIENT8	
		Mono Isocentre	Deux Isocentre	Mono Isocentre	Deux Isocentre	Mono Isocentre	Deux Isocentre	Mono Isocentre	Deux Isocentre
PTV 66tot	D95%	63,36	63,26	63,55	63,76	64,07	63,54	64,05	65,29
	Dose moy	66,72	67,04	65,96	66,38	67,18	67,11	66,88	67,78
	Dose max	70,11	70,37	69,67	69,47	70,28	69,95	70,64	70,96
	D2%	69,41	69,61	68,32	68,90	69,59	68,91	69,45	70,23
	5%	69,07	69,25	68,02	68,47	69,42	68,74	69,13	69,82
	D50%	66,99	67,52	66,06	66,52	67,38	67,64	67,15	67,91
	D98%	61,91	62,30	63,08	62,96	63,21	63,54	63,50	64,17
	UI =D5%/D95 %	1,090	1,095	1,070	1,074	1,084	1,082	1,079	1,069
	HI = 0	0,112	0,108	0,079	0,089	0,095	0,079	0,089	0,089
	CI=1	1,91	2,017	2,026	1,959	3,72	3,66	2,074	2,220
	IJ=1	0,496	0,473	0,487	0,497	0,265	0,271	0,477	0,445
	IG min	0,672	0,633	0,979	0,815	0,605	0,628	0,653	0,561
Nombre UM	773	786	763	819	695	682	814	784	

Tableau (III.5) :Table résultats pour OAR patients(1.2.3.4)

VOLUME	OBJECTIFS	PATIENT1		PATIENT2		PATIENT3		PATIENT4	
		Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres
Poumon G	V10Gy< 40%	15,73	17,84	20,39	22,45	13,12	13,78	26,01	30,82
	V20 Gy≤ 35%	11,03	12,93	15,51	16,67	8,11	8,47	19,22	23,82
	V30Gy≤ 20%	8,48	9,91	12,78	13,55	5,49	5,81	13,32	18,27
Coeur	Dmoy < 5Gy	4,990	4,253	1,55	1,53	3,11	2,8	0,98	1,17
	V10Gy< 30%	9,46	8,25	0,88	0,99	3,92	3,80	0,003	0,49
	V20 Gy≤ 10%	7,51	6,02	0,183	0,153	1,09	2,19	0	0,12
Sein controlatéral	Dmoy < 2,5 Gy	0,08	0,22	0,161	0,138	0,13	0,11	0,31	0,31
	Dmax<3Gy(1cc)	2,2	4,8	2,72	2,58	3,03	2,81	2,27	2,15

Tableau (III.6) : Table résultats pour OAR patients(5.6.7.8)

VOLUME	OBJECTIFS	PATIENT5		PATIENT6		PATIENT7		PATIENT8	
		Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres
Poumon G	V10Gy< 40%	37,52	35,68	25,86	21,08	19,12	19,11	19,69	16,73
	V20 Gy≤ 35%	30,27	28,28	17,11	13,00	12,96	12,78	13,71	10,81
	V30Gy≤ 20%	22,06	20,12	11,03	7,33	8,91	8,60	10,19	7,92
Coeur	Dmoy < 5Gy	5,059	5,35	2,49	2,27	2,42	2,30	3,41	3,63
	V10Gy< 30%	10,56	10,82	2,59	2,33	2,90	2,72	4,82	5,78
	V20 Gy≤ 10%	8,09	8,52	1,34	1,24	1,42	1,34	2,97	3,79
Sein controlatéral	Dmoy < 2,5 Gy	0,38	0,33	0,32	0,26	0,15	0,13	0,24	0,23
	Dmax<3Gy(1cc)	4,05	3,94	3,92	3,33	2,64	2,03	2,89	3,14

• PTV66

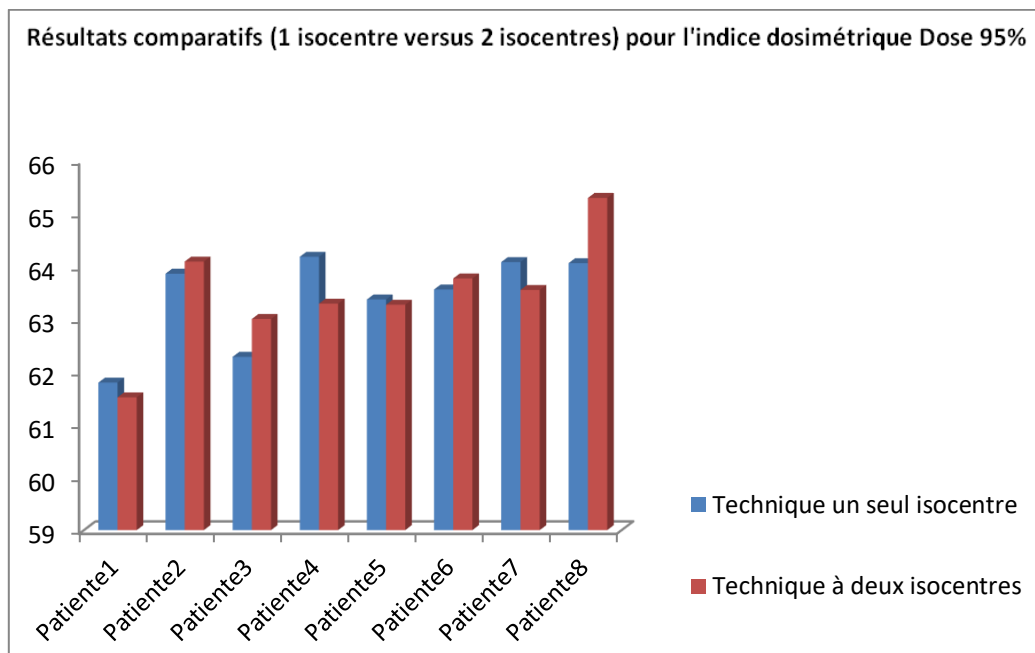
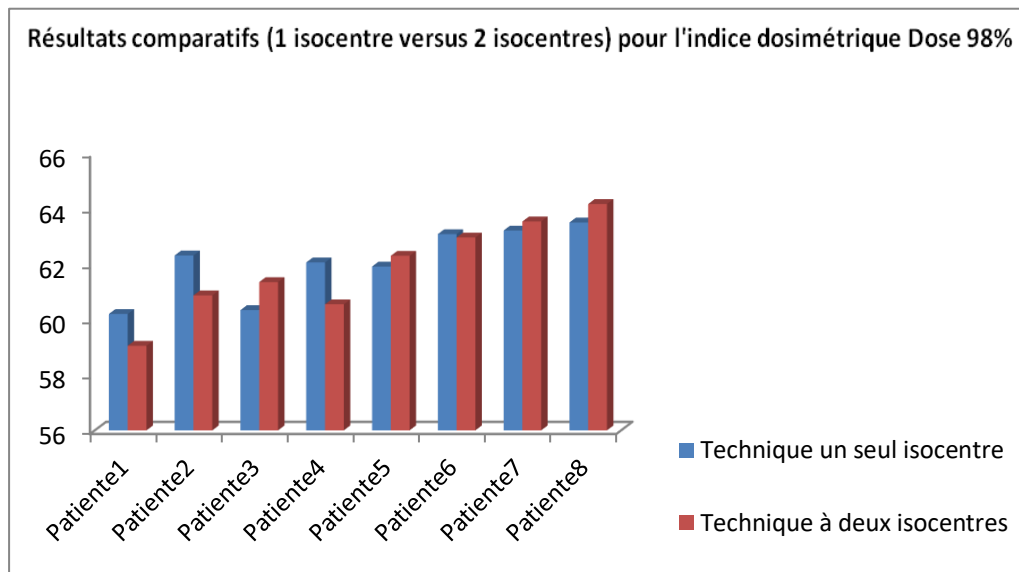


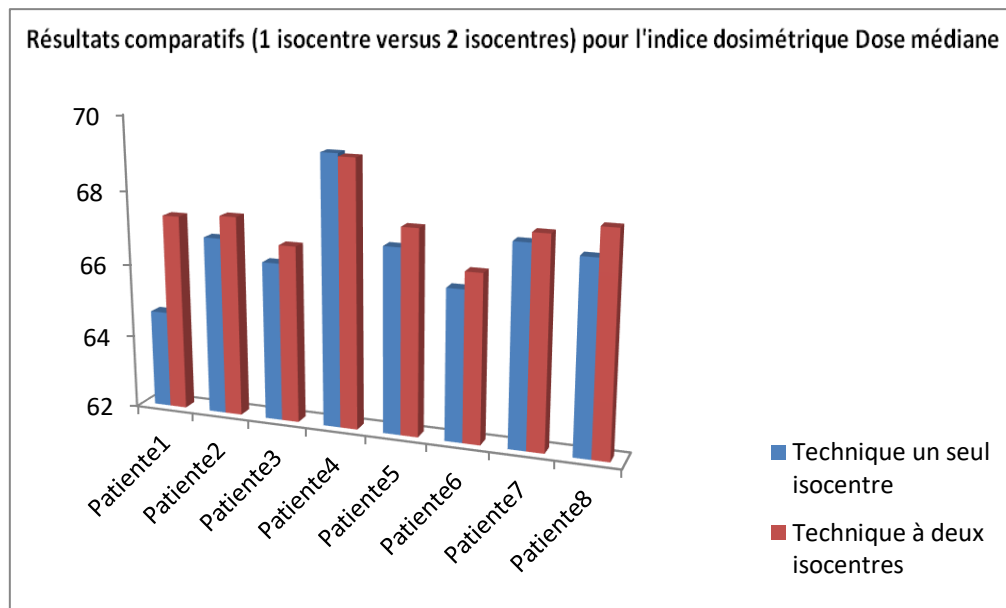
Figure (III.44): Répartition de la couverture à D95% selon les deux techniques (un seul isocentre, à deux isocentre

- Concernant les objectifs pour le PTV, nous pouvons remarquer que la couverture ((figure(III.44)) à D95% (62,7 Gy) à été respecter légèrement hausse pour les 07 sept patientes et dans les deux techniques. En effet d’après les deux tableaux1 et 2la couverture PTV (D95%) a été observée, et, ce, quelle que soit la technique. Notons toutefois une légère baisse de la couverture constatée chez la patiente1 D95% est de : 61,78 Gy pour technique un seul isocentre et 61,5 Gy pour la technique à deux isocentres.



Figure(III.45) : Répartition de la dose minimale D98% selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres)

- La D98% (figure(III.45)), est théoriquement de 64,68 Gy en effet d'après le tableau n°2 nous observons que la technique à deux isocentres pour les deux patientes 7 et 8 se rapprochent de la valeur D98% : 63,54 Gy et 64,17 Gy

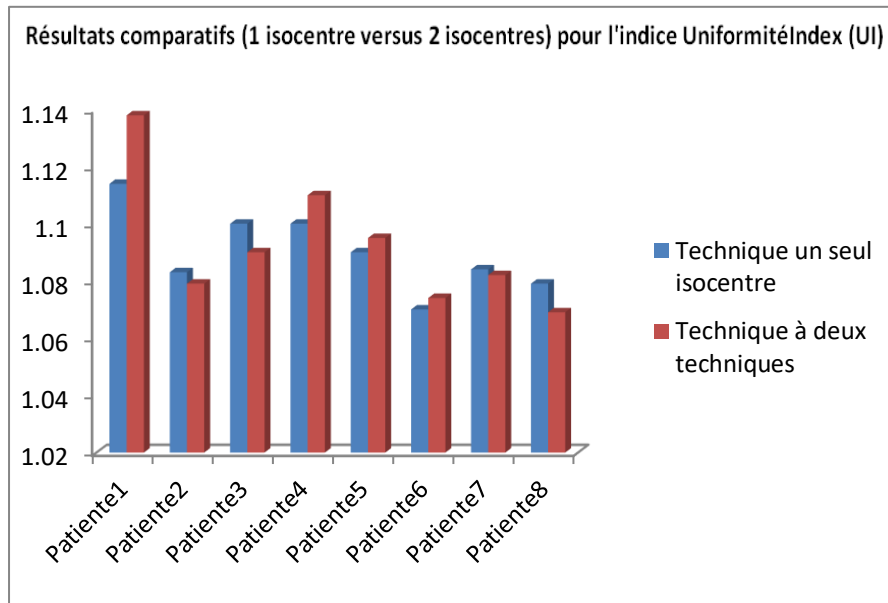


Figure(III.46): Répartition de la dose médiane selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres)

- La dose médiane 50% (Figure(III.46)) a été observée d'après les deux tableaux 1 et 2 pour les huit patientes et témoigne une bonne homogénéité de la dose dans le volume pour les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

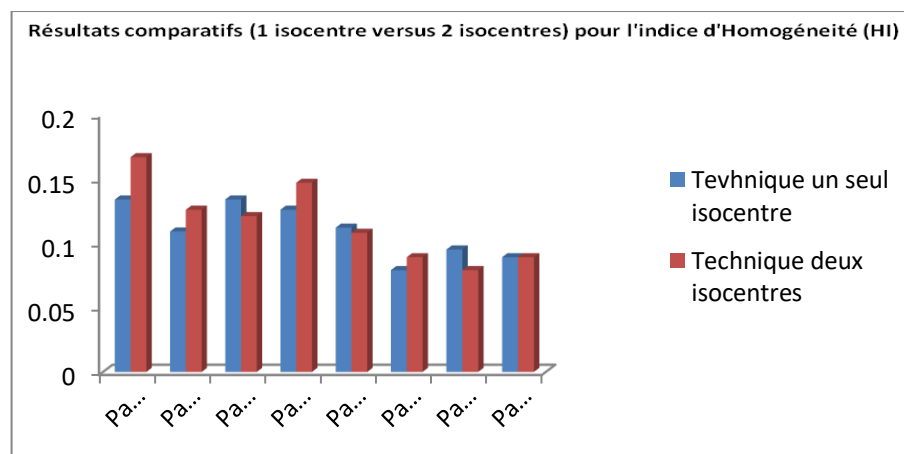
• Enfin à propos des différents indices utilisés pour notre étude ,nous constatons que :

1. L'indice de l'uniformité index (figure(III.47)) et d'après les deux tableaux 1 et 2 : Patientes1,5,6 7et 8 un peu élevé dans le cas de la technique à deux isocentres cela signifie que certaines zones du PTV66 reçoivent une dose significativement plus élevée que d'autres, en ce qui concerne les patientes 2et3 légèrement élevé dans le cas de la technique mono isocentrique même explication que précédemment.



Figure(III.47): Répartition l'indice d'uniformité selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres)

2. L'indice d'homogénéité ((figureIII.48)) et d'après les deux tableaux 1 et 2 : Patientes1, 2, 4,6 s'éloigne un peu du zéro dans le cas de la technique à deux isocentres, les autres patientes 3,7 s'éloigne un peu du zéro dans le cas de la technique mono-isocentrique, pour la patientes nous constatons la valeur HI la même. Rappelons qu'un HI idéal tend vers zéro.



Figure(III.48) : Répartition l'indice d'homogénéité selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres)

3. L'indice de conformité (figure (III.49)) nous mentionnons qu'un CI idéal tend vers 1 ce n'est pas le cas pour les huit patientes car la technique de radiothérapie conformationnelle 3D ne conforme pas l'isodose de référence (ne sculte pas D95%) ça se limite à la conformation du volume PTV66 en utilisant comme collimateur tertiaire MLC.

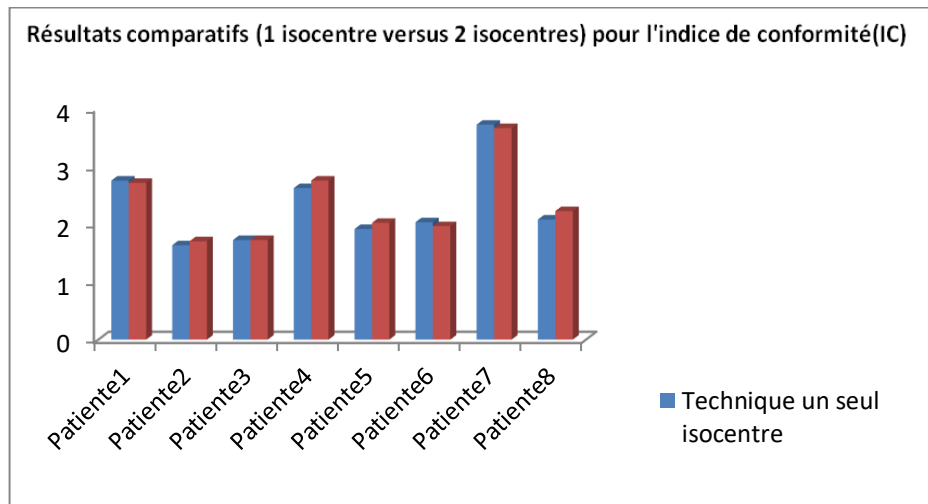


Figure (III.49) : Répartition l'indice de conformité selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

4. L'indice de conformité spatiale ou indice de Jaccard donne plus de précision quant à la position de D95% par rapport au volume PTV66. En effet avec l'indice de conformité « standard » présenté ci-dessus il n'est pas possible d'avoir des informations concernant la position de l'isodose de référence 95% par rapport au PTV66. Ainsi deux régions ayant le même volume mais situés à deux endroits différents peuvent malgré tout avoir un indice de conformité égal à 1. Ainsi l'indice de Jaccard permet de tenir compte de l'information spatiale. D'après la figure (III.50) et les deux tableaux (III. 3) et (III. 4) nous constatons que les valeurs de l'indice de Jaccard pour les patientes 1,2,3,6 et7 est légèrement supérieur dans le cas de la technique à deux isocentres, contrairement aux patientes 4 et 8 l'indice de Jaccard est nettement meilleure dans le cas de la technique mono isocentrique.

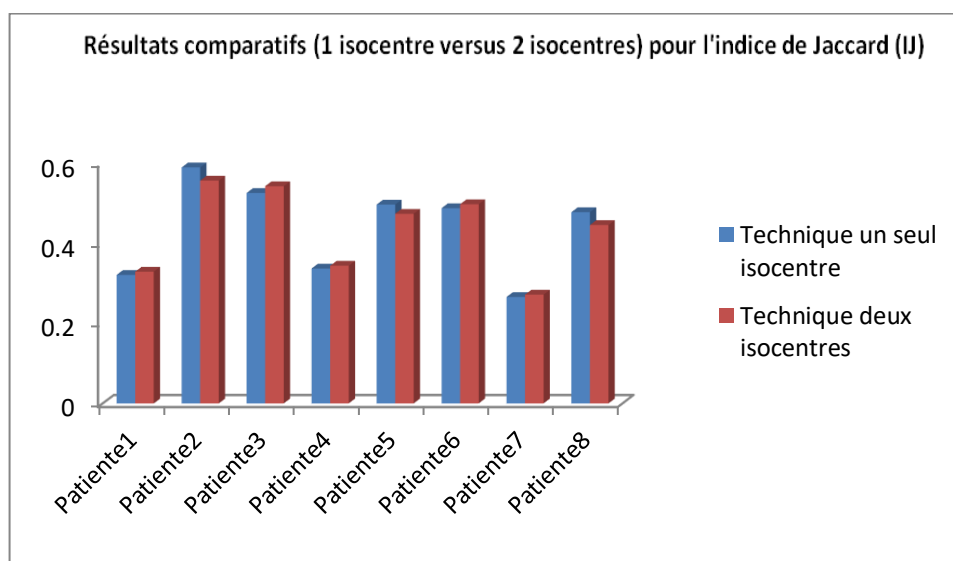


Figure (III.50) : Répartition l'indice de Jaccard selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

5. L'indice de gradient, un GI faible (proche de 1) signifie que la dose chute rapidement après avoir couvert la cible : c'est ce qu'on cherche pour limiter les effets secondaires. Un GI élevé indique une diffusion importante de la dose autour de la cible : le traitement est alors moins sélectif. Idéalement, un $GI < 3$ est souvent recherché. Plus la cible est petite, plus le GI souhaité est bas pour un traitement de haute qualité d'après la figure (III.51) et les deux tableaux (III. 3) et (III. 4) nous pouvons remarquer pour les patientes 1,2,3,5 et 8 la valeur de l'indice de gradient est meilleur dans le cas de technique mono isocentrique contrairement aux patientes 4,6 et 7 l'indice de gradient est supérieur dans le cas de la technique à deux isocentres.

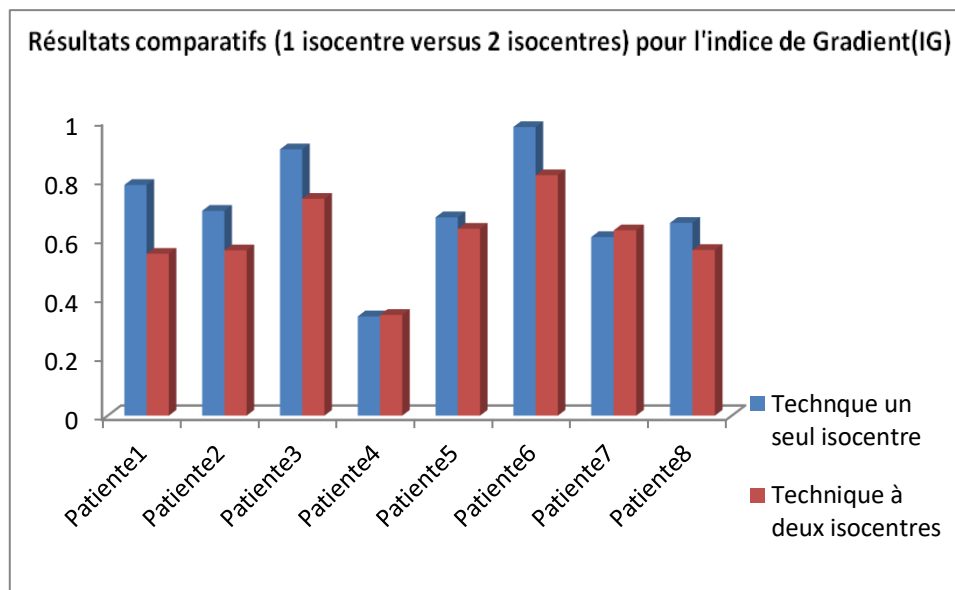


Figure (III.51): Répartition l'indice de gradient selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

6. Les unités moniteur (UM) représentent la quantité de rayonnement délivrée par un accélérateur linéaire (LINAC). Le système de mesure intégré à l'accélérateur compte les UM pendant l'émission des rayons. Une UM correspond à une quantité standardisée de rayonnement, calibrée pour une configuration de référence. Contrôle qualité : les UM sont vérifiés quotidiennement pour s'assurer de la stabilité de l'accélérateur. Dosimétrie patient : les UM sont calculés précisément par le système de planification (TPS) et validés physiquement. Sécurité : les UM sont surveillés en temps réel pendant le traitement ; un écart interrompt automatiquement l'irradiation. D'après la figure (III.52) et les deux tableaux (III. 3) et (III. 4) nous remarquons que le nombre d'UM calculé par le TPS Eclipse pour les patientes 1,3 et 8 est inférieur dans le cas de la technique à deux isocentres, en ce qui concerne les patientes 2,4,5,6 et 7 le nombre inférieur dans le cas de la technique à un seul isocentre. En effet bien que le nombre d'UM dans le cas de la technique à deux isocentres ne présente pas de gain temporel du fait le manipulateur positionne la malade deux fois contrairement à la technique à mono isocentrique un seul positionnement tout en ayant un gain temporel.

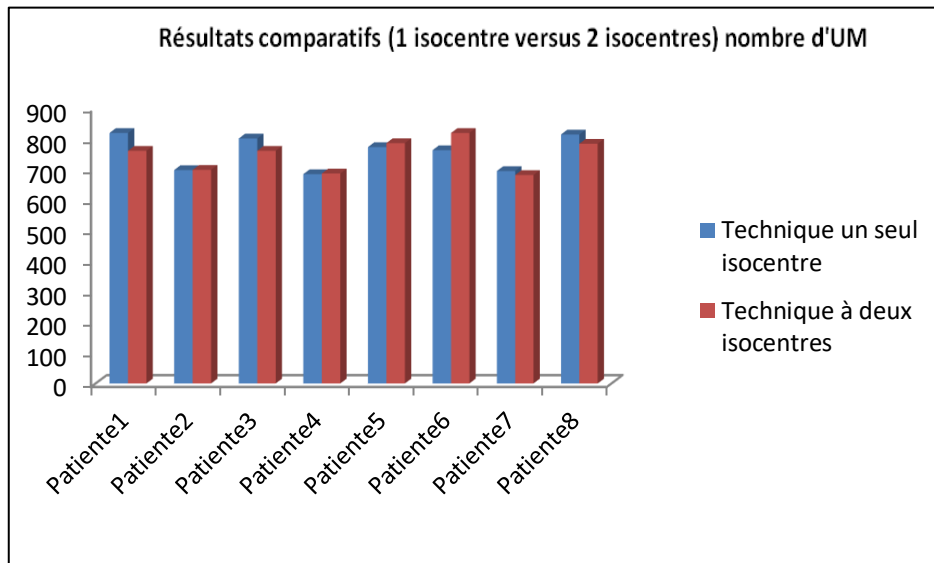


Figure (III.52) : Répartition l’indice de gradient selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

➤ **Organe à risque (OAR)**

Dans cette section, nous allons examiner les résultats pour organe selon un tableau récapitulatif (‘+’ : plus optimal ‘-’ moins optimal) et figures 9,10 et 11)

Tableau (III.7) : tableau récapitulatif OAR patients (1.2.3.4)

VOLUME	OBJECTIFS	PATIENT1		PATIENT2		PATIENT3		PATIENT4	
		Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres
Poumon G	V10Gy < 40%	+	-	+	-	+	-	+	-
	V20 Gy ≤ 35%	+	-	+	-	+	-	+	-
	V30Gy ≤ 20%	+	-	+	-	+	-	+	-
Coeur	Dmoy < 5Gy	-	+	+	+	-	+	+	-
	V10Gy < 30%	-	+	+	-	-	+	+	-
	V20 Gy ≤ 10%	-	+	-	+	+	-	+	-
Sein controlatéra 1	Dmoy < 2,5 Gy	+	-	-	+	-	+	+	+
	Dmax < 3Gy (1cc)	+	-	-	+	-	+	-	+

Tableau (III.8) : tableau récapitulatif OAR Dans patients (5.6.7.8)

VOLUME	OBJECTIFS	PATIENTS5		PATIENT6		PATIENT7		PATIENT8	
		Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres	Mono Isocentre	Deux Isocentres
Poumon G	V10Gy < 40%	-	+	-	+	=	=	-	+
	V20 Gy ≤ 35%	-	+	-	+	-	+	-	+
	V30Gy ≤ 20%	-	+	-	+	-	+	-	+
Coeur	Dmoy < 5Gy	+	-	-	+	+	-	+	-
	V10Gy < 30%	+	-	-	+	+	-	+	-
	V20 Gy ≤ 10%	+	-	-	+	-	+	+	-
Sein controlatéral	Dmoy < 2,5 Gy	-	+	-	+	-	+	=	=
	Dmax < 3Gy (1cc)	-	+	-	+	-	+	+	

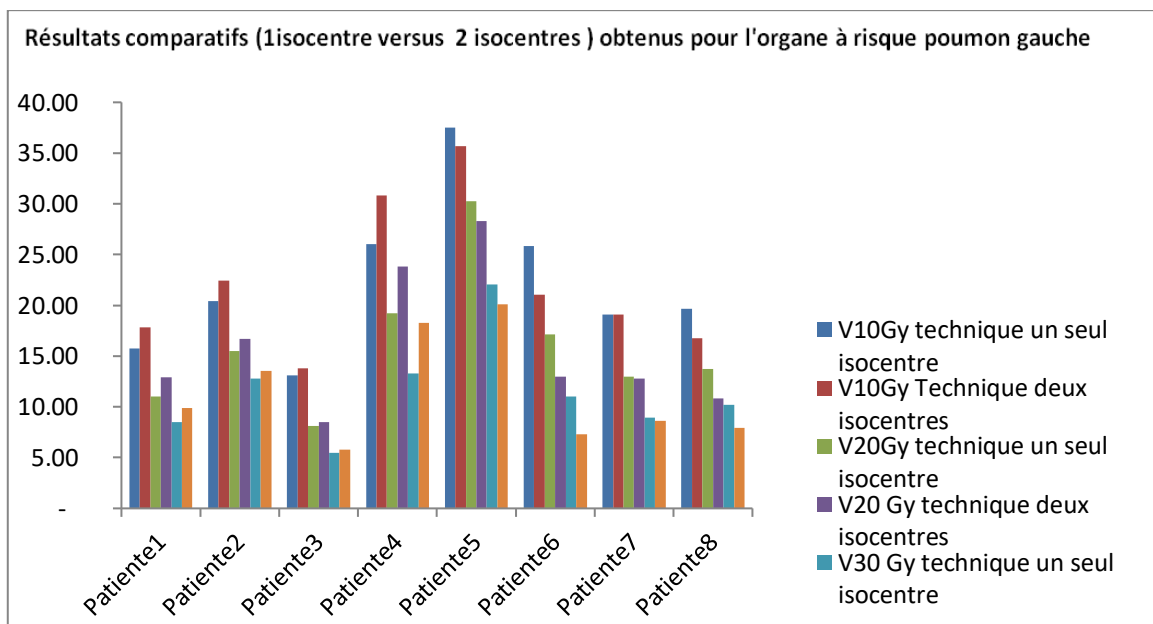


Figure (III.53): Répartition des résultats des contraintes obtenus pour l'organe poumon gauche selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

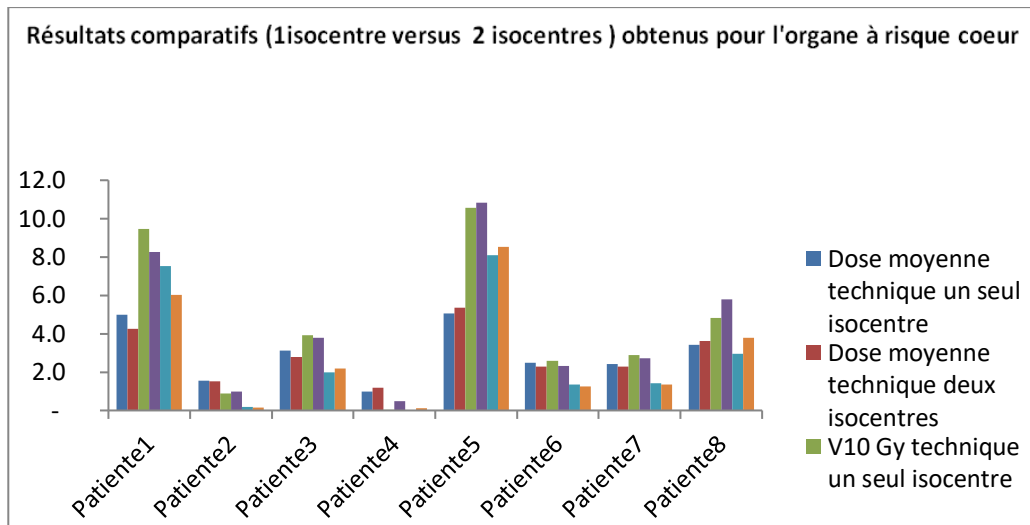


Figure (III.54): Répartition des résultats des contraintes obtenus pour l’organe cœur selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

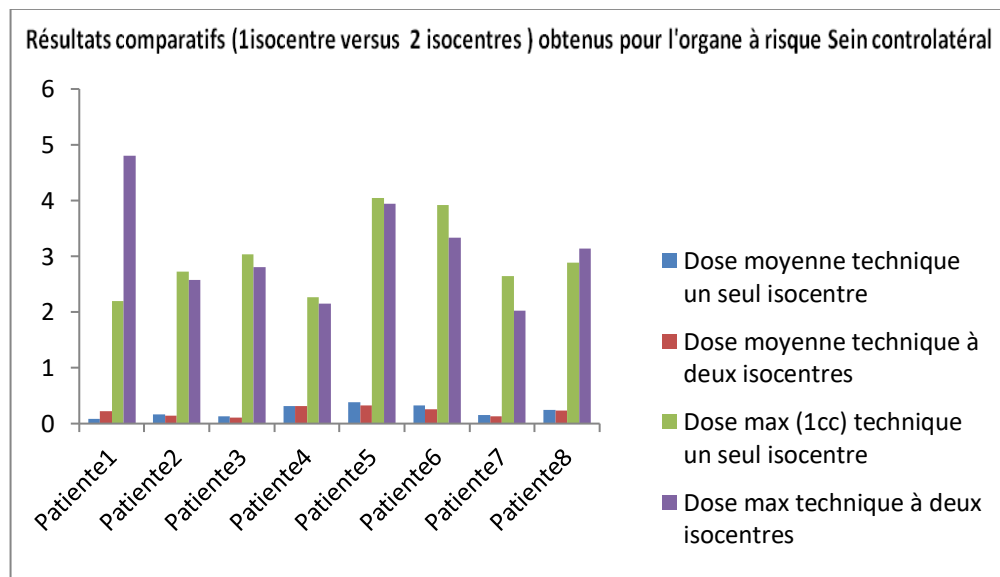


Figure (III.55): Répartition des résultats des contraintes obtenus pour l’organe sein droit selon les deux techniques (un seul isocentre et à deux isocentres).

des résultats des contraintes montrent une meilleure radioprotection des oragnes à risque dans le cas de la technique à deux isocentres

9. Conclusion :

Dans ce dernier chapitre, l'étude s'est concentrée sur l'essentiel du sujet, à savoir la comparaison entre deux techniques de radiothérapie : la technique à centre unique et la technique à double centre, en utilisant l'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm), tout en respectant les conditions de son utilisation afin d'obtenir une planification thérapeutique précise et efficace. Les deux techniques ont d'abord été définies, puis les différentes étapes de la planification ont été présentées, allant de la définition précise de la position du faisceau jusqu'à l'administration optimale de la dose au volume cible (PTV), tout en minimisant l'exposition des organes sains avoisinants.

Après l'obtention des résultats, deux études ont été réalisées :

1. **Étude qualitative :** Chaque cas a été analysé individuellement, avec une discussion des courbes dose-volume (DVH) propres à chaque patient, et une comparaison de la distribution de dose entre les deux techniques.
2. **Étude quantitative :** Une comparaison a été effectuée sur les doses administrées au volume cible PTV66 en utilisant six indicateurs d'évaluation, ainsi qu'une analyse des doses reçues par les organes à risque tels que le cœur, le poumon gauche et le sein controlatéral.

Cette comparaison vise à évaluer la performance thérapeutique de chaque technique et à déterminer laquelle offre la meilleure couverture dosimétrique du volume cible tout en préservant au mieux les tissus sains.

Conclusion générale

À l'issue de ce stage effectué au Centre de traitement du cancer par radiothérapie de Sétif, nous avons pu appréhender les différentes étapes de la prise en charge thérapeutique par irradiation, depuis la phase de simulation (scanner), en passant par le calcul dosimétrique, jusqu'à la mise en œuvre du traitement. Notre attention s'est particulièrement portée sur l'étude dosimétrique du cancer du sein, à travers la comparaison de deux techniques de radiothérapie : la technique à faisceau unique isocentrique et la technique à double faisceau isocentrique.

Les résultats obtenus ont montré que les deux techniques offrent une couverture dosimétrique acceptable du volume cible, avec des performances globalement similaires et sans différences statistiquement significatives. Toutefois, l'analyse qualitative a mis en évidence certains avantages en faveur de la technique à faisceau unique, notamment en termes de stabilité de positionnement du patient grâce à l'utilisation d'un seul centre isocentrique, de réduction du temps de traitement, ainsi que de diminution des interférences entre les faisceaux, permettant ainsi une meilleure homogénéité de la distribution de dose et une réduction des zones de surdosage (hot spots).

Cependant, nous n'avons pas été en mesure de confirmer ces avantages de manière plus rigoureuse, en raison de certaines limitations rencontrées au cours de l'étude. La principale contrainte a été la difficulté d'accès à un nombre suffisant de cas répondant aux critères requis. En effet, la majorité des patientes prises en charge dans le centre avaient subi une mastectomie totale, ou leurs plans de traitement ne comprenaient pas les éléments nécessaires à la comparaison (sein, aires ganglionnaires, boost). Ces contraintes ont ainsi limité la portée et la généralisation de nos résultats.

Nous espérons que l'avenir verra une adoption plus large des protocoles de radiothérapie conservatrice, accompagnée d'un dépistage plus précoce et systématique du cancer du sein, afin d'optimiser les perspectives thérapeutiques et de permettre des études plus approfondies et représentatives.

Ce stage nous a permis d'acquérir une vision globale et concrète des responsabilités du physicien médical en milieu hospitalier, constituant ainsi une base solide pour notre future carrière professionnelle dans ce domaine.

Bibliographies

- [1] Anatomie du sein le lien <https://www.depistagesein.ca/anatomie-du-sein/>
- [2] Livre :Cancer du sein p 03 par Jean-Philippe Brettes Carole mathelin Béatrice Gairard Jean-Pierre Bellocq .
- [3] Razali Sofiane. Cancer du sein Suivi d'une population sous chimiothérapie. Thèse de master en sciences biologiques. Université Abdelhamid Ibn Badis-Mostaganem, 2018, 109 pages.
- [4] Cancer du sein par Hôpitaux Universitaires Genève (HUG) , 30 aout 2024 .
- [5] Cancer du sein : comprendre le diagnostic. Société canadienne du cancer,2015.
- [6] Le cancer du sein par A.Aourra ,Faculté médecine de Batna(2020) . le lien (medcine.univ-batna2.dz).
- [7] Chapitre II : Radiothérapie et accélérateur médical pdf p02 le lien :(radiothérapie et accélérateur médical-mcours.net).
- [8] <https://www.iaea.org/fr/newscenter/news/quest-ce-que-la-radiotherapie>
- [9] Histoire de la Radiothérapie [archive] », sur laradioactivite.com, 5 décembre 2020 (consulté le 12 août 2024).
- [10] THIAM, C.O. Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte Carlo GATE sur grille informatique, Université Blaise Pascal Clermont-Ferrand II, 159P, (2007).
- [11] Chapitre II : Radiothérapie et accélérateur médical pdf p02 le lien :(radiothérapie et accélérateur médical-mcours.net) .
- [12] Les étapes avant et pendant la radiothérapie – Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG) : hug.ch
- Protocole de radiothérapie : les étapes du traitement – Centre de Radiothérapie et d'Oncologie Médicale (CeRAC) : cerac.radiotherapie.care
- Comment se préparer à la radiothérapie – Nova Gray : nova.gray.com .
- [13]] Chavaudra J,Bridier A. (2001). Définition des volumes en radiothérapie externe : rapports ICRU 50 et 62. Cancer/Radiothérapie, 5(5), 472–478. doi:10.1016/s1278-3218(01)00117-2
- [14] ICRU Report 50. Prescribing , Recording and reporting Photon Beam Therapy Bethesda , MD, International Commission on Radiation Units and Measuremnts ,1993 .
- [15] ICRU Report 50. Prescribing , Recording and reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda , , MD, International Commission on Radiation Units and Measuremnts ,1978 .
- [16] Recommandations médicales radiothérapie Saint-Paul-de-Vence PDF , p3 .
- [17] The International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), publié: 1^{er} Novembre 1999, 55p.
- [18] Effets biologiques des rayonnements ionisants ,PDF ,P05.
- [19]HANDBOOK Oncology Physics “A Handbook for Teachers and Students”,E.B. Podgorsak.
- [20]Recommandations N° 8 de Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics ,Member of the European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP) and the International Organization for Medical Physics (IOMP):Dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation. Octobre 2000
- [21]MARTIN MORELLE, ANISOTROPIC ANALYTICAL ALGORITHM : Analyse et perspective d'un nouvel algorithme de calcul en mode photon, (2005-2006).
- [22] Ulmer W and Harder, D. Applications of a triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. Z. Med. Phys. 1996; 3:68-74
- [23] Ulmer W and Kaissl W. A triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. Z. Med. Phys. 1995; 5:25-30.
- [24]Ulmer W, Pyyry J and Kaissl W. A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations

- [25] Ann Van Esch, Lara Tillikainen, Jukka Pyykkonen, Mikko Tenhunen, Hannu Helminen, Sami Siljamäki, Jyrki Alakuijala, Marta Paiusco, Mauro Iori, Dominique P. Huyskens; Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation; Medical Physics Vol. 33 No. 11, November 2006.
- [26] Antonella Fogliata, Giorgia Nicolini, Eugenio Vanetti, Alessandro Clivio and Luca Cozzi; Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: fundamental characterization in water; Physics in medicine and biology 51 (2006) page 1421-1438; doi:10.1088/0031-9155/51/6/004.
- [27] Janne Sievinen, Waldemar Ulmer, Wolfgang Kaissl. AAA photon dose calculation model in EclipseTM, Document ID: D CS71-AAAWP, Version: 0.1.
- [28] : David BENOIT « Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux », 26 Septembre 2008.
- [29] VARIAN, Planning reference guide for Eclipse algorithms, Eclipse 6.5, 29 June 2005.
- [30] Robin GARCIA « Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques », discipline Radiophysique et Imagerie médicales, l'université Toulouse III - Paul Sabatier, 21 Septembre 2009.
- [31] GASTEREN ET AL, The determination of phantom and collimator scatter components of the output of megavoltage photon beams: measurement of the collimator scatter part with a beam-coaxial narrow cylindrical phantom, Radiotherapy and Oncology, 20, pp. 250-257, 1991.
- [32] Dictionnaire médical de l'Académie de Médecine – ancienne version 2020. Le lien : <https://www.academie-medecine.fr>
- [33] <https://slideplayer.fr/slide/1324063/>
- [34] Sein technique mono-iso centrique, Procédure d'application au nouveau Centre Anti Cancer de Sétif
- [35] Stéphanie Servagi Vernat. Etude dosimétrique et évaluation de fonctions objectives développées en radiothérapie externe : Application à la validation d'une nouvelle technique de radiothérapie. [en ligne]. Thèse de doctorat en physique médicale. Université de Franche Comté, 2014, 239 p. Disponible sur : < <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01662484/document> > consulté le 4 juillet 2021 .
- [36] Azza Helal, Abbas Omar.(2015) Pan Arab Journal of Oncology : Homogeneity Index – Effective tool for evaluation of 3DCRT, Volume 8, No.2.
- [37] Bezdek, J. C. (1981). *Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms*. Springer Science & Business Media.
- [38] Shaw ,E. et al .(1993) .Radiation therapy oncology group : radiosurgery quality assurance guidelines .International Journal of Radiation Oncology , Biology , Physics ,27(5),1231-1239.
- [39] Jaccard ,P. (1912).The distribution of the flora in the alpine zone .New Phytologist ,11(2)
- [40] Krotkov, E.(1988).Focusing .International Journal of Computer vision ,1(3),223-237.

Abstract

This study aims to evaluate and compare the effectiveness and feasibility of two distinct radiotherapy techniques for breast cancer treatment: the single-isocenter field technique and the dual-isocenter field technique. The research begins with a theoretical overview of breast cancer and early detection methods, with a particular focus on the role of radiotherapy in the comprehensive treatment plan.

Both techniques were implemented using specialized planning software, allowing a dosimetric analysis based on defined qualitative and quantitative criteria, particularly dose homogeneity and hot spot distribution within the target volume.

The results showed overall comparable dosimetric performance between the two techniques. However, the single-isocenter technique demonstrated a relative clinical advantage in certain aspects, such as positioning stability, shorter treatment time, and reduced beam overlap, making it a potentially preferable option in selected clinical scenarios.

Résumé

Cette étude vise à évaluer et comparer l'efficacité et la faisabilité de deux techniques distinctes de radiothérapie dans le traitement du cancer du sein : la technique à mono-isocentrique et la technique à deux isocentrique . L'étude a débuté par une revue théorique sur le cancer du sein et les méthodes de dépistage, avec un accent particulier sur le rôle de la radiothérapie dans le cadre thérapeutique global.

Les deux techniques ont été appliquées à l'aide d'un logiciel de planification spécialisé, avec une analyse dosimétrique basée sur des critères quantitative et qualitative , notamment l'homogénéité de la dose et la répartition des zones de surdosage dans le volume cible.

Les résultats ont révélé une performance globalement comparable entre les deux techniques, tout en montrant un avantage relatif pour la technique à centre unique dans certains aspects cliniques, tels que la stabilité du positionnement, la réduction du temps de traitement et la diminution du chevauchement des faisceaux, ce qui peut en faire une option préférentielle dans certaines situations cliniques.

الملخص بالعربية:

تهدف هذه الدراسة إلى تقييم ومقارنة فعالية وجدوى تقنيتين مختلفتين في العلاج الإشعاعي لسرطان الثدي، وهما: تقنية الحقل الإشعاعي أحادي المركز وتقنية الحقل ثنائي المركز. استُهلّت الدراسة بعرض نظري حول سرطان الثدي وطرق الكشف المبكر، مع التركيز على دور العلاج الإشعاعي ضمن الخطة العلاجية المتكاملة.

تم تنفيذ كلا التقنيتين باستخدام برنامج تخطيط إشعاعي متخصص، حيث تم تحليل التوزيع الجرعي بالاعتماد على معايير كمية و نوعية محددة، مثل تجانس الجرعة وتوزيع النقاط الساخنة داخل الحجم المستهدف.

أظهرت النتائج تقاربًا عامًا في الأداء الجرعي بين التقنيتين، مع تسجيل أفضلية نسبية للتقنية أحادية المركز في بعض الجوانب السريرية، بما في ذلك ثبات الوضعية، قصر زمن العلاج، وتقليل تراكم الحقول الإشعاعية، مما يجعلها خيارًا سريريًا واعدًا في بعض الحالات.