

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
جامعة عمّار ثليجي بالأغواط
UNIVERSITE AMAR TELIDJI LAGHOUAT

كلية العلوم
FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT Sciences de la Matière



Mémoire de Master

Domaine : Sciences de la matière

Filière : physique

Option : physique médicale

Présenté Par :

Hadjadj Yamina

Sayad Zineb

THEME

Planification d'un traitement en radiothérapie dans le cas d'une tumeur du sein

Soutenu publiquement devant le jury composé de :

Saidat Boubakreur

professeur

Président

Mem Aissous Basma

M.A.A

Examineur

Dr Ferhat S.

M.A.A

Examineur

Zerguini Hocine

M.A.A

Rapporteur

Année Universitaire 2017- 2018

Remerciement

Il est temps de remercier les personnes qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce travail. Nous ne voulons pas oublier qui que ce soit ...alors. Ceux qui les oublient par inadvertance voudraient accepter nos excuses à l'avance.

Nous voulons remercier nos professeurs à Monsieur Zerquini Hocin pour avoir dirigé ce travail. Merci pour ton soutien et tes conseils avisés.

Nous remercions tous les membres de notre jury Monsieur Saidat B et Monsieur Dr Ferhat S et Mem Aissous Basma.

Enfin, Merci à tous les enseignants qui nous ont accompagnés sur notre parcours.

SOMMAIRE

Liste des figures	6
Liste de tableaux	7
Abréviations	8
Chapitre I	2
La cancérologie	2
Introduction	3
1.1 Anatomie du sein	3
1.2 Le cancer du sein	4
1.3 Les différents types de cancers du sein	4
1.4 Classification TNM et grades	5
1.5 Dépistage	8
Conclusion	9
Chapitre II	10
La radiothérapie et planification de traitement	10
Introduction	11
2.1 Traitement en radiothérapie.....	11
2.1.1 Définition	11
2.1.2 Les types différents de radiothérapie :	11
2.1.2.1 Les rayonnements utilisés en radiothérapie externe	12
2.1.2.2 Production des rayons	13
2.1.2.3 Unité de dose et doses en radiothérapie :.....	14
2.1.2.4 Actions biologiques des rayonnements ionisants :	14
2.1.3 Volumes cibles et dose prescrite	15
2.1.3.1 Volumes cibles et marges	15
2.1.3.2 Les organes à risque.....	16
2.1.3.3 Dose prescrite.....	19

2.1.4	Les accessoires de positionnement et position de la patiente.....	19
2.2	Simulation.....	21
2.2.1	Définition	21
2.2.2	La simulation comme telle	21
2.2.3	Dosimétrie	23
2.2.3.1	Anatomie bidimensionnelle	23
2.2.3.2	Option tomodensitométrie du simulateur	24
2.2.3.3	Le cas des grandes séparations	25
2.2.3.4	Choix la forme des faisceaux, de l'énergie et des filtres.	26
2.2.4	Traitement	28
2.2.4.1	Reproductibilité du positionnement.....	28
2.2.4.2	Contrôle de la qualité, imagerie portale	30
2.3	Simulation au tomodensitomètre	31
2.3.1	Position par rapport à la simulation conventionnelle	32
2.3.2	Accessoires nécessaires	33
2.3.3	Marques faites au tomodensitomètre.....	34
2.3.4	Marqueurs utilisés, leur composition et leur position sur la patiente.....	35
2.3.5	Région d'intérêt, épaisseur des coupes tomodensitométriques et reconstruction :	36
2.3.6	Moulage sur place	38
2.4	Dosimétrie	39
2.4.1	Anatomie tridimensionnelle :	39
2.4.2	Champs : incidences, angles et dimensions	39
2.4.3	Marqueurs.....	42
2.4.4	IMRT simple (radiothérapie par intensité modulée)	43
2.4.5	DRR et DSI	43
2.4.6	Traitement	45
2.4.7	Premier traitement : marques des projections de champ.....	45
2.4.8	Contrôle de la qualité, photo, images portales	47

conclusion.....	47
Chapitre III.....	48
Application : une situation réelle	48
Introduction	49
3.1 Matériels et méthodes	50
3.1.1 Diagnostic du cancer du sein.....	50
3.1.2 Planification de la radiothérapie.....	51
3.1.2.1 L'acquisition des données.....	51
3.1.2.2 Délinéation des volumes d'intérêts	51
3.1.2.3 Prescription et dosimétrie	51
3.1.2.4 Analyse des données dosimétriques et comparaison des plans	52
3.1.2.5 Statistique des résultats obtenus.....	52
3.1.2.6 Volumes cibles.....	52
3.1.2.7 Organes à risque.....	53
3.2 Impact clinique potentiel de ces résultats	54
3.3 Les effets secondaires	54
Conclusion.....	55
Conclusion générale	56
Annexes	58
Références	63
Résumé	66

Liste des figures

Figure1. 1: anatomie du sein	4
Figure1. 2: Localisation des pathologies cancéreuses	5
Figure1. 3: Stades 1 et 2 du cancer du sein	7
Figure1. 4: stades 3 et 4 du cancer du sein	8
Figure1. 5: mammographie	9
Figure 2. 1: Schéma d'un accélérateur linéaire.	14
Figure 2. 2: courbes isodoses d'un cancer du sein. Ici, les couleurs chaudes indiquent une dose forte (proches du 95%) ou points chauds et les couleurs froides des doses moins importantes. Les organes à risques ont été entourés en bleu.	16
Figure 2. 3: Desquamation humide dans le pli du sein	17
Figure 2. 5: Planche à seins	19
Figure 2.6: Thermoplastique	20
Figure 2.7: Position de traitement	20
Figure 2.4: Simulateur conventionnel	21
Figure 2.8: Tangentes	22
Figure 2.9: Calcul de l'isocentre	23
Figure 2. 10: Coupe profil	24
Figure 2. 11: coupe tomодensitométrique du simulateur	25
Figure 2.12: séparation	25
Figure 2.13: pondération des faisceaux	26
Figure 2. 14: a) TGI en champ ouvert et b) TGI et TGE en champ ouvert	27
Figure 2. 15: a) isodoses, faisceau perpendiculaire à la surface et b) isodoses avec filtre de 15 degrés	27
Figure 2. 16: a) tangente interne filtrée et b) ajout de la tangente externe filtrée	28
Figure 2. 17: position des règles sur la planche	29
Figure 2. 18: imagerie portale électronique	30
Figure 2.19: image portale de vérification	31
Figure 2.20: tomодensitomètre de sixième génération	31
Figure 2.21: planche excentrée	32
Figure 2. 22: position régulière et position remontée du coude	33
Figure 2.23: position avec la main sur le front	33
Figure 2. 24: dessus de table et rallonge	34
Figure 2.25: coin de plastique et bloc de mousse	34

Figure 2. 26: marques à la peau au tomodynamomètre	35
Figure 2.27: marqueurs radio-opaques	36
Figure 2.28: marqueur de limite latérale de planche	36
Figure 2.29: topogramme	37
Figure 2. 30: marqueurs sur la coupe centrale.....	38
Figure 2. 31: mesure de l'épaisseur de poumon	38
Figure 2. 32: position de l'isocentre	39
Figure 2. 33: angle de TGI adéquat	40
Figure 2.34: choix de l'angle de collimateur	40
Figure 2. 35: choix de l'ouverture de la mâchoire Y2	41
Figure 2. 36: bloc à position variable	41
Figure 2. 37: divergence en inférieur	42
Figure 2. 38: position du point de prescription	42
Figure 2. 39: marqueurs avant et après changement de densité	43
Figure 2. 40: DRR de la limite supérieure des tangentes	44
Figure 2. 41: DRR de la TGI et de la TGE	44
Figure 2. 42: DSI de la TGI et de la TGE	45
Figure 2. 43: DSI de TGI entrant dans le sein controlatéral	45
Figure 2. 44: DSI présentant des coches à l'entrée de la TGI	46
Figure 2. 45: correction de projection sur une DSI	46

Liste de tableaux

Tableau1.1 : Classification macroscopique des cancers du sein.....	5
Tableau3.1 : Volumes, écarts-types des OARs et des volumes cibles.....	51
Tableau3.2 : résumé des résultats dosimétriques concernant les organes à risque (OARs).....	53

Abréviations

Gy : Gray

MERM : Manipulateur d'Electroradiologie Médicale

MeV : Méga Electron Volt

MV : Méga Volt

OAR : Organe à risque

TTGI ou TTGE : La position de la table lorsque le laser sagittal se trouve sur la marque de l'entrée de la tangente interne (ou externe)

HTGI ou HTGE : la position du centre du sein en hauteur. À l'aide d'une règle et du laser coronal rasant l'entrée de la tangente interne (ou externe)

ACR5 : il existe une anomalie évocatrice d'un cancer

TNM : tumeur primitive, adénopathie régionale, métastases

ICRU 50 : Définition des volumes en radiothérapie externe

DRR : Reconstituit numériquement Radiographie

DSI : Image de la peau numérique

BEV : c'est-à-dire que la prise de vue se fait à partir de la tête de l'appareil.

AP : antéro-postérieure

CI : Index de conformité

HI : Index d'homogénéité

CO : Index de couverture

D_{Max} : Dose maximale

D_{mean} : Dose moyenne

D_{min} : Dose minimale

Introduction générale

Un cancer est une prolifération anormale des cellules. Le cancer du sein est le type de cancer le plus diagnostiqué chez les femmes des pays industrialisés si on exclut le cancer de la peau sans mélanomes. Il compte pour un tiers de tous les cancers développés par les femmes.

Il y a plusieurs facteurs de risque connus, Les facteurs les plus marqués sont l'âge, les antécédents familiaux et personnels du cancer du sein ou de certains types de maladies bénignes du sein, ainsi qu'une exposition du thorax à d'importantes doses d'irradiation. De plus, le début précoce des règles, une ménopause tardive, le manque d'activité physique, l'embonpoint, un traitement hormonal substitutif, une première maternité après 30 ans ou aucune maternité sont d'autres facteurs de risque connus.

La radiothérapie est une technique de traitement du cancer dont le principe est de détruire une tumeur au moyen d'irradiations externes successives par des rayons ionisants, tout en préservant au maximum les tissus sains. Le mode opératoire nécessite la connaissance morphologique de la tumeur ainsi que sa localisation précise dans l'organisme. Ces informations sont obtenues à partir d'images scanner ou d'IRM. Le protocole d'irradiation est alors déterminé par le médecin à l'aide d'un système de plan de traitement (TPS). Ce protocole définit l'énergie des faisceaux, leur forme, leur position et leur angle d'incidence.

Toute la difficulté consiste à choisir les meilleurs paramètres, c'est-à-dire ceux qui permettront d'atteindre la distribution de dose la plus efficace et la plus sûre pour traiter le patient.

La planification de traitement en radiothérapie est un processus complexe ; il a plusieurs étapes qui représentent des risques potentiels, comme il nécessite de multiples sources de données et des informations concernant le patient et l'équipement de traitement, et l'interaction de multiples professionnels en radiothérapie tel que les médecins, les physiciens et les techniciens.

Le calcul dosimétrique réalisé au cours de la planification de traitement diffère d'un logiciel à l'autre selon les protocoles de calcul, et les paramètres de traitement introduits.

Le présent mémoire est subdivisé en trois chapitres. Dans le chapitre I, nous avons donné une description des types de cancer du sein et rappelés les facteurs de risque. Le second chapitre est consacré à la radiothérapie et à la planification de traitement et le troisième chapitre Nous avons étudié un cas réel. Enfin, nous avons terminé avec une conclusion concernant notre travail.

Chapitre I

La cancérologie

Introduction

Un cancer signifie la présence de cellules anormales qui se multiplient de façon incontrôlée. Dans le cas du cancer du sein, les cellules peuvent rester dans le sein ou se répandre dans le corps par les vaisseaux sanguins ou lymphatiques. La plupart du temps, la progression d'un cancer du sein prend plusieurs mois et même quelques années.

Toutes les femmes atteintes d'un cancer du sein n'ont pas le même cancer, elles n'ont donc pas le même traitement. Chaque cancer est classifié, selon ses caractéristiques, à l'aide de la liste de classification.

1.1 Anatomie du sein

Les seins jouent un rôle important dans la féminité et dans l'image que la femme a de son corps. La fonction biologique du sein est de produire du lait afin de nourrir un nouveau-né.

Les seins reposent de part et d'autre du sternum, sur les muscles pectoraux et les muscles de la paroi thoracique. Ils sont larges à la base et l'aréole et le mamelon se trouvent au sommet. Sa partie la plus épaisse se situe près du creux axillaire.

Le sein est composé :

D'une mince couche de peau sous laquelle il y a une couche de tissu adipeux d'environ un centimètre d'épaisseur. Sous cette dernière se trouvent les vaisseaux sanguins, les vaisseaux lymphatiques, les ganglions lymphatiques, du tissu glandulaire, des nerfs sensoriels et des graisses.

Le tissu glandulaire composé des canaux galactophores et des lobules lactifères ou lobes mammaires dans lesquels est produit le lait, s'étend dans tout le sein et est séparé des pectoraux par une couche de tissu adipeux.

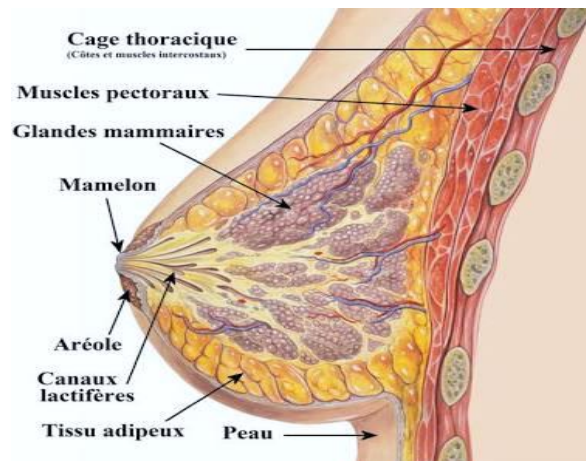


Figure1. 1: anatomie du sein [1]

1.2 Le cancer du sein

Le cancer du sein prend naissance dans les cellules du sein. La tumeur cancéreuse (maligne) est un groupe de cellules cancéreuses qui peuvent envahir et détruire le tissu voisin. Elle peut aussi se propager (métastases) à d'autres parties du corps. Les cellules du sein subissent parfois des changements qui rendent leur mode de croissance ou leur comportement anormal. Ces changements peuvent engendrer des affections non cancéreuses (bénignes) du sein, comme l'hyperplasie atypique et des kystes. Ils peuvent aussi entraîner la formation de tumeurs non cancéreuses, dont les papillomes intracanalaires.

Principaux facteurs de risque (Âge, antécédents personnels de pathologies mammaires, antécédents familiaux de cancer du sein dont les prédispositions génétiques, antécédents de radiothérapie thoracique à haute dose, surpoids et obésité chez la femme ménopausée, durée de l'exposition de l'organisme aux hormones, Tabagisme, consommation d'alcool). [2]

1.3 Les différents types de cancers du sein

Une forte majorité des cancers prennent naissance dans le tissu glandulaire et pas dans n'importe quelle région du sein. En effet, 50 % des cancers du sein se situent dans le quadrant supéro- externe de la glande, 15 % dans le quadrant supéro-interne, 11 % dans le quadrant inféro-externe, 18 % au niveau du mamelon et à peine 6 % dans le quadrant inféro-interne. [3]

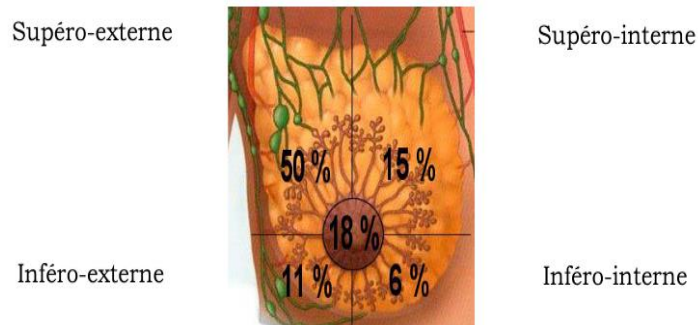


Figure1. 2: Localisation des pathologies cancéreuses [3]

Macroscopie	Fréquence	Type histologique	Diagnostic différentiel
	40%	Forme commune	Cicatrice radiaire
	15%	Médullaire, mucineux	Fibroadénome Sarcome Métastase
	30%	Carcinome lobulaire infiltrant	
	10%	Intracanaulaire (Vermiottes)	Galactophorite
Rien	5%		Mastose

Tableau1.1 : Classification macroscopique des cancers du sein [4]

1.4 Classification TNM et grades

Les différents cancers du sein ainsi que leur degré d'évolution locale et métastatique sont classifiés selon des stades bien définis, basés sur l'apparence des cellules. (TNM : tumeur, adénopathies et métastases). (Classification internationale des différents cancers). [5]

TX : tumeur primitive non évaluable

T0 : tumeur primitive imperceptible cliniquement

Tis : carcinome in situ incluant le carcinome intra canalaire, le carcinome lobulaire et la maladie de Paget du mamelon.

T1 : tumeur dont le diamètre est inférieur à 2 cm.

T1mic : micro-invasion de diamètre inférieur à 0,1 cm.

T1a : tumeur dont le diamètre se situe entre 0,1 cm et 0,5 cm.

T1b : tumeur dont le diamètre se situe entre 0,5 cm et 1 cm.

T1c : tumeur dont le diamètre se situe entre 1 cm et 2 cm.

T2 : tumeur dont le diamètre se situe entre 2 cm et 5 cm.

T3 : tumeur dont le diamètre est supérieur à 5 cm

T4 : indépendamment de la taille de la tumeur, il y a extension au-delà de la glande mammaire.

T4a : extension à la paroi thoracique

T4b : extension à la peau.

T4c : extension à la paroi thoracique et à la peau.

T4d : carcinome inflammatoire.

NX : ganglions lymphatiques régionaux non évaluables.

N0 : adénopathie régionale imperceptible cliniquement.

N1 : adénopathie(s) axillaire(s) homolatérale(s) mobile(s).

N2 : adénopathies axillaires homolatérales fixées à d'autres ganglions ou structures.

N3 : adénopathies de la chaîne mammaire interne homolatérale.

MX : métastases à distance non évaluables.

M0 : absences de métastases à distance.

M1 : présence de métastases à distance.

Chaque cancer est classifié, selon ses caractéristiques, à l'aide de la liste précédente. Au niveau clinique, les différentes combinaisons possibles des indices TNM sont regroupées en 5 stades.

Stade 0 : la maladie est in situ, localisée aux canaux et aux lobules, les cellules cancéreuses n'ont pas envahi les tissus adjacents. Le traitement, à ce stade, est souvent une mastectomie partielle à laquelle on ajoute de la radiothérapie.

Stade 1 : englobe les tumeurs de diamètre inférieur à 2 cm, Contrairement au stade 0, les cellules cancéreuses s'étendent au-delà des canaux, Le traitement privilégié à ce stade est la mastectomie partielle combinée à la radiothérapie.

Stade 2 : La taille de la tumeur est alors supérieure à 2 cm et inférieure à 5 cm la mastectomie partielle suivie de radiothérapie est le traitement le plus efficace.

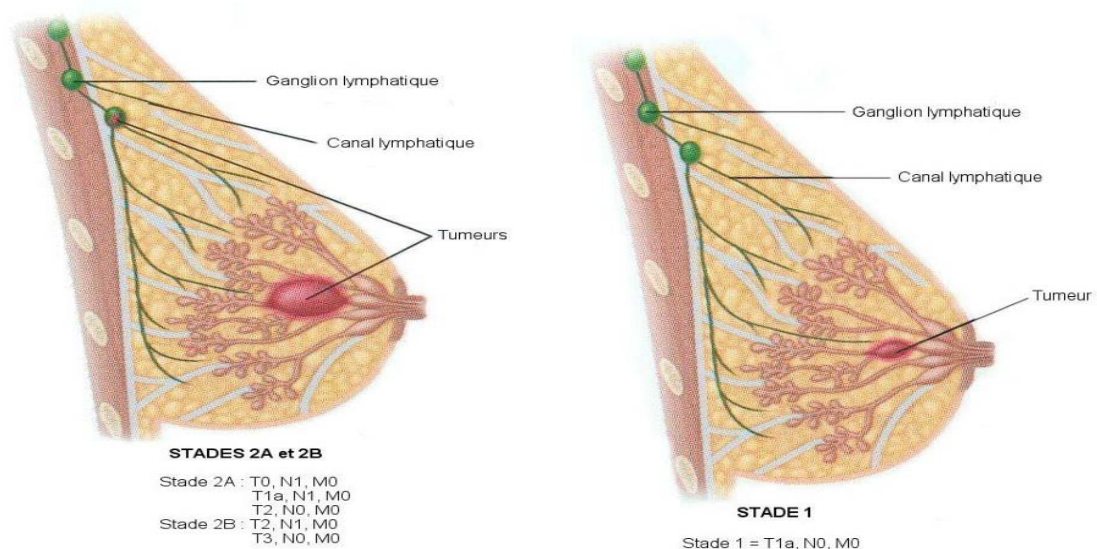


Figure1. 3: Stades 1 et 2 du cancer du sein [3]

Stade 3 : la maladie a attaqué les ganglions lymphatiques, La taille de la tumeur primaire n'a pas d'importance et le traitement du cancer est encore une combinaison de radiothérapie, chimiothérapie et hormonothérapie à la suite d'une mastectomie partielle ou totale.

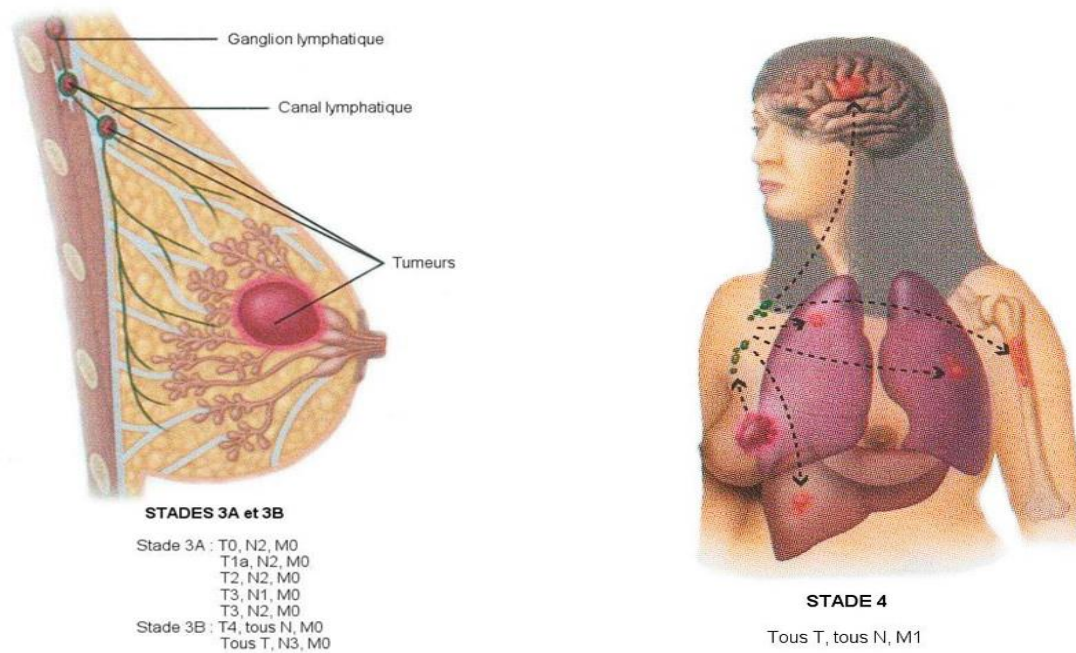


Figure1. 4: stades 3 et 4 du cancer du sein [3]

1.5 Dépistage

Avant de traiter un cancer du sein, encore faut-il l'avoir diagnostiqué. Un dépistage consiste à détecter un cancer avant qu'il ne soit palpable ou qu'il ne se traduise par un signe anormal comme une modification de la peau ou du mamelon.

Détecter tôt certains cancers permet de mieux les traiter en proposant des traitements moins lourds et qui offrent plus de chances de guérison. Le but du dépistage est de détecter parmi des personnes a priori non malades celles qui présentent des anomalies susceptibles d'être cancéreuses ou d'évoluer en cancer afin de les traiter rapidement.

L'examen utilisé pour dépister un cancer du sein est une mammographie (radiographie des seins).

Une mammographie détecte des anomalies de petite taille, dont certaines seulement se révéleront être un cancer. Ces anomalies sont parfois détectées même si l'examen clinique est normal.

Si une anomalie est découverte, le médecin prescrit des examens complémentaires (mammographie complémentaire, échographie, ponction et éventuellement biopsie) afin de confirmer ou d'éliminer le diagnostic de cancer. [6]



Figure1. 5: mammographie [7]

Conclusion

Chaque patiente atteinte d'un cancer du sein suit un traitement différent selon le stade et le grad de la tumeur maligne. Avant de traiter un cancer du sein, encore faut-il l'avoir diagnostiqué. Un dépistage consiste à détecter un cancer avant qu'il ne soit palpable ou qu'il ne se traduise par un signe anormal comme une modification de la peau ou du mamelon.

Chapitre II

La radiothérapie et planification de traitement

Introduction

Le processus de mise en œuvre des traitements comporte plusieurs étapes dont l'acquisition des données anatomiques du patient, la détermination des cibles à traiter et des organes à éviter, la définition des faisceaux de traitement, le calcul prévisionnel de la distribution de dose, l'évaluation et la mise en application du plan de traitement. L'étape de calcul prévisionnel de la distribution de dose à l'aide d'un système de planification des traitements ou TPS est une étape cruciale de la préparation du traitement.

2.1 Traitement en radiothérapie

2.1.1 Définition

« La radiothérapie est l'utilisation de rayonnements ionisants dans le traitement de certaines maladies, avant tout, les cancers. »

Elle est souvent associée à la chirurgie et /ou la chimiothérapie lors de traitements de cancers locorégionaux. Elle utilise les rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant la prolifération de celles-ci.

Elle agit sur la tumeur elle-même et aussi sur les ganglions satellites. Cependant, elle présente certains inconvénients. En effet, pour accéder au niveau de la tumeur, les rayons doivent traverser les tissus sains. Ces derniers sont endommagés au passage des rayons ionisants qui peuvent créer des lésions radio-induites iatrogènes réversibles ou irréversibles. Une évolution permanente de ce mécanisme de traitement est présente. Depuis la réduction de dose, les effets secondaires sont beaucoup moins importants mais restent tout de même présents. La quantité de rayons absorbés par le patient est calculée par des radiophysiciens, cette étape est appelée dosimétrie. [8]

2.1.2 Les types différents de radiothérapie :

Techniquement la radiothérapie présente deux formes de traitements :

- La curiethérapie : dite aussi brachytherapie

La curiethérapie est une forme de radiothérapie interne, de la radiothérapie par source encapsulée. La source des rayons ne se trouve donc pas à l'extérieur du patient mais est placée à l'intérieur du patient dans ou à petite distance du volume cible (la tumeur).

Il y a deux types de curiethérapies :

a) La curiethérapie par source scellée :

On distingue différents types selon la tumeur concernée

- L'endocuriethérapie ou curiethérapie intersticielle : les sources (généralement des fils d'iridium) sont placées à l'intérieur des tissus à irradier (peau, lèvre, sein, langue, anus, prostate, etc.)
 - Curiothérapie de contact ou endocavitaire ou plésio-curiothérapie : les sources sont placées dans une cavité naturelle et au contact de la tumeur (vagin, utérus, nasopharynx, par exemple). [9]
- b) La curiothérapie pare source non scellée :

Contrairement aux sources scellées, consiste à utiliser des radioéléments sous forme liquide (ex : Iode 131), introduites par voie générale ou locale.

- La transcutanée ou radiothérapie externe :

C'est la plus connue et la plus réalisée de nos jours. C'est essentiellement cette méthode qui est utilisée pour traiter les différentes pathologies cancéreuses du sein. Ce traitement est quasiment indolore et ne nécessite pas d'hospitalisation contrairement à la curiothérapie.

Le but est de délivrer de façon transcutanée et homogène une dose permettant la destruction des cellules cancéreuses, en minimisant la dose reçue par les tissus sains avoisinants. Plusieurs techniques sont possibles. En préopératoire, elle est utilisée pour un traitement conservateur mammaire, en association avec la chimiothérapie. Elle peut être proposée pour réduire la tumeur avant la chirurgie et tenter d'éviter l'ablation du sein. En per opératoire, une dose unique haute en énergie est administrée, ce qui diminue le risque de récurrence. C'est une méthode plus précise et plus immédiate. La peau n'est pas irradiée (Puisque le MERM profite de l'accès direct créé par le chirurgien) et le poumon est efficacement protégé par le placement temporaire d'une plaque de métal. En postopératoire, elle se fait en plusieurs séances, avec une dose plus ou moins importante par séance. Elle vise à détruire les cellules tumorales résiduelles et ainsi limiter une éventuelle récurrence après ablation de la tumeur. [10]

Pour un cancer du sein en utilisant la radiothérapie externe

2.1.2.1 Les rayonnements utilisés en radiothérapie externe

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme de particules ou de photons. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu

traversé, une partie ou la totalité de leur énergie. Le milieu absorbant subit donc des modifications dues à l'absorption des rayonnements.

Rayonnements indirectement ionisants : électriquement neutres, sont susceptibles de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu. Dans ce cas, l'ionisation se fait en deux étapes. Les rayonnements électromagnétiques (X et γ) et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents. L'étude quantitative de l'action des rayonnements ionisants entre dans le domaine de la radioprotection et de la dosimétrie. Elle est fondée sur la mesure de l'ionisation que ces rayonnements produisent dans le milieu traversé, par le biais de l'exposition, soit par la mesure de l'énergie qu'ils communiquent à la matière en la traversant soit par la dose absorbée. Si les rayonnements ionisants cèdent, en totalité ou en partie, leur énergie à la matière traversée, cette dernière subit en retour des modifications physiques, chimiques et thermiques. [11]

Rayonnements directement ionisants (Particules chargées) : sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons. [11]

2.1.2.2 Production des rayons

L'accélérateur linéaire :

C'est un appareil de physique nucléaire destiné à produire un faisceau de particules ultrarapides (électrons, photons) grâce à l'utilisation d'un champ électrique et d'un champ magnétique de haute fréquence. L'interposition dans le faisceau d'électrons d'une cible en tungstène conduit à la production de photons X.

Le bras de l'accélérateur tourne afin d'atteindre les angles d'irradiation désirés.

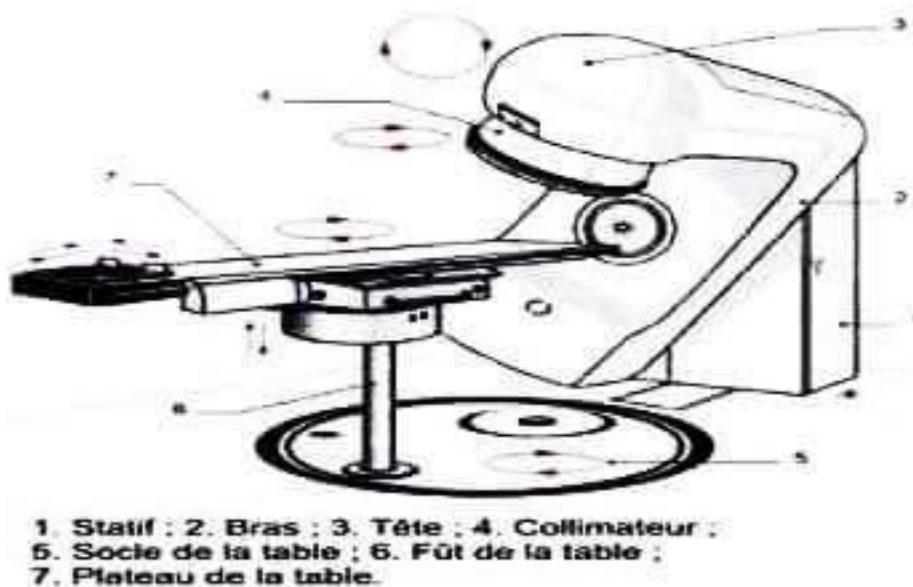


Figure 2. 1: Schéma d'un accélérateur linéaire. [10]

2.1.2.3 Unité de dose et doses en radiothérapie :

La radiothérapie a pour objectif de délivrer une dose suffisante au volume cible tumoral tout en épargnant les organes sains de voisinage. La dose s'exprime en Gray (Gy) et correspond à des Joules par kilogramme ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$). La radiothérapie peut être utilisée dans plusieurs objectifs, curatif d'une tumeur en place, préventif d'un site opéré. Les doses délivrées dépendent de l'objectif à atteindre.

La dose totale ne suffit pas à exprimer un traitement par irradiation. Il faut préciser la dose, le fractionnement et l'étalement. La dose totale est la dose que va recevoir le volume cible durant l'intégralité du traitement. La dose par fraction est la dose délivrée par séance.

Le fractionnement correspond au nombre total de séances. Il peut être classique : 2 Gy par séance et 5 séances par semaine. Soit hypo fractionné c'est-à-dire moins de séances avec une dose par fraction plus importante. Soit hyper fractionné, c'est-à-dire plus de séances avec une dose par fraction faible (elle reste rare car difficile à organiser).

L'étalement est la durée totale du traitement, du premier au dernier jour. En fonction du fractionnement, de l'étalement et de la dose par fraction, la dose équivalente biologique sera différente. [10]

2.1.2.4 Actions biologiques des rayonnements ionisants :

Elle se déroule en quatre étapes :

1- Etape physique : les rayons ionisants agissent directement sur les composants membranaires des cellules.

2- Etape chimique : le faisceau incident et l'eau contenue dans l'organisme réagissent. C'est la radiolyse de l'eau. Une chaîne de réactions biochimiques forme des produits toxiques (hydrogène gazeux et eau oxygénée). Ils lèsent l'ADN qui est la principale cible des rayons ionisants.

3- Etape cellulaire : Les étapes précédentes conduisent à un dysfonctionnement cellulaire. L'ensemble des lésions non réparées de la molécule d'ADN et des composants cellulaires donnent lieu soit à une mutation, soit à la mort cellulaire par apoptose.

4- Etape tissulaire : Il en résulte une nécrose des tissus. Cependant, la mort cellulaire est plus importante dans les tissus tumoraux que dans les tissus sains après une dose d'irradiation. En effet, les cellules sont plus radiosensibles durant la phase G2-M du cycle cellulaire. Comme les cellules tumorales se divisent plus souvent que les cellules saines, la probabilité d'irradier une cellule tumorale dans cette phase est plus importante. [10]

2.1.3 Volumes cibles et dose prescrite

2.1.3.1 Volumes cibles et marges

A partir des images médicales, les médecins et les physiciens médicaux délimitent les volumes cibles à traiter et les organes à risques à protéger. Le radiothérapeute dessine sur les différentes coupes d'images scanné du patient, l'ensemble des structures saines à protéger ainsi que les différents volumes à irradier. Ces notions de volumes ont été données dans le rapport N°50 de l'ICRU [ICRU-50, 1993] qui distingue :

- Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume GTV) :

C'est celui qui est palpable ou visible sur l'imagerie (scanner, IRM). Il recevra logiquement la dose la plus forte.

- Le volume-cible clinique (Clinical Target Volume CTV) :

Il comprend le GTV, ainsi que les extensions infracliniques, non visibles sur l'imagerie, mais connues à partir de l'histoire naturelle de la maladie (atteintes ganglionnaires occultes, par exemple). La définition du CTV reste encore du domaine du "subjectif" pour beaucoup de localisations.

- Le volume-cible planifié (Planning Target Volume PTV) :

Il comprend le CTV et une marge de sécurité qui permet de prendre en compte les incertitudes de positionnement, les mouvements éventuels des organes et du patient, ainsi que les problèmes d'homogénéité de dose à l'intérieur du volume-cible

- Le volume traité :

Il s'agit du volume contenu dans une surface isodose sélectionnée et spécifiée par le radiothérapeute comme appropriée pour traiter la maladie en cause. C'est celui effectivement traité qui doit

correspondre au mieux au PTV. On utilisera pour ce faire toutes les ressources de la balistique, en particulier les multifaisceaux, les caches personnalisés, le collimateur multilames...

- Le volume irradié :

C'est celui qui reçoit tout ou partie de la dose. En effet, les irradiations par photons vont délivrer, autour du volume que l'on veut traiter, une certaine dose aux tissus avoisinants. On pourra ainsi évaluer, en fonction de la dose maximale tolérée des organes à risque avoisinants, par exemple le volume de l'isodose correspondant à 80 %, 50 % ou 25 % de la dose prescrite

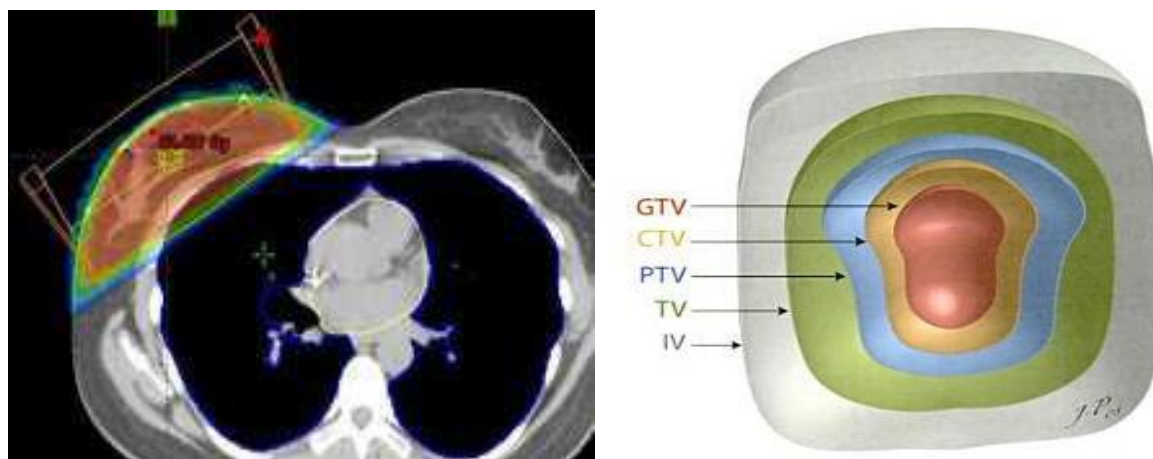


Figure 2. 2: courbes isodoses d'un cancer du sein. Ici, les couleurs chaudes indiquent une dose forte (proches du 95%) ou points chauds et les couleurs froides des doses moins importantes. Les organes à risques ont été entourés en bleu. [10]

En plus de la définition de ces volumes-cibles, l'ICRU 50 demande à ce que la dose soit bien spécifiée au centre ou près du centre du PTV.

L'utilisation des "volumes d'intérêt" comme définis ci-dessus devrait permettre d'optimiser rapidement la radiothérapie conformationnelle en pratique courante. [12]

2.1.3.2 Les organes à risque

Les rayons gamma atteignent la tumeur, mais aussi les cellules saines.

Évidemment, le fractionnement choisi privilégie les cellules saines, qui possèdent la résistance et la capacité de récupération, contrairement aux cellules cancéreuses qui ne peuvent se régénérer et meurent, mais les cellules saines sont tout de même affectées par la radiation. Les principaux organes à risque lors de la radiothérapie du sein sont la peau, les poumons, la cage thoracique, le cœur et le sein controlatéral. À ces organes à risque sont associés plusieurs effets secondaires pouvant apparaître pendant ou après le traitement de radiothérapie, en plus de la fatigue physique et morale provenant du stress causé par le diagnostic, des consultations et des divers traitements qu'une patiente reçoit.

a) Peau

Après deux semaines de traitement, la plupart des patientes ont des réactions cutanées. Cette rougeur de la peau, appelée érythème, est similaire à un coup de soleil. Souvent de grade 1 ou 2, elle varie selon la carnation naturelle de chaque patiente. Peu à peu, la peau pèle et la rougeur disparaît (desquamation sèche). Si le sein est volumineux ou affaissé, il peut apparaître un suintement de la peau au niveau des plis sous le sein. Cela se produit lorsque l'érythème d'une partie de la peau dégénère en desquamation sèche puis humide. Si la réaction de brûlure se poursuit, il peut même y avoir une ulcération de la peau, du prurit et le développement de champignons dans la zone humide



Figure 2. 3: Desquamation humide dans le pli du sein [3]

Parfois, apparaît en cours de traitement ou après un œdème du sein. Ce gonflement peut durer jusqu'à un an après la fin des traitements. Si la zone axillaire a été traitée, le bras du côté traité peut enfler. Cependant, un lymphœdème du bras n'apparaît pas durant les traitements de radiothérapie, mais souvent plusieurs années plus tard, après un effort important, une piqûre ou une brûlure (ce qui déclenche le système lymphatique, puis le bloque, l'ablation de ganglions provoquant un manque de drainage).

En plus des effets secondaires, qui eux sont temporaires, des séquelles de la radiothérapie peuvent apparaître, bien qu'elles soient exceptionnelles aujourd'hui. Les plus fréquentes sont œdème, douleur, perte de souplesse de la peau près de la cicatrice, déformation du sein et téléangiectasie (dilatation des vaisseaux capillaires). [13]

b) Poumon

Le poumon est un organe très sensible à la radiation et sa tolérance sera meilleure lorsque seulement une petite partie du volume pulmonaire est irradiée ou si la dose est délivrée en plusieurs fractions

avec une dose par fraction aux environs de 2 Gy. Ces deux conditions sont respectées lors de la radiothérapie du sein. Cependant, une certaine quantité de poumon est volontairement irradiée.

En effet, il n'est pas rare d'entendre une radio-oncologie dire : « je veux au moins 1,5 cm de poumon ». Ce choix est fait dans le but de traiter toute la glande, car éviter totalement le poumon créerait des régions de tissu mammaire non traitées près du sternum et de l'aisselle. Il faut être prudent sur la quantité de poumon dans les champs de traitement, car augmenter un peu l'épaisseur de poumon traitée augmente de beaucoup le volume. Lentement mais sûrement, les radiooncologues considèrent de plus en plus le volume pulmonaire traité. Certains prescrivent un cache pulmonaire pour une partie du traitement comme compromis.

Malgré que le poumon soit volontairement irradié, les risques de complications à cet organe sont très faibles. Deux problèmes peuvent se manifester au niveau pulmonaire : rapidement après l'irradiation, une pneumonie radique peut apparaître, et, plus tardivement, une fibrose radique. La pneumonie apparaît environ deux mois après le traitement. Les tissus situés dans le champ de traitement changent de densité et le phénomène se résorbe en un mois généralement. La fibrose pulmonaire est une transformation des tissus respiratoires en tissus cicatriciels. Il y a donc diminution de la capacité respiratoire. La fibrose pulmonaire induite par la radiation se développe, souvent sans symptômes apparents, plusieurs mois ou plusieurs années après la radiothérapie. Sur une image tomodensitométrique, elle se manifeste par une densité accrue et diffuse. [14] [15]

c) Cœur, sein controlatéral et cage thoracique

Le cœur contribue rarement à la toxicité lors de la radiothérapie du sein.

Cependant, comme les patientes traitées peuvent vivre très longtemps après avoir été traitées et que les complications cardiaques comme des lésions du péricarde ou du myocarde apparaissent tardivement, le cœur doit être épargné dans la mesure du possible.

Le problème ne se pose que pour le traitement du sein gauche.

Les côtes situées dans le champ de traitement sont affaiblies par la radiation.

Elles peuvent casser à la suite d'un léger choc, même si la probabilité de fracture n'est que de 5 % à 5 ans pour une dose de 50 Gy sur un tiers de la cage thoracique. Pour une prescription normale de radiothérapie, les risques de fractures sont faibles, sauf si certaines côtes se retrouvent dans une région de surdosage. [16] [14] [17]

Finalement, le sein controlatéral reçoit de la dose diffusée, surtout provenant de l'appareil. Ainsi, tout ce qui est placé entre le sein traité et le faisceau engendre du diffusé supplémentaire à prendre en considération, puisque cette dose délivrée inutilement peut induire le cancer dans le sein non traité.

2.1.3.3 Dose prescrite

La dose prescrite et le fractionnement utilisé dépendent de plusieurs facteurs. En traitement exclusif, tout le sein reçoit 50 Gy en 25 fractions. Il y a ensuite une évaluation des résidus de la tumeur. Si la réponse à la radiation est bonne, 10 Gy de plus sont donnés au sein, il n'y a pas de chirurgie et un surdosage en curiethérapie ou en radiothérapie externe est effectué. [3]

2.1.4 Les accessoires de positionnement et position de la patiente

Afin d'assurer une bonne reproductibilité de la position de traitement, plusieurs accessoires peuvent être utilisés. Pour la radiothérapie du sein, le principal accessoire est la planche à seins, telle qu'illustrée sur la figure 2.4



Figure 2. 4: Planche à seins [3]

La patiente est positionnée en décubitus dorsal sur la planche à seins. Cette dernière est munie de supports pour la tête et pour les bras. Chaque accessoire de la planche peut être placé à une multitude d'endroits, ce qui permet d'adapter la planche à toutes les anatomies. Le bras du côté traité doit être placé au-dessus de la tête pour ne pas qu'il se retrouve dans le chemin des faisceaux. Pour la même raison, une bonne partie de la planche à seins est faite d'une grille de carbone plutôt que de bois ou de métal.

En plus de la planche comme telle, un coin est placé en dessous, ce qui la transforme en plan incliné. L'angle du plan peut varier entre 5 et 20 degrés. Il est déterminé individuellement selon la pente du thorax. Le but du plan incliné est de rendre la partie antérieure du thorax parallèle à la table de traitement. Ainsi, l'angle du collimateur sera proche de zéro, ce qui évite de bloquer une partie du champ de traitement, qui autrement irradierait inutilement le poumon. D'un point de vue plus clinique, le plan incliné permet de faire tomber le sein en inférieur, rendant sa position plus reproductible d'une fraction à l'autre et l'éloignant de la tête.

Lorsque la glande tombe trop vers le bras ou qu'il se forme trop de plis de peau, il est préférable d'utiliser un thermoplastique pour modifier la position naturelle du sein, enlever les plis et remonter la glande vers le sternum. S'il est nécessaire, le thermoplastique est moulé pour chaque patiente.

Finalement, un coin de plastique et (pas toujours) un bloc de mousse sont placés sous les genoux pour éviter que la patiente glisse sur la planche à seins. La position de traitement est plus confortable, ce qui garantit une meilleure reproductibilité. La figure 2.6 montre une patiente en position de traitement.

[3]

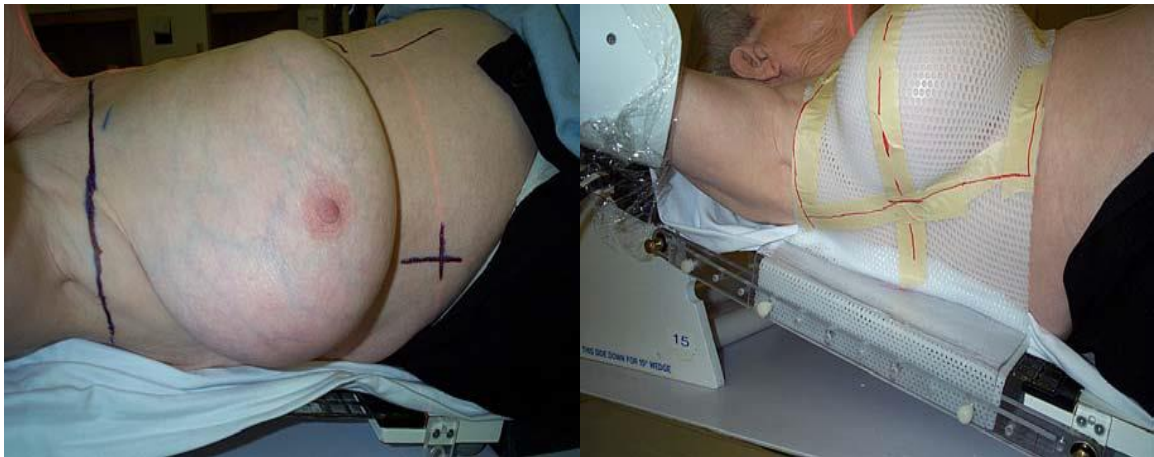


Figure 2.5: Thermoplastique [3]



Figure 2.6: Position de traitement [3]

2.2 Simulation

2.2.1 Définition

La simulation est une étape très importante de la chaîne de traitement. C'est à ce moment (rarement avant) que le radio-oncologue décide de la région à traiter, à la suite de quoi la majorité des paramètres de traitement seront déterminés : l'angle de bras de l'appareil, les angles de collimateur et de socle s'il y a lieu, ainsi que les grandeurs des champs de traitement.

– Le simulateur :

Le simulateur conventionnel (figure 2.7) est un mélange de composantes de deux machines bien différentes : l'appareil de radiographie de diagnostic et l'accélérateur linéaire. En effet, le simulateur permet de prendre des radiographies sur film et de visualiser en temps réel l'anatomie ciblée par le système d'imagerie par fluoroscopie. Les images obtenues sont des radiographies de transmission, sur lesquelles les grandeurs du champ de traitement sont illustrées par des fils de métal, les délinéateurs. Le médecin choisit, sur les films ou en fluoroscopie, la ou les régions à irradier. De plus, la table, le bras et la tête du simulateur sont faits pour imiter toutes les positions de traitement possibles avec un accélérateur linéaire. [18]



Figure 2.7: Simulateur conventionnel [3]

2.2.2 La simulation comme telle

Le traitement du sein seul est effectué avec deux faisceaux parallèles et opposés d'incidence tangente à la cage thoracique.

Une fois que la patiente est couchée sur la planche, si ce n'est pas déjà fait, le radio-oncologue vient en salle de simulation pour déterminer les limites des champs de traitement, soit les limites inférieure et supérieure des tangentes ainsi que l'entrée de la tangente interne et celle de la tangente externe. Il

donne aussi une certaine marge de manœuvre au cas où la position des tangentes ferait prendre une trop grande épaisseur de poumon.

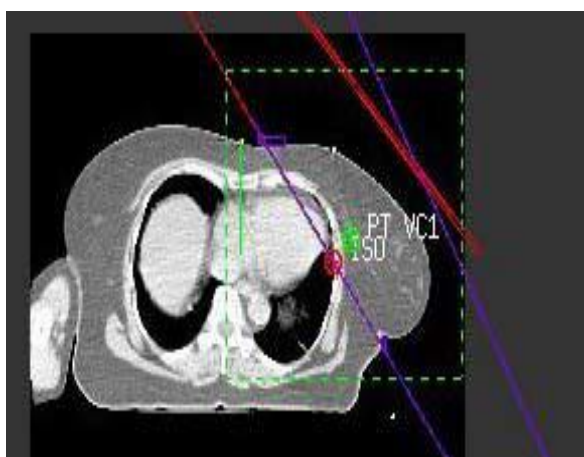


Figure 2.8: Tangentes [3]

La première chose à faire lors de la simulation d'un sein est de tracer la ligne médiane de la patiente. La patiente est déplacée avec la table ou sur la planche à seins jusqu'à ce que le laser sagittal passe en plein centre du sternum et par la fourchette sternale. Des marques à l'encre sont tracées à l'endroit du laser sur la peau.

Ensuite, il faut trouver la position de l'isocentre de traitement. Pour ce faire, il suffit de déterminer la position du centre du sein en direction transverse, latérale et en hauteur. Tout d'abord, il faut trouver le centre des tangentes en direction longitudinale. Les délinéateurs sont placés sur les limites inférieure et supérieure des tangentes. Une marque est faite sur le centre du sein, qui se situe au centre du réticule.

Puis, les lasers sont utilisés pour déterminer la position du centre du sein en hauteur. À l'aide d'une règle et du laser coronal rasant l'entrée de la tangente interne (ou externe), la distance entre la table et la tangente interne (ou externe) est mesurée (HTGI ou HTGE). Par rapport à la table, le centre du sein en hauteur se trouve à :

$$HT = \frac{(HTGI - HTGE)}{2} + HTGE$$

Puis, le laser sagittal est utilisé pour calculer la position du centre du sein en latéral. La position de la table lorsque le laser sagittal se trouve sur la marque de l'entrée de la tangente interne (ou externe) est notée TTGI (TTGE). Par rapport à la position de l'entrée de la tangente interne, le centre du sein en latéral se trouve à :

$$TG = \frac{(TTGI - TTGE)}{2} + TTGI$$

Un fil d'étain est placé sur l'entrée de chaque tangente, puis l'angle de bras est déterminé en fluoroscopie. Les tangentes doivent être parallèles et opposées, les marqueurs doivent donc se superposer parfaitement en BEV. Puis, l'angle de collimateur est choisi de manière à suivre la pente du thorax.

Tel qu'illustré à la figure 2.9, il est possible de savoir à quelle profondeur se trouvera l'isocentre de traitement à l'aide des mesures permettant de trouver le centre du sein en latéral et en hauteur. [3]

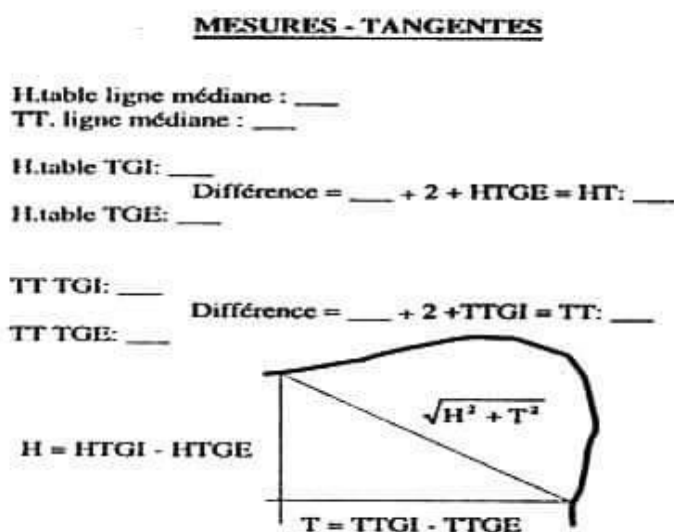


Figure 2.9: Calcul de l'isocentre [3]

Cette règle géométrique simple indique à quelle profondeur se trouve l'isocentre par rapport à l'entrée des tangentes. La DSP¹ de chaque tangente est vérifiée une fois que l'angle de bras est choisi.

2.2.3 Dosimétrie

2.2.3.1 Anatomie bidimensionnelle

Les radiographies obtenues au simulateur, qui sont des vues à partir de la tête de l'appareil, ou BEV, ne sont pas très utiles pour le calcul dosimétrique. Une vue transverse de l'anatomie est nécessaire. Anciennement, un pantographe était utilisé pour tracer sur une feuille le contour externe de la patiente au niveau de l'isocentre, soit en plein centre du sein. Maintenant, les lasers de la salle servent à faire le même travail. Une fois la lumière éteinte et le laser transverse placé sur l'isocentre, une caméra permet de voir le profil du laser sur le corps de la patiente. Ce contour est enregistré et c'est cette

¹ DSP : distance source-peau au niveau de l'axe central du faisceau.

coupe transverse qui est utilisée en dosimétrie. Évidemment, il n'y a aucune information anatomique à l'intérieur du profil ; la densité sera choisie comme étant égale à celle de l'eau, soit 1 g/cm³. La position et les dimensions du poumon et du cœur par rapport au champ de traitement sont inconnues. [3]

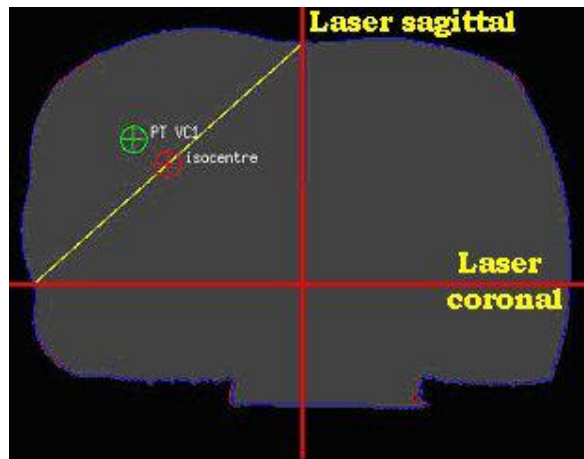


Figure 2. 10: Coupe profil [3]

Les valeurs des angles de bras et de collimateur ainsi que des grandeurs de champs sont entrées dans le logiciel de calcul de dose. Comme une seule coupe de l'anatomie est disponible, il faut accepter ce qui est à l'écran. Il n'y a aucune vérification possible de la grandeur des champs ainsi que leur projection sur la patiente.

En plus, aucun marqueur n'identifie l'entrée des tangentes et la position de l'isocentre. Seulement les lasers de positionnement peuvent être utilisés, à condition que le laser sagittal ait été placé sur l'entrée de la tangente interne et que le laser coronal ait été placé sur l'entrée de la tangente externe (figure 2.10). La position de ces lasers sur l'image profil indiquera les positions d'entrée des tangentes. L'isocentre sera placé à mi-chemin des entrées. [3]

2.2.3.2 Option tomодensitométrie du simulateur

Certains appareils de simulation conventionnels possèdent une option tomодensitométrie, c'est-à-dire qu'il est possible de prendre des coupes tomодensitométriques. Un exemple d'une de ces coupes est illustré sur la figure 2.11.

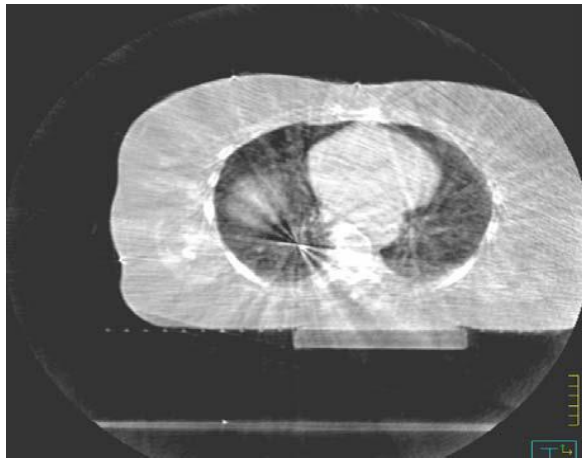


Figure 2.11: coupe tomodensitométrique du simulateur [3]

Plusieurs minutes sont nécessaires pour obtenir une coupe, ce qui ne permet pas d’imager tout le sein. Comme pour les coupes profils obtenues avec les lasers, seulement la coupe centrale est utilisée. Bien que l’option tomodensitométrie du simulateur illustre l’anatomie interne, les nombres CT (Computed Tomography) ne sont pas stables et ne rendent pas les bonnes densités. L’image obtenue ne permet pas de distinguer une possible différence de densité dans le sein. De plus, l’isocentre de reconstruction de l’image est truffé d’artéfacts. [3]

2.2.3.3 Le cas des grandes séparations

Selon plusieurs études, les patientes ayant des seins volumineux sont plus sujettes aux réactions aiguës de la peau. Non seulement les gros seins font plus de plis, mais la variation de séparation entre l’entrée des tangentes par rapport à celle de la coupe centrale est plus importante chez les patientes plus corpulentes (figure 2.12). L’information fournie par la coupe centrale n’est pas suffisante. [19] [20] [21]

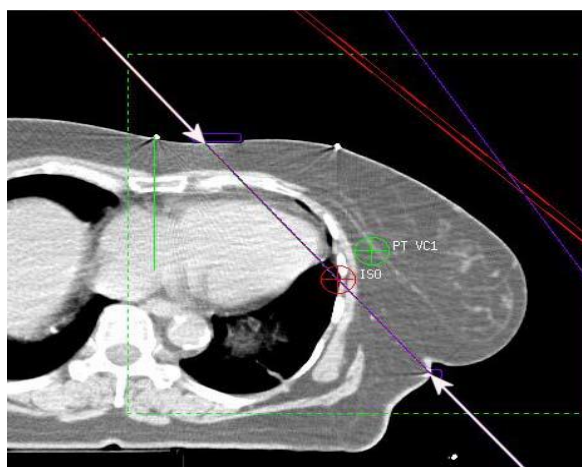


Figure 2.12: séparation [3]

2.2.3.4 Choix la forme des faisceaux, de l'énergie et des filtres.

La forme des faisceaux est toujours ajusté de la même façon. Sur la coupe centrale, les isodoses doivent être symétriques. Par exemple, si l'isodose 110 %, en jaune sur la figure 2.13, apparaît en entrée de la tangente externe mais pas en interne, le poids de la tangente externe sera diminué et celui de la tangente interne augmenté de manière à ce que le surdosage soit à peu près égal de chaque côté ou qu'il disparaisse (figure 2.13).



Figure 2.13: pondération des faisceaux [3]

Les rayons gamma du cobalt 60 sont encore utilisés de nos jours en radiothérapie du sein, mais des rayons gamma plus énergétiques, de 6 MV ou 18 MV, produits par de petits accélérateurs linéaires, sont plus souvent prescrits. Des photons de 4 MV sont aussi utilisés, ces derniers ayant une énergie moyenne proche de celle du cobalt 60, sauf que la pénombre du faisceau provenant de l'accélérateur est meilleure. La plupart du temps, des photons de 6 MV sont utilisés plutôt que ceux de 23 MV. Comme les photons de basse énergie déposent un maximum de dose plus en surface, ils permettent plus de traiter une partie superficielle du sein. Parfois, lorsque la séparation est trop élevée, les photons de 6 MV n'ont pas un rendement en profondeur suffisant pour traiter le centre du sein convenablement sans trop surdoser à l'entrée et à la sortie des faisceaux. Selon, des photons de haute énergie sont nécessaires dès que la séparation dépasse 22 cm. [22]

La seule règle non-écrite concernant les hautes énergies, c'est que leur pondération ne doit pas excéder 40 % du total (20 % par tangente), ceci afin d'éviter de perdre trop de dose à la peau.

L'angle des tangentes fait que les faisceaux atteignent la surface du sein avec une incidence oblique. De plus, l'épaisseur de la glande à sa base est plus élevée qu'à son sommet, ce qui amplifie l'effet d'obliquité. Pour délivrer 100 % de la dose à la base, il faudra donner un nombre de MU² de beaucoup

² MU : *Monitor Unit*. Le calibrage des accélérateurs linéaires donne 1 MU = 1 cGy à d_{\max} pour un champ de référence de 10 cm X 10 cm. À 6 MV, d_{\max} vaut 1,5 cm et 3,5 cm à 23 MV.

supérieur à ce qui serait nécessaire pour traiter le sommet, ce qui donne lieu à une distribution de dose en escalier (figure 2.14b).

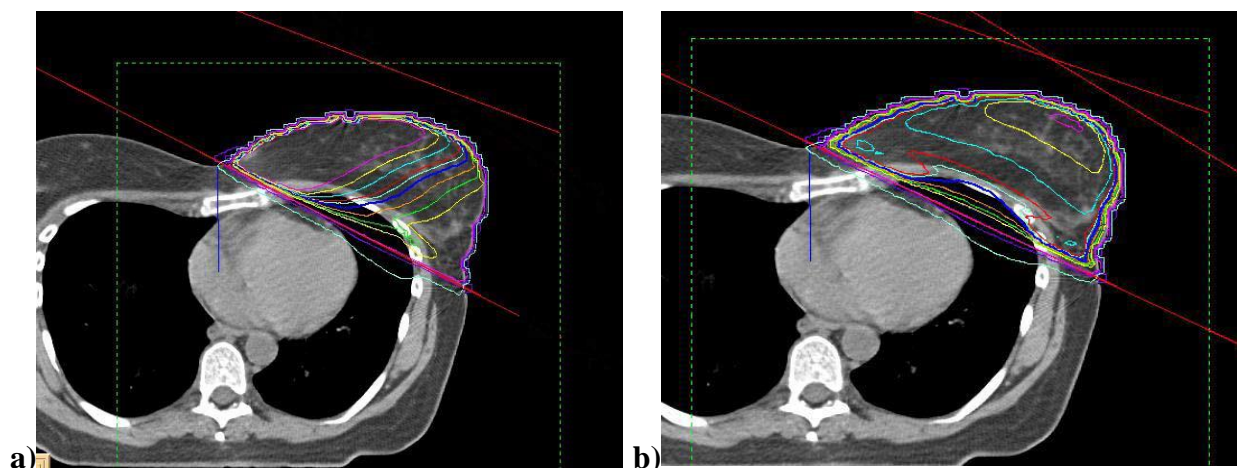


Figure 2.14: a) TGI en champ ouvert et b) TGI et TGE en champ ouvert [3]

Pour rendre la distribution de dose plus uniforme à l'intérieur du volume cible, il faut utiliser des filtres. Ils modifient l'angle des isodoses par rapport à l'axe central du faisceau. Par exemple, lorsque le faisceau pénètre dans du tissu dont la surface est perpendiculaire à l'axe central, les isodoses sont parallèles à la surface (figure 2.15a).

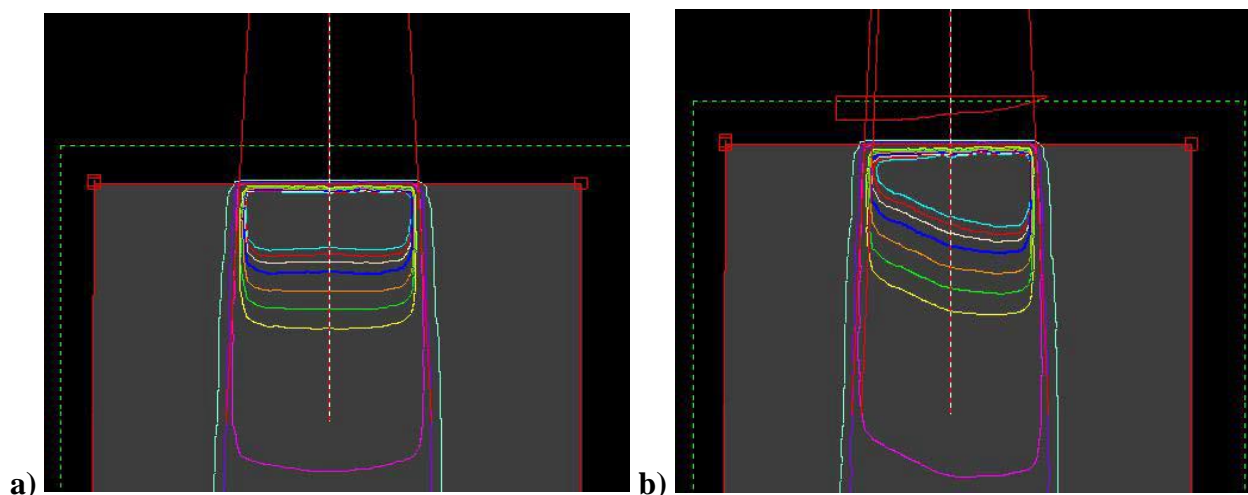


Figure 2.15: a) isodoses, faisceau perpendiculaire à la surface et b) isodoses avec filtre de 15 degrés [3]

Les filtres modifient la fluence du faisceau. Ils ont la forme d'un coin ; la partie la plus épaisse atténue plus la radiation comparativement à la partie mince. Par conséquent, les isodoses iront plus en profondeur du côté mince du filtre. (En plus d'atténuer la fluence, les filtres durcissent la radiation qui réussit à traverser le filtre.)

Les filtres sont construits pour incliner les isodoses avec des angles bien définis à 10 cm de profondeur dans le tissu sur l'axe central du faisceau. Par exemple, un filtre de 15° inclinera les isodoses de 15° à 10 cm de profondeur sur l'axe central (figure 2.14b).

L'angle des filtres se définit aussi avec le gradient de dose, la variation de dose en pourcentage par centimètre. Lorsque les tangentes ne sont pas filtrées, la somme des gradients pointe vers le haut, la dose augmente donc de bas en haut comme sur la figure 2.14b des tangentes en champ ouvert. L'ajout d'un filtre équivaut à remplacer le tissu manquant au sommet du sein. Bien choisi, le filtre élimine la composante transverse du gradient et les isodoses redeviennent perpendiculaires à l'axe du faisceau (figure 2.16a comparativement à la figure 2.14a). Ensuite, il suffit d'ajouter la deuxième tangente filtrée pour obtenir une dosimétrie satisfaisante (figure 2.16b).

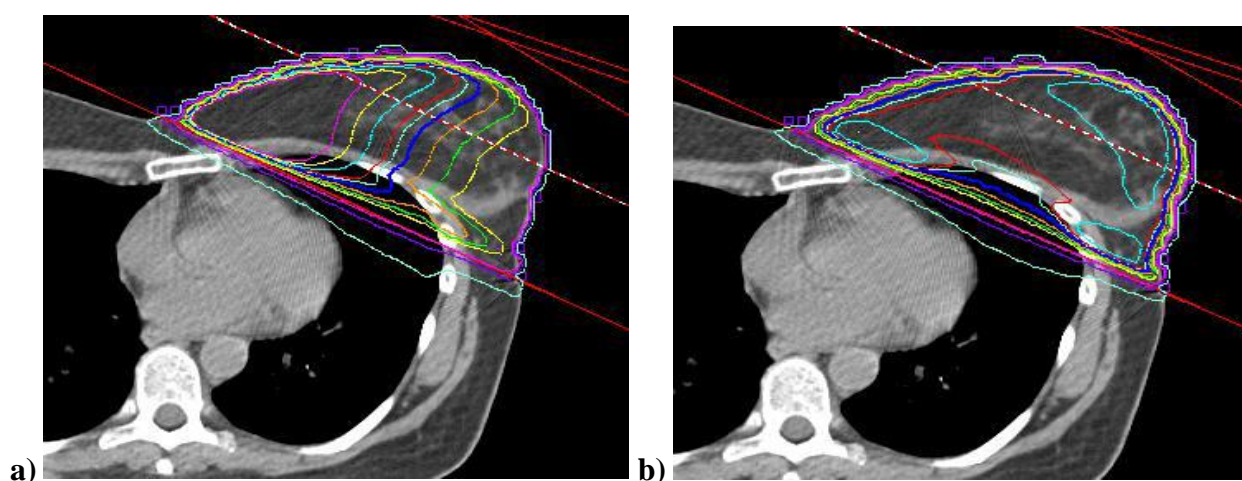


Figure 2. 16: a) tangente interne filtrée et b) ajout de la tangente externe filtrée [3]

Selon la forme de chaque sein, le choix des filtres ne sera pas le même. En effet, un sein très tombant vers le bras peut ne pas avoir besoin de filtre sur la tangente externe, mais avoir besoin d'un filtre de 30° pour la tangente interne.

Cependant, pour éviter que le sein controlatéral ne reçoive inutilement de la dose diffusée par le filtre, si un filtre d'angle plus élevé doit être utilisé sur une ou l'autre des tangentes, c'est la tangente externe qui sera la plus filtrée. En dosimétrie, les technologues choisissent à l'œil les filtres à utiliser, ils ne prennent pas la peine de calculer la dose en champs ouverts et d'analyser la situation avec les gradients de dose ! [3]

2.2.4 Traitement

2.2.4.1 Reproductibilité du positionnement

La planche à seins est un dispositif d'immobilisation efficace. Une fois déterminée, la position des accessoires demeure la même tout le long du traitement. De plus, deux règles placées sur la planche

à seins permettent un positionnement très précis (voir figure 2.17), la règle longitudinale et la règle latérale.

La première, parallèle à l'axe sagittal, est utilisée avec le laser transverse et la limite supérieure des tangentes pour vérifier que la patiente est bien placée sur la planche en direction tête-pieds, c'est-à-dire qu'elle n'est ni trop haut ni trop basse sur la planche. La seconde se retrouve au-dessus de la tête de la patiente, parallèle à l'axe transverse. Elle permet, à l'aide du laser sagittal placé sur la ligne médiane de la patiente, d'avoir la bonne position en latéral.

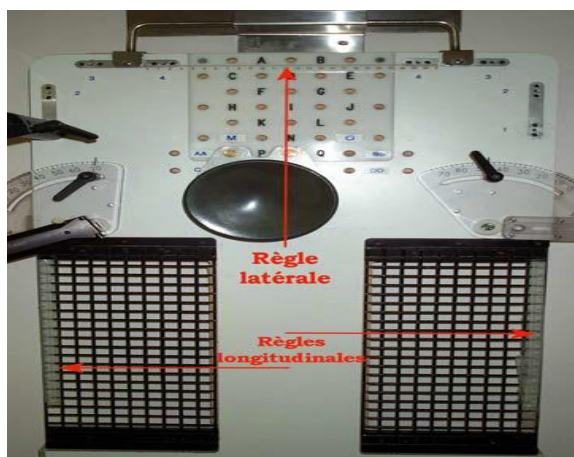


Figure 2. 17: position des règles sur la planche [3]

Une fois que les mesures des règles sont bonnes et que la tête et le bras de la patiente sont correctement placés, il se peut que les marques à la peau et le champ lumineux ne correspondent pas. Plusieurs causes sont à envisager : une augmentation du tonus musculaire ou une diminution au fur et à mesure que le traitement se déroule (moins de stress), une rotation du thorax par rapport à la planche à seins ou une rotation de la peau par rapport au thorax. Pour que le champ lumineux et les marques à la peau coïncident, certains paramètres de l'appareil sont modifiables : l'angle de bras, de collimateur et les dimensions de champ. Cependant, les modifications ne doivent pas excéder les tolérances de $\pm 3^\circ$ pour les angles de bras et de collimateur et de 0,5 cm pour les grandeurs de champ (3 mm par mâchoire, 5 mm au total). Si ces dernières sont modifiées de plus de 1 cm, il faut recalculer les MU avant de traiter la patiente. Il y a aussi une certaine tolérance sur les DSP et la HTGE (hauteur de la tangente externe), mais l'évaluation se fait au cas par cas. Par exemple, une variation de DSP de 1 cm en tangente externe pour une patiente obèse ne sera pas aussi importante que pour une patiente de petite taille compte tenu du mouvement des tissus adipeux. Dès que ce sont les angles qui sortent des tolérances ou si les DSP ou la HTGE sont trop loin des valeurs simulées, la patiente doit être contrôlée, c'est-à-dire qu'elle n'est pas traitée et doit retourner au simulateur. [3]

Comme le sein est un organe externe, il est très facile de bien le positionner dans le champ de traitement comparativement à un organe interne, car pour ce dernier, ce sont les marques à la peau

qui sont utilisées pour le positionnement, pas l'organe lui-même comme dans le cas du sein. Toutefois, il faut tout de même surveiller les rotations du thorax, car le poumon et le cœur peuvent être plus irradiés dans certains cas.

2.2.4.2 Contrôle de la qualité, imagerie portale

Lors de la première fraction, des images portales de chaque tangente sont prises.

L'imagerie portale permet de tirer de l'information du faisceau de traitement transmis à travers le patient (figure 2.18).

Les photons transmis à travers la patiente traversent la plaque de métal, tandis que les électrons incidents sont bloqués, ce qui améliore le contraste des images. Les photons génèrent des électrons secondaires par leur passage dans la plaque de métal, électrons qui vont induire l'image sur l'écran fluorescent de phosphore. Ce dernier transmet une image en lumière visible, captée par une caméra vidéo après avoir été déviée par un miroir à 45° et être passée dans une lentille convergente. Un ordinateur fait l'acquisition des données qui peuvent être visualisées à l'écran presque instantanément. L'imagerie portale permet de vérifier en ligne la position. Pour le traitement du sein, l'inclusion de toute la glande dans les champs de traitement ainsi que l'épaisseur de poumon est vérifiée pour chaque tangente et doit être approuvée par le médecin. [23] [24]

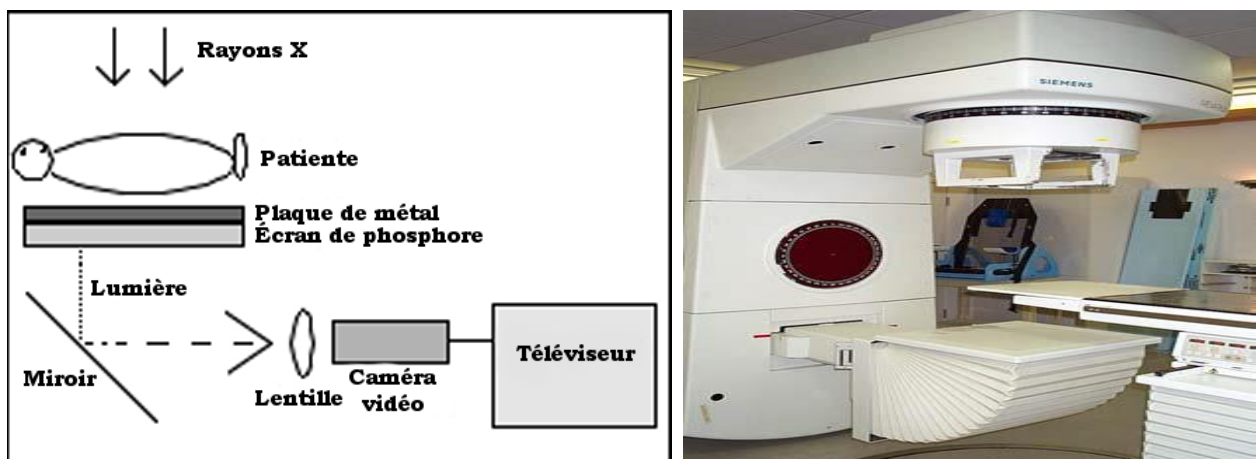


Figure 2. 18: imagerie portale électronique [3]

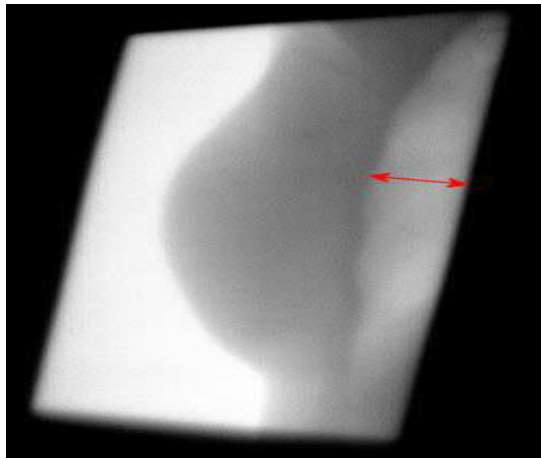


Figure 2.19: image portale de vérification [3]

Malgré que les lasers de positionnement, la table de traitement, la coïncidence du champ lumineux avec le champ de radiation et les marques à la peau soient précis à ± 2 mm, les études de Pouliot et de Lirette a démontré que, dans l'ensemble, l'erreur totale était inférieure à la tolérance de 5 mm

2.3 Simulation au tomodensitomètre

Les CT simulateurs ont beaucoup évolué depuis leurs débuts. Ils sont devenus des pièces maîtresses d'un département de radio-oncologie. Un CT simulateur, tout comme un simulateur conventionnel, est une combinaison de composantes d'appareils déjà existants. L'appareil est composé d'un tomodynamomètre de diagnostic, d'un système de lasers de positionnement et de tout ce qui est nécessaire au marquage et à l'impression de films.

Le tomodynamomètre de sixième génération, c'est-à-dire que le tube à rayons X tourne autour du patient à l'intérieur d'une couronne complète de détecteurs en même temps que la table se déplace à l'intérieur du tube (figure 2.20)

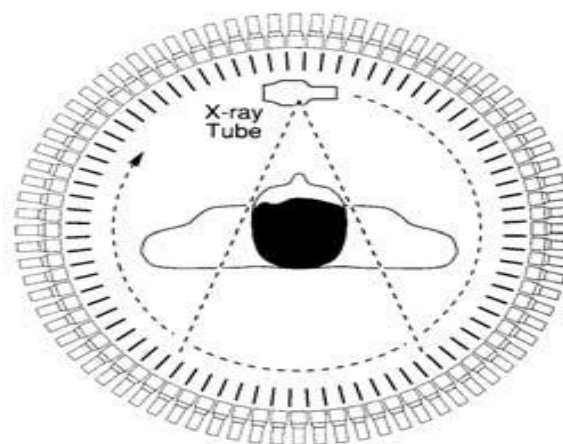


Figure 2.20: tomodynamomètre de sixième génération

Un bon tomodensitomètre dédié à la radio-oncologie doit pouvoir faire des acquisitions de coupes minces (3 à 5 mm) pour que les radiographies digitales reconstruites sur une grande longueur soient de qualité suffisante.

2.3.1 Position par rapport à la simulation conventionnelle

La technique de traitement standard est telle qu'il est impossible de faire passer la patiente dans l'ouverture d'un tomodensitomètre de 70 cm de diamètre. Ainsi, des tomodensitomètres de 85 cm de diamètre ont été mis sur le marché.

Premièrement, bien que le diamètre de l'appareil soit de 70 cm, la dimension maximale de l'image est d'environ 50 cm de diamètre. Donc, tout ce qui se trouve dans l'anneau externe de 10 cm de large ne sera jamais visible. Pour que tout le côté traité soit visible, la planche à seins devra être excentrée sur la table du tomodensitomètre (figure 2.21).

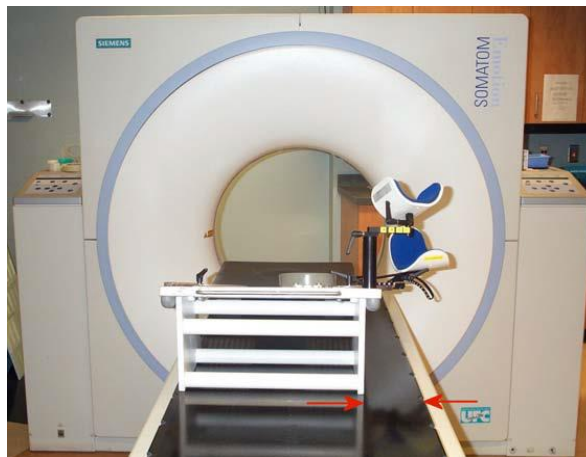


Figure 2.21: planche excentrée [3]

Deuxièmement, la patiente entre dans le tomodensitomètre par les pieds dans le but d'éviter de passer la tête et le bras dans l'appareil. La position du bras, même en passant les pieds en premier, ne peut être la même qu'en simulation conventionnelle, l'ouverture du tomodensitomètre n'étant pas suffisante. Dans la position standard, le bras est à un angle d'environ 90° par rapport au corps. En simulation virtuelle, le bras doit être plus parallèle au corps ; le coude doit remonter le plus possible vers la tête (figure 2.22). [3]



Figure 2.22: position régulière et position remontée du coude [3]

En modifiant seulement la position du bras, l'angle du plan incliné peut être conservé tel qu'il l'aurait été en simulation standard, favorisant un faible angle de collimateur.

La main du côté traité se trouve habituellement au-dessus de la tête, mais le fait de remonter le coude vers la tête rend la position de la main très inconfortable (figure précédente). Comme la position de traitement est la même que la position de simulation, il est primordial qu'elle soit la plus confortable possible.



Figure 2.23: position avec la main sur le front [3]

Cette position, plus naturelle que lorsque la main est au-dessus de la tête, est confortable pour toutes les patientes, même celles qui ont subi un évidement axillaire majeur. Il n'y a pas de douleur dans la région axillaire en élevant le coude vers la tête en autant que la main est sur le front. [3]

2.3.2 Accessoires nécessaires

En premier lieu, un simulateur CT doit avoir un dessus de table plat, tout comme les appareils de traitement, contrairement au tomodynamomètre de diagnostic. Un dessus de table radio-transparent en fibre de carbone doit être utilisé. Puisque la patiente entre par les pieds dans l'appareil et que la table

doit entrer profondément dans le tube pour l'acquisition des images, une rallonge est nécessaire au bout de la table pour soutenir les pieds de la patiente (figure 2.24).

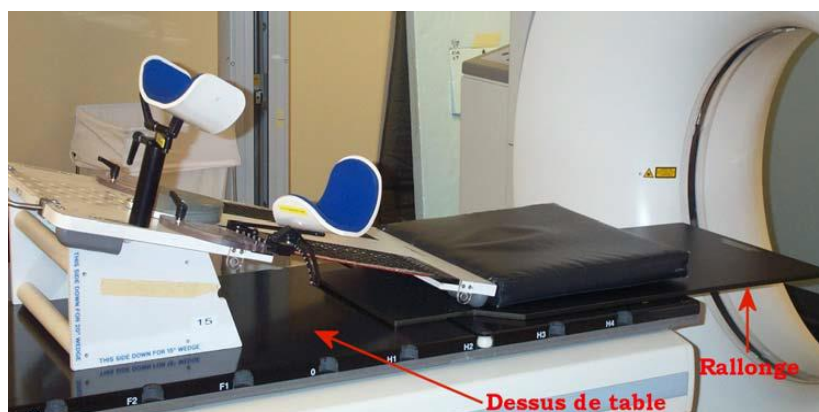


Figure 2. 24: dessus de table et rallonge [3]

La planche à seins et le coin sous les genoux sont encore utilisés, mais le bloc de mousse est employé pour toutes les patientes (figure 2.25).

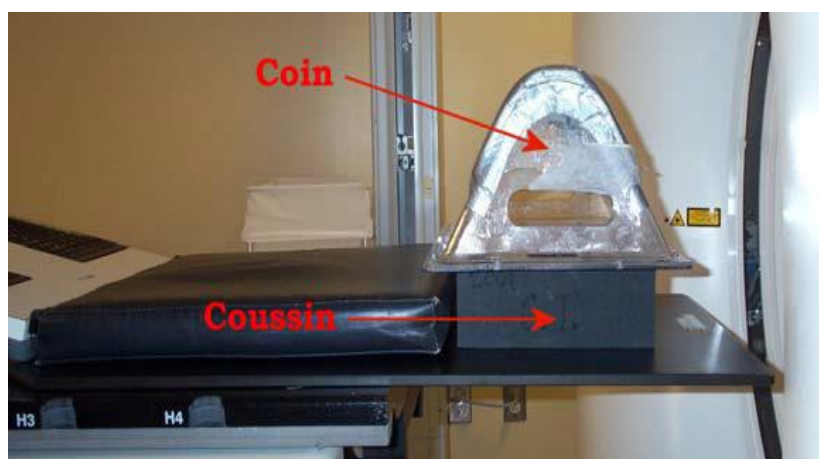


Figure 2.25: coin de plastique et bloc de mousse [3]

2.3.3 Marques faites au tomodensitomètre

La pertinence des marques se juge par leur quantité et par la position de chacune d'entre elles. Tout comme pour la simulation conventionnelle, le radio-oncologue, si elles ne sont pas déjà faites, vient en salle de simulation pour indiquer la position des limites supérieure et inférieure des tangentes et leur position d'entrée. Mis à part ces marques sur la peau, d'autres sont nécessaires afin de rendre le lien entre le patient et les images le plus fort possible.

La ligne médiane est tracée en premier. Le laser transverse de la salle est fixe, mais comme la table du tomodensitomètre ne peut se déplacer en direction latérale et en hauteur, le laser sagittal, au plafond, peut se déplacer latéralement, et le laser coronal peut bouger en hauteur. Ainsi, le laser

sagittal sera placé en plein centre de la patiente. Il doit passer par le centre du sternum et par la fourchette sternale, ce qui est vérifié au toucher. Puis, des marques à l'encre sont tracées le long de la ligne médiane. La ligne est tracée par rapport à des os, sur de la peau qui ne bouge que très peu étant donné qu'il n'y a presque pas de tissus adipeux entre la peau et le sternum, ce qui en fait le point de repère le plus stable et fiable.

Ensuite, la patiente est déplacée en longitudinal jusqu'à ce que le laser transverse passe sur la limite supérieure des tangentes. Elle est identifiée à l'encre à partir de la ligne médiane jusqu'à la planche à seins ou presque. Le centre du sein en longitudinal est trouvé de la même manière qu'en simulation conventionnelle La figure 2.26 identifie les marques nécessaires à la simulation d'un sein. [3]

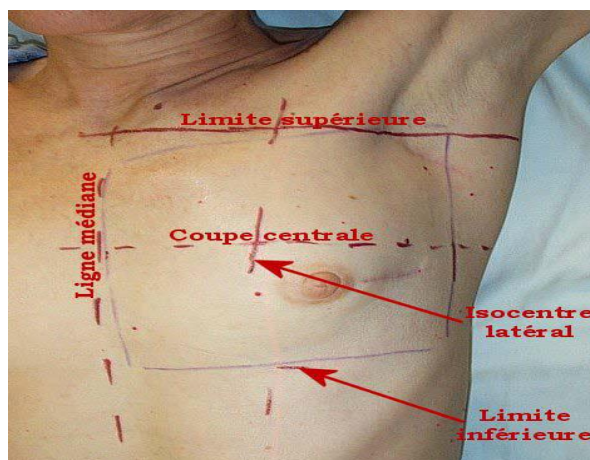


Figure 2. 26: marques à la peau au tomodynamomètre [3]

2.3.4 Marqueurs utilisés, leur composition et leur position sur la patiente

Les marques à l'encre ne sont pas visibles sur les images tomodynamométriques ; des marqueurs radio-opaques doivent identifier leur position le plus fidèlement possible. Évidemment, il est hors de question de placer des marqueurs le long des lignes en entier.

Voici la convention adoptée quant à la position des marqueurs et à leur forme :

- Sur la limite supérieure des tangentes, au niveau du centre du sein.
- Sur la limite inférieure des tangentes, au niveau du centre du sein.
- Le long de la ligne identifiant le centre du sein en latéral, au niveau de la coupe centrale.
- À l'entrée de la tangente externe, perpendiculairement à la ligne de la coupe centrale.
- À l'entrée de la tangente interne, perpendiculairement à la ligne de la coupe centrale.
- Le long de la ligne médiane au niveau de la coupe centrale.

Il est à noter que tous les marqueurs sont rectilignes à l'exception de celui de la tangente interne, représenté par un T, car de cette manière il est plus facile de le différencier du marqueur de ligne médiane lorsque l'entrée de la tangente interne n'est pas sur la ligne médiane.

La grande majorité des cas de radiothérapie du sein ont d'abord subi une tumorectomie. À la peau, l'entrée au site de la chirurgie a laissé une cicatrice sur laquelle un marqueur radio-opaque sera placé. Si possible, il sera de diamètre inférieur aux autres, pour qu'il soit souple et puisse suivre la cicatrice sur toute sa longueur. Un fil du même genre cerne la glande palpable afin d'être facilement identifiable en dosimétrie. (figure 2.27). [3]

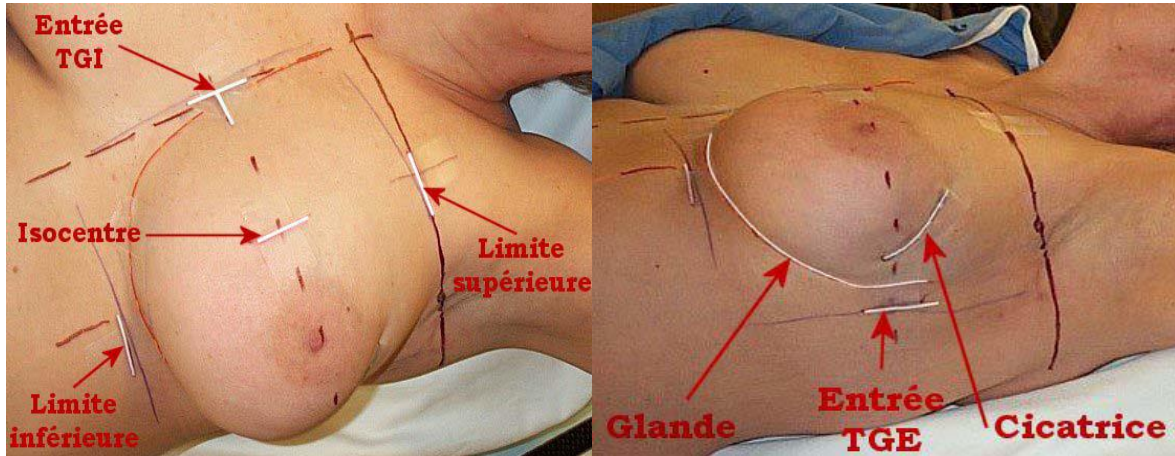


Figure 2.27: marqueurs radio-opaques [3]

Deux autres marqueurs ont été ajoutés par précaution. La hauteur de l'entrée de la tangente externe (HTGE) est mesurée comme en simulation conventionnelle, mais un marqueur est placé sur la table (sur le « styromousse » si par erreur il y en a un) au niveau de la coupe centrale pour qu'une vérification de la mesure puisse être faite en dosimétrie. De plus, un marqueur est collé sur la planche à seins le long de la règle longitudinale.

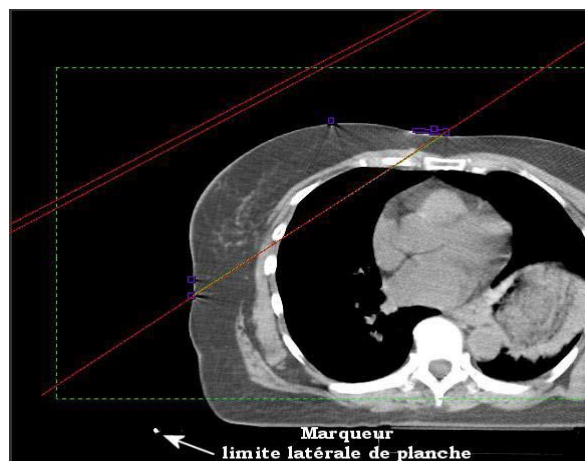


Figure 2.28: marqueur de limite latérale de planche [3]

2.3.5 Région d'intérêt, épaisseur des coupes tomодensitométriques et reconstruction :

Avant l'acquisition des images, une vue générale du thorax est obtenue (figure 2.29).



Figure 2.29: topogramme [3]

Ce n'est pas une vue AP (antéro-postérieure, 0°) du thorax. Le tube à rayons X fait un angle avec la verticale, de sorte que la projection des organes porte à confusion. La colonne vertébrale peut sembler à gauche ou à droite de la ligne médiane. Malgré ce vice de conception, c'est avec cette image que la région d'intérêt et la position des coupes seront déterminées.

Le sein est un organe assez gros et la région d'intérêt est vaste. Le premier réflexe serait de choisir des coupes épaisses pour diminuer le temps d'acquisition. Cependant, il faut être certain de voir tous les marqueurs. Comme certains d'entre eux sont parallèles aux coupes et que leur diamètre est de 1 ou 2 mm, des coupes de 5 mm d'épaisseur reconstruites aux 5 mm ont été choisies. Le tube effectue une révolution complète dans l'anneau en une seconde environ. Donc, plus les coupes sont épaisses, plus l'acquisition est rapide, ce qui diminue les effets de la respiration et du mouvement de la patiente. Il aurait été possible de prendre les coupes à tous les centimètres et de reconstruire aux 5 mm, mais dans ce cas, la qualité des radiographies digitales serait insuffisante.

Finalement, le choix de la région à scanner s'est fait dans la philosophie de la simulation conventionnelle. Normalement, une radiographie de la limite supérieure des tangentes est prise. La vertèbre D1, la première vertèbre dorsale, doit être visible sur ce film. Ainsi, en direction supérieure, les coupes iront jusqu'à la vertèbre D1. C'est un repère anatomique fiable qui sert en cas de récurrence du cancer dans les aires ganglionnaires axillaire et supra-claviculaire. En inférieur, les coupes s'étendent jusqu'à 2 cm au-delà de la limite inférieure des tangentes. En latéral et en antéro-postérieur, la taille maximale de l'image est utilisée, soit un cercle de 50 cm de diamètre.

Avant de démarrer l'acquisition des coupes CT, il faut déterminer la position des coupes. Idéalement, la coupe centrale du balayage sera placée en plein centre du sein, sur la coupe de l'isocentre, la coupe centrale est imprimée sur film et les marqueurs sont identifiés (figure 2.30). [3]

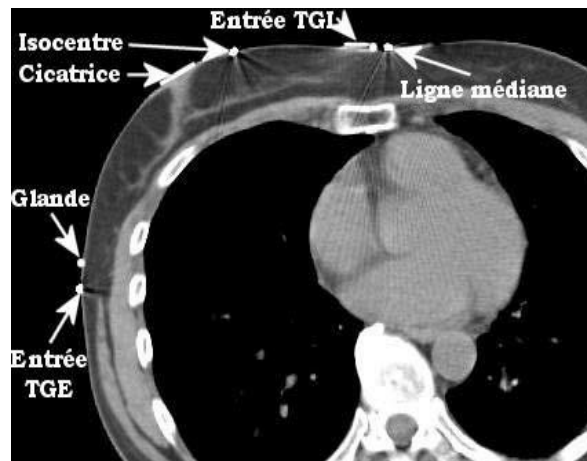


Figure 2. 30: marqueurs sur la coupe centrale

Si la coupe centrale est bonne, c'est-à-dire que tous les marqueurs sont visibles, une ligne entre les entrées des tangentes est tracée et l'épaisseur de poumon est mesurée (figure 2.31). [3]



Figure 2. 31: mesure de l'épaisseur de poumon [3]

La marge de manœuvre sur ce point est la même qu'en simulation conventionnelle. L'acquisition du reste des coupes est effectuée et une photographie des marques et de la position est prise.

2.3.6 Moulage sur place

Dans l'éventualité où un moulage de thermoplastique serait nécessaire, il sera fait directement en salle de simulation, contrairement à la simulation conventionnelle pour laquelle la patiente avait un rendez-vous pour fabriquer le thermoplastique et un second rendez-vous pour la simulation.

2.4 Dosimétrie

2.4.1 Anatomie tridimensionnelle :

La tomographie assistée par ordinateur permet de voir le vrai contour du sein et le reste de l'anatomie en trois dimensions ce qui était totalement inimaginable avec les coupes profil obtenues avec les lasers de la salle ou avec l'option tomographie assistée par ordinateur du simulateur étant donné que 60 coupes sont nécessaires pour avoir la région d'intérêt en entier et que le simulateur peut faire 10 coupes seulement avant de surchauffer, l'acquisition et la reconstruction de chacune nécessitant 4-5 minutes. Cette révolution n'est pas sans conséquences. Le simple fait de voir toute la glande et la position exacte des poumons et du cœur ouvre la porte à la radiothérapie de conformité, à l'utilisation des histogrammes dose volume et à un calcul dosimétrique tenant compte des hétérogénéités. [3]

2.4.2 Champs : incidences, angles et dimensions

Tout d'abord, il faut placer correctement l'isocentre de traitement. Pour ce faire, il s'agit simplement de tracer une droite entre l'entrée de la tangente interne et celle de la tangente externe. La séparation correspond à la longueur de la droite et l'isocentre est placé au milieu (figure 2.32).



Figure 2. 32: position de l'isocentre [3]

Une fois l'isocentre déterminé, un faisceau peut y être assigné. Par convention, c'est la tangente interne qui est placée en premier, mais cela n'a pas d'importance. L'angle du faisceau est adéquat lorsque l'axe central passe par les marqueurs d'entrée des tangentes (figure 2.33).

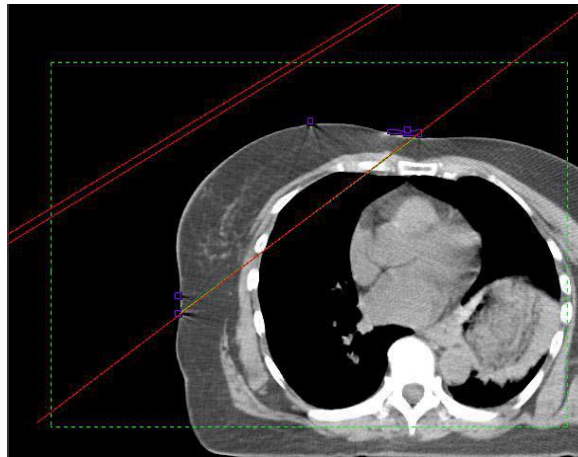


Figure 2. 33: angle de TGI adéquat [3]

Avant de choisir l'ouverture des mâchoires en Y, l'angle de collimateur doit être fixé. C'est une habileté que les technologues en dosimétrie doivent développer, selon la même philosophie qu'au simulateur, de manière à suivre la pente du thorax. Sur la figure 3.15, les flèches rouges indiquent le but visé, soit que la limite postérieure des faisceaux effleure la cage thoracique à l'endroit des limites supérieure et inférieure.

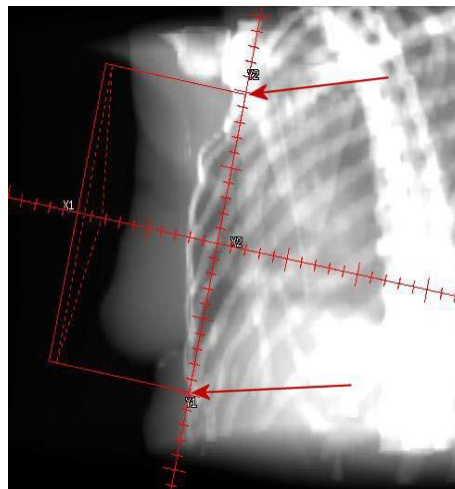


Figure 2.34: choix de l'angle de collimateur [3]

En direction tête-pieds, le choix de l'ouverture des mâchoires Y est plus délicat, cette tâche étant habituellement accomplie en simulation. En direction supérieure, les champs entrent à l'intersection des entrées de tangente et de la limite supérieure (figure 2.35).

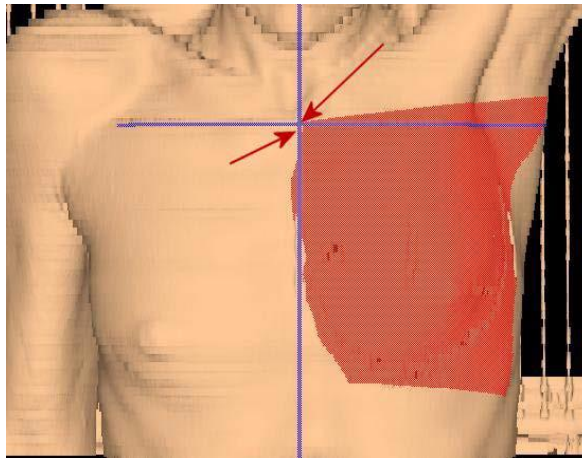


Figure 2. 35: choix de l'ouverture de la mâchoire Y2 [3]

Selon le choix de l'angle de collimateur, la TGI n'entrera pas nécessairement à la ligne médiane, sauf que la mâchoire Y2 doit être suffisamment ouverte pour couvrir toute la glande jusqu'à la limite supérieure.

Un bloc placé manuellement à chaque fraction empêche la divergence des faisceaux au-delà de la limite supérieure (figure 2.36).

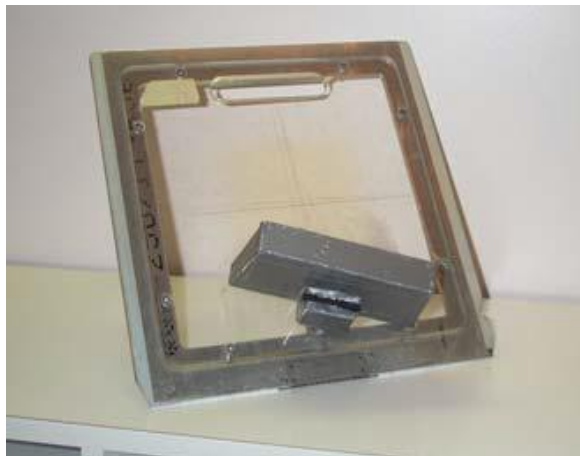


Figure 2. 36: bloc à position variable [3]

En inférieure cependant, la divergence demeure. Le champ doit couvrir toute la glande et la dépasser d'environ un doigt en inférieure (figure 2.37).

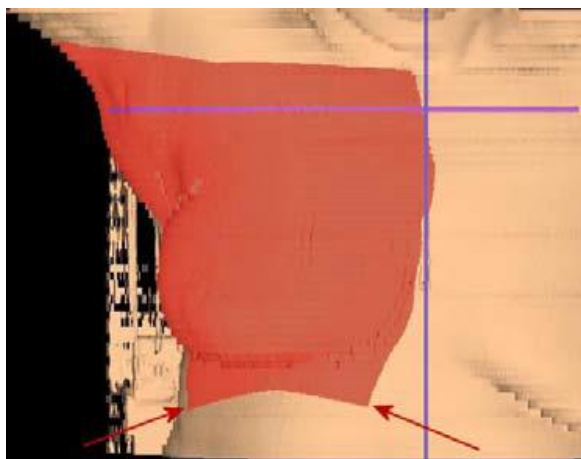


Figure 2. 37: divergence en inférieur [3]

La prescription est toujours reliée à un point de l'anatomie. Souvent, la prescription est à l'isocentre, ce qui est impossible en héli-faisceau. Par convention, le point de calcul et de normalisation des isodoses est placé au tiers de l'épaisseur du sein (figure 2.38).

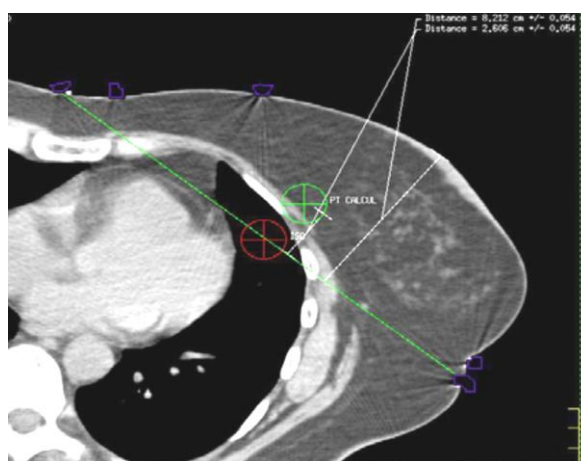


Figure 2. 38: position du point de prescription [3]

2.4.3 Marqueurs

Les marqueurs radio-opaques utilisés sont en cuivre. Ils ont une densité très élevée par rapport aux tissus mous du corps. Les fils ont une densité de $8,96 \text{ g/cm}^3$, bien au-delà des limites de la courbe des nombre CT. L'image sera donc saturée à l'endroit des marqueurs. De plus, la saturation s'étend à une région de dimension supérieure à la dimension physique des marqueurs. Leur diamètre initial de 1 mm peut facilement se transformer en un diamètre de 4-5 mm. La haute densité des marqueurs fait qu'ils bloquent le passage des rayons X nécessaires à la formation de l'image, ce qui cause des artefacts.

La saturation de l'image causée par les marqueurs peut donc modifier les DSP de 4-5 mm. De plus, dans l'éventualité où un calcul de dose tenant compte des hétérogénéités serait effectué, ces points de haute densité modifieraient considérablement le calcul de dose. Pour ces deux raisons, des contours délimitant les marqueurs doivent être tracés. Ensuite, la densité à l'intérieur des contours des marqueurs peut être modifiée et mise à 0, comme s'ils n'existaient pas (figure 2.39).

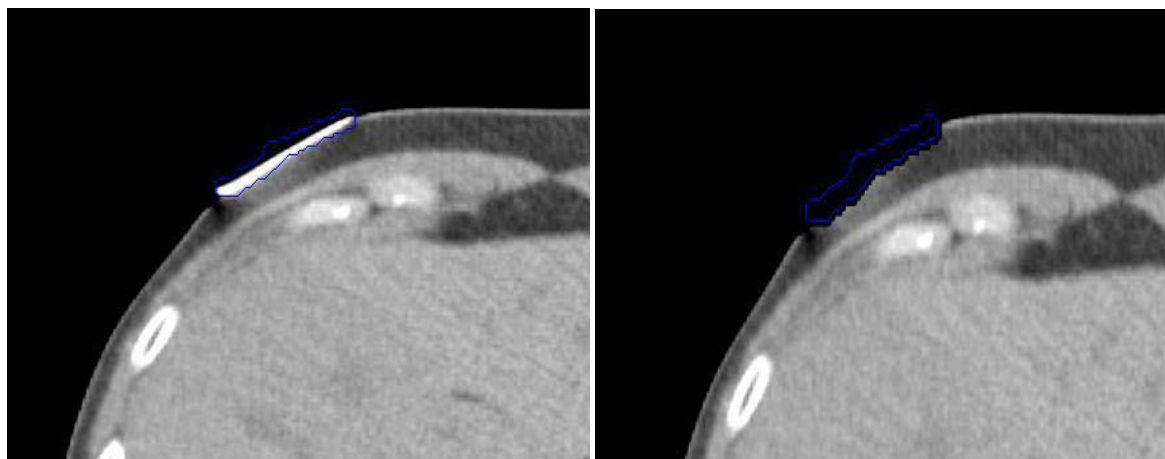


Figure 2. 39: marqueurs avant et après changement de densité [3]

2.4.4 IMRT simple (radiothérapie par intensité modulée)

Au minimum, il faut que la dosimétrie d'un sein en trois dimensions soit identique ou meilleure que la dosimétrie sur une coupe. Le point de départ demeure la coupe centrale. La dosimétrie se base sur cette coupe pour déterminer les bons filtres. Lorsqu'une seule coupe est disponible, la dosimétrie s'arrête dès que la coupe centrale est satisfaisante. Avec l'anatomie tridimensionnelle de la patiente, ce n'est que le début. C'est tout un univers qui s'ouvre, les régions de surdosage et de sous-dosage apparaissant clairement.

2.4.5 DRR et DSI

Il n'y a pas de films produits en simulation virtuelle. La dosimétrie peut cependant pallier au manque en imprimant des DRR (Digitally Reconstructed Radiograph). Ces radiographies digitales doivent rendre compte de l'anatomie autant que les films. En simulation conventionnelle, des radiographies en BEV de chaque tangente ainsi qu'un film AP de la limite supérieure des tangentes étaient pris. Nul besoin de plus, alors la dosimétrie imprimera des DRR des mêmes incidences en même temps que le plan de traitement. Sur le DRR de la limite supérieure, ce sont les os qui sont importants, alors une courbe de densité les mettant en évidence sera utilisée (figure 2.40).

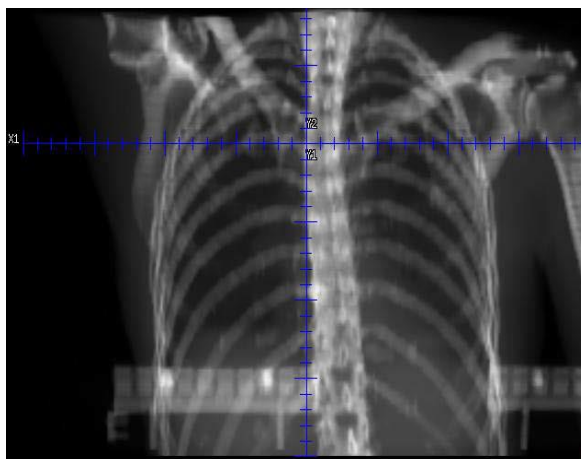


Figure 2. 40: DRR de la limite supérieure des tangentes [3]

Les BEV des tangentes servent à s'assurer que toute la glande est dans le champ de traitement et que l'angle de collimateur est adéquat. Ce sont les tissus de basse densité qui doivent être accentués (figure 2.41).

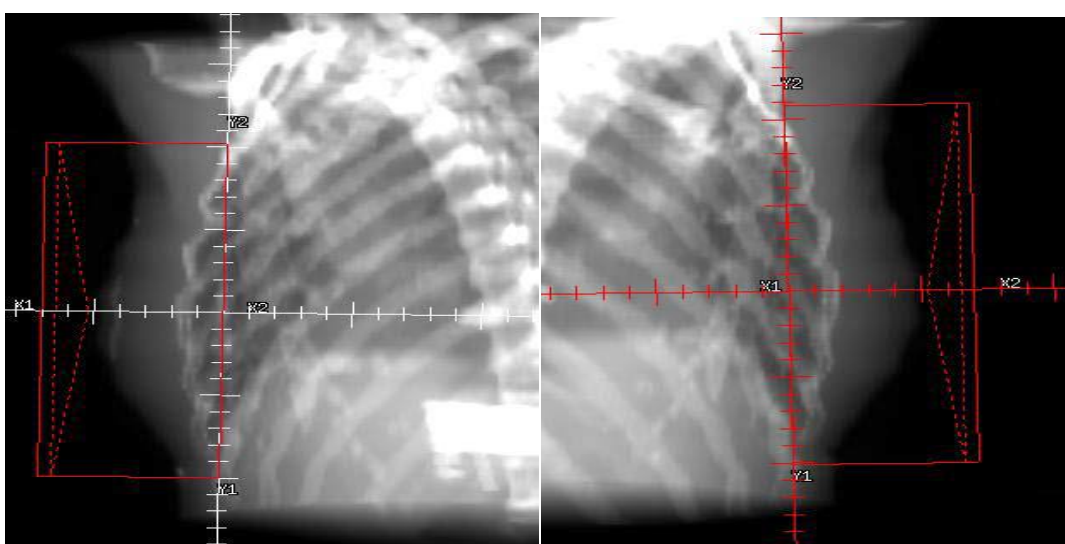


Figure 2. 41: DRR de la TGI et de la TGE [3]

Habituellement, le radio-oncologue signe les films de simulation en guise d'approbation ; en simulation virtuelle, il signe les impressions de DRR.

Un élément supplémentaire est produit en dosimétrie, les DSI (Digital Skin Image). Il s'agit d'une option du logiciel Pinnacle ; cette image permet de voir les projections d'un ou plusieurs champs sur la peau de la patiente. Après plusieurs tests, des lignes sur la limite supérieure des tangentes ainsi que sur la ligne médiane ont été ajoutées. Une façon simple de le faire dans Pinnacle est de placer un point sur la ligne médiane et un autre sur la limite supérieure des tangentes. Ensuite, un champ mince (2-3 mm) et long est assigné à chaque point, ce qui simule une ligne (figure 2.42).

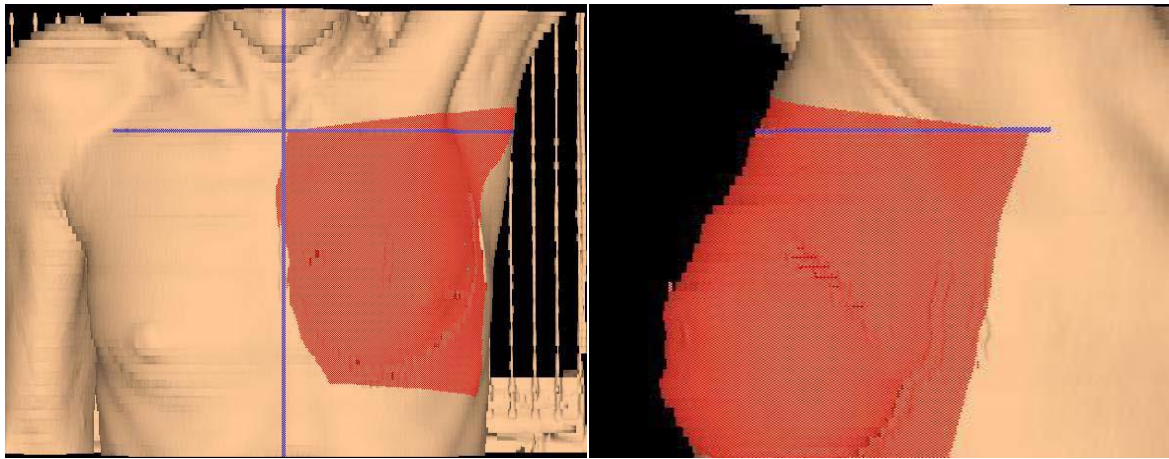


Figure 2. 42: DSI de la TGI et de la TGE [3]

2.4.6 Traitement

2.4.7 Premier traitement : marques des projections de champ

Au premier traitement, les marques de projections de champs sont tracées sur la patiente. Tout d'abord, la patiente est alignée correctement sur la planche à seins. Il y a une vérification de la coïncidence des règles longitudinale et latérale, de la ligne médiane et de la HTGE. Puis, les valeurs de l'angle de bras, de collimateur et de la grandeur de champ de la TGI(TGE) sont entrées. La projection du champ de traitement sur la peau est comparée à la DSI correspondante. Les angles de bras et de collimateur peuvent être modifiés légèrement, ainsi que les grandeurs de champs, sans sortir des tolérances habituelles. Une fois que la projection de champ est acceptable, elle est tracée sur la patiente.

Les DSI sont assez précises. Par exemple, si la TGI semble prendre une petite partie du sein controlatéral, c'est ce qui se produira (figure 2.43). [3]

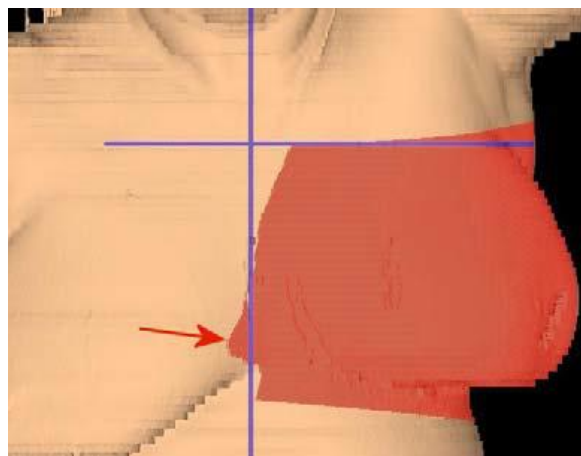


Figure 2. 43: DSI de TGI entrant dans le sein controlatéral [3]

Parfois, la respiration de la patiente durant la simulation au tomodynamomètre peut rendre les DSI trompeuses, tout dépendant de la vitesse et de l'intensité de la respiration. Cependant, le cycle respiratoire est visible sur les DSI lorsqu'il est important, ce qui peut attirer l'attention. Par exemple, sur la DSI suivante, il est évident que la projection à la peau ne peut être exactement comme sur la figure 2.44.

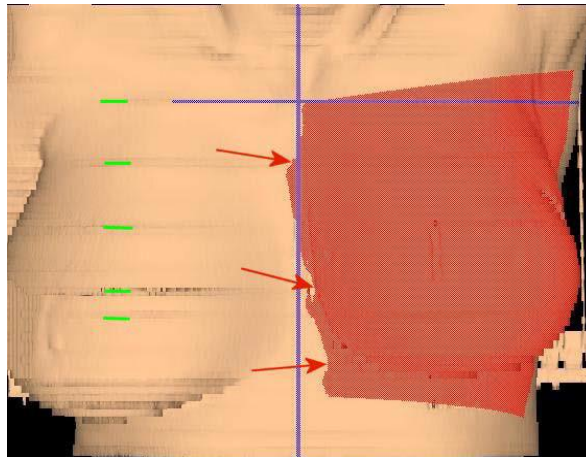


Figure 2. 44: DSI présentant des coches à l'entrée de la TGI [3]

Les traits verts marquent le cycle respiratoire, très facilement identifiable sur cette reconstruction tridimensionnelle des coupes CT. Les flèches rouges montrent quelques irrégularités de la projection du champ sur la peau. Évidemment, l'anatomie réelle n'est pas aussi édentée. La respiration saccadée de la patiente a créé ces erreurs de représentation. Il faut prolonger la ligne entre les pointes, en passant à mi-chemin entre les minima et les maxima lorsqu'il y a des crêtes (figure 2.45).

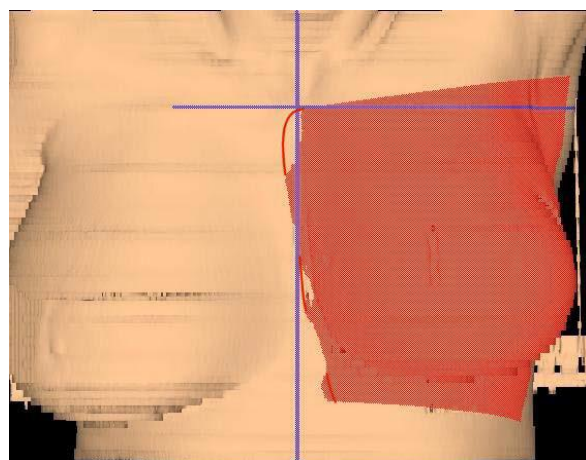


Figure 2. 45: correction de projection sur une DSI [3]

2.4.8 Contrôle de la qualité, photo, images portales

Les contrôles de qualité sont les mêmes qu'à l'habitude. Des images portales supplémentaires ont été prises à mi-traitement ainsi que deux fractions avant la fin. À la première fraction, il y a une prise de photos de la position et des marques à la peau, chose habituellement faite au simulateur. Deux fractions avant la fin du traitement, une seconde photo de la peau était prise pour fins de suivi.

conclusion

L'implantation en clinique de la simulation virtuelle des seins n'a pas causé de bouleversement majeur à la technique conventionnelle. La simulation est très simple en plus de ne nécessiter que la moitié du temps nécessaire par rapport à la simulation conventionnelle.

Chapitre III

Application : une situation réelle

Introduction

Dans les cancers du sein avec envahissement ganglionnaire, l'irradiation loco-régionale du cancer du sein est complexe car elle intègre plusieurs volumes cibles.

Les principaux organes à risque : cœur et gros vaisseaux, poumon et sein controlatéral. Cette toxicité se manifeste à long terme et peut être responsable d'une mortalité accrue d'origine cardiaque et d'un risque accru de tumeurs secondaires.

Des atlas anatomiques ont été créés pour faciliter le contournage des régions ganglionnaires dans le cadre du traitement des tumeurs thoraciques, abdominales et pelviennes. Pour le cancer du sein, l'examen clinique reste un élément essentiel dans la définition des volumes de traitement, alors que les traitements sont de plus en plus souvent réalisés à l'aide de l'imagerie scanner ; les difficultés de contournage deviennent donc fréquentes.

La radiothérapie des cancers du sein rencontre un certain nombre de difficultés techniques, dont certaines peuvent être résolues par les moyens modernes d'imagerie et de dosimétrie.

Ces difficultés sont liées à la nécessité de traiter des volumes cibles parfois importants, à la proximité d'organes critiques et aux grandes variations anatomiques d'une patiente à une autre.

L'importance de la position de la patiente et de la définition des volumes d'irradiation est évoquée par plusieurs équipes. La minimalisation de la dose délivrée au cœur et l'évaluation du taux de complications en fonction des volumes pulmonaire et cardiaque irradiés sont de plus en plus étudiées dans le cadre du traitement du cancer du sein . [25]

Dans les chapitres 1 et 2 on a expliqué la cancérologie et planification d'un traitement, dans ce chapitre on se propose d'expliquer ce qu'on obtient en appliquant la procédure de planification d'un traitement, à un cas réel.

3.1 Matériels et méthodes

Nous avons analysé une patiente âgée de 40 ans chez laquelle une tumeur de sein, traité au niveau du Centre Anti Cancer (CAC) BLIDA.

3.1.1 Diagnostic du cancer du sein

La patiente a été diagnostiquée par la mammographie (les deux seins face et profil), les résultats obtenus sont :

Opacité hétérogène du quadrant supéro- externe du sein gauche de forme grossièrement ovalaire hétérogène par la présence de micro calcification en son sein, assez bien limité à contours irréguliers spicule, d'environ 2 cm de diamètre

- Sein droit d'aspect conjonctivo-glandulaire
- Le revêtement cutané est respecté

Après échographie mammaire, les résultats obtenus sont :

Masse solide nodulaire du quadrant supéro externe du sein gauche de forme grossièrement ovalaire bien limité à contours irréguliers d'échostructure hypoéchogène de 15×18 mm

- Absence de kyste
- Absence d'adénopathies axillaires

L'échographie mammaire utilise des ultrasons pour produire des images de l'intérieur du sein. Elle est indolore. Une échographie mammaire est souvent réalisée en complément d'une mammographie. Elle est utile pour voir la nature liquide ou solide des nodules palpée ou découverts sur la mammographie.

Conclusion de ce diagnostic :

- **Opacité spiculée à centre dense du quadrant supéro externe du sein gauche évoquant un processus néoplasique classé ACR5.**
- **L'Intérêt d'une biopsie.**

Le médecin référent informe le patient des divers résultats du bilan d'extension et des propositions thérapeutiques possibles. Il en expose les avantages et les inconvénients en termes adaptés à la capacité de compréhension du patient. Les effets secondaires prévisibles précoces ou tardifs mineurs ou sévères sont ainsi expliqués de façon claire et intelligible, notamment s'ils sont de nature à modifier la décision que doit prendre le patient.

L'oncologue radiothérapeute, après avoir interrogé et examiné le patient, lui explique la décision thérapeutique. Il décrit (éventuellement à l'aide de documents écrits et illustrés) les différentes étapes du traitement.

3.1.2 Planification de la radiothérapie

3.1.2.1 L'acquisition des données

Elle a été réalisée au moyen d'un scanner en position de traitement avec des coupes selon le protocole du service de radiothérapie du Centre Anti Cancer (CAC) BLIDA.

La patiente a été installée en décubitus dorsal, tête devant. Les images ont été transférées vers le logiciel pour la délimitation des volumes d'intérêts.

3.1.2.2 Délimitation des volumes d'intérêts

Le Volume cible anatomo-clinique ou CTV (*Clinical Target Volume*) Sein ; Le Volume cible prévisionnel ou PTV (*Planning Target Volume*) a été obtenu en rajoutant une marge

Les OARs suivants ont été délimités : cœur, moelle, poumons DT.

	Volume(cm ³)	Écarts-types
PTV ASC	22.5	1.5
PTV thoracique	81.4	2.1
Cœur	427.9	9.7
Moelle	51.8	0.4
Poumon droit	1156.7	17.8

Tableau3, 1: Volumes et écarts-types des OARs et des volumes cibles.

3.1.2.3 Prescription et dosimétrie

Au niveau du PTV ASC et des PTV Paroi thoracique, la dose prescrite était de 50 Gy en 25 fractions de 2Gy, la dose étant délivrée au moyen de photon de 6 MegaVolt (MV).

L'objectif était que 95% des volumes cibles (PTVs) reçoivent au moins 95% de la dose Prescrit

Les contraintes de doses aux OARs ont été définies selon le protocole valide dans le service de radiothérapie du Centre Anti Cancer (CAC) BLIDA.

Tous les volumes définis associés aux images scanographiques ont été exportés vers les logiciels de planification de radiothérapie (TPS) pour les dosimétries.

Les dosimétries ont été réalisées de façon indépendante dans chaque service, après harmonisation des objectifs sur « une patiente test ».

3.1.2.4 Analyse des données dosimétriques et comparaison des plans

Toutes les données dosimétriques (plans, structures, doses) obtenues ont été exportées vers le logiciel pour la génération des données dosimétriques à partir des histogrammes dose/volume (HDV) afin d'effectuer l'analyse.

3.1.2.5 Statistique des résultats obtenus

Conformément aux recommandations de l'ICRU 83 (International Commission on Radiation Units and Measurements), les Dmin, D98%, D95%, Dmean (Dose moyenne), D50% (dose mediane), D2%, Dmax, les index d'heterogeneite (HI) et de couverture (CO) ont été reportes pour les PTVs. L'index de conformité (CI), a été analyse uniquement pour le PTV boost.

$$\mathbf{HI} = \frac{\mathbf{D}_{2\%} - \mathbf{D}_{98\%}}{\mathbf{D}_{50\%}}$$

$$\mathbf{CI} = \frac{\mathbf{V}_R}{\mathbf{V}_S}$$

$$\mathbf{CO} = \frac{\mathbf{D}_{98\%}}{\mathbf{D}_{95\%}}$$

Concernant les OARs :

Pour le cœur : le Dmax, D2%, Dmean ;

Pour le poumon droit : le Dmean, V20, V30 ;

Pour la moelle : le Dmax, D2% ;

3.1.2.6 Volumes cibles

PTV ASC

Des différences statistiquement significatives ont été observées concernant la D98%(45Gy), la D95% (45.8 Gy), la Dmean (48.3Gy), la D50% (48.3 Gy), la D2%(51Gy), et la Dmax(51.9Gy), la Dmin(41.2Gy) HI (0.124), CO (0.982).

PTV thoracique

Des différences statistiquement significatives ont été observées pour la D98%(46Gy), la D95%(47Gy), la Dmean (48.3Gy), la D50% (50.6 Gy), la D2%(53.7Gy), et la Dmax(55Gy), la Dmin(38.9Gy), HI (0.152), CO (0.979).

3.1.2.7 Organes à risque

Les résultats des organes à risque sont résumés dans le tableau :

Cœur	Volume(cm ³)	427.9
	Dmax (Gy)	51.4
	D2%(Gy)	49
	Dmean (Gy)	3.7
Moelle	Volume(cm ³)	51.8
	Dmax (Gy)	3.7
Poumon droit	Volume(cm ³)	1156.7
	Dmean (Gy)	12.3
	Dmax (Gy)	53.6
	V20(%)	47.8
	V30(%)	27

Tableau3, 2:résumé des résultats dosimétriques concernant les organes à risque (OARs).

Voir HDV dans Annex (pages 61,62).

3.2 Impact clinique potentiel de ces résultats

La principale difficulté lors de l'utilisation de la radiothérapie conventionnelle (RTC3D) pour le traitement des volumes complexes (irradiation mammaire et ganglionnaire notamment) réside dans les toxicités cardiaques et pulmonaires éventuelles.

3.3 Les effets secondaires

Peu importe le traitement du cancer du sein, il est possible que des effets secondaires se produisent, mais chaque personne les ressent différemment. Certaines en ont beaucoup alors que d'autres en éprouvent peu ou pas du tout.

Lors des séances de radiothérapie, l'équipe de soins protège le plus possible les cellules saines qui se trouvent dans la zone de traitement. Mais il est possible que les cellules saines soient endommagées et qu'elles provoquent ainsi des effets secondaires. Si des effets secondaires se manifestent, ils peuvent le faire n'importe quand pendant la radiothérapie, tout de suite après ou quelques jours voire quelques semaines plus tard. Il arrive que des effets secondaires apparaissent des mois ou des années à la suite de la radiothérapie (effets tardifs). La plupart disparaissent d'eux-mêmes ou peuvent être traités, mais certains risquent de durer longtemps ou d'être permanents.

Les effets secondaires de la radiothérapie dépendent surtout de la taille de la région traitée, de la région spécifique traitée, de la dose totale et du mode d'administration. Certains troubles médicaux peuvent aggraver les effets secondaires de la radiothérapie.

Voici certains effets secondaires fréquents de la radiothérapie pour le cancer du sein :

- Fatigue
- Problème de peau
- Changements de la taille et de la forme du sein
- Changements des sensations ressenties dans le sein
- Douleur au sein
- Lymphœdème
- Difficulté à bouger l'épaule
- Dommages au cœur
- Inflammation du poumon causée par une radiothérapie au thorax (poumon radique) [26] [27]

Avisez votre équipe de soins si vous éprouvez ces effets secondaires ou d'autres que vous croyez liés à la radiothérapie. Plus vite vous leur mentionnez tout problème, plus rapidement ils pourront vous dire comment aider à les soulager.

Conclusion

Les séances de radiothérapie s'étalent souvent sur plusieurs semaines. Le fractionnement de la dose totale de rayons en plusieurs séances permet aux tissus sains entourant la tumeur de se régénérer et limite l'impact des effets secondaires. La durée, la fréquence et la quantité de rayons dépendent du type de cancer, de son agressivité, de son étendue.

La mission de l'équipe médicale sera dans ce cas d'améliorer le plus possible la qualité de vie du patient. Le but des traitements médicaux ne sera plus la guérison. Les traitements restent pourtant importants et utiles : on peut espérer de traiter ou d'éviter des problèmes du style compression, douleurs, hémorragies, ... Même si dans ces cas le but n'était pas de prolonger la vie, il peut donc quand même y avoir indirectement un certain effet favorable.

Conclusion générale

La radiothérapie externe est une méthode de traitement anticancéreuse utilisant des radiations ionisantes issues d'une source placée à l'extérieur du patient. En fonction de la tumeur à traiter, de sa localisation, de sa taille, de son extension, de son stade, de l'état général du patient et des symptômes associés, Son objectif principal est de stériliser la tumeur, tout en préservant les organes sains voisins afin de limiter les complications secondaires. Le processus de mise en œuvre des traitements comporte plusieurs étapes dont l'acquisition des données anatomiques du patient, la détermination des cibles à traiter et des organes à éviter, la définition des faisceaux de traitement, le calcul prévisionnel de la distribution de dose, l'évaluation et la mise en application du plan de traitement.

La planification des traitements en radiothérapie externe est définie comme étant l'ensemble de procédures mises en œuvre pour déterminer le nombre, l'orientation, le type et les caractéristiques dosimétriques des faisceaux d'irradiation utilisés pour délivrer la dose de rayonnement ionisant prescrite à un patient en fonction du type, de la taille et du stade de tumeur.

Le TPS est un élément clé dans le processus de planification de traitement en radiothérapie. Toutes les étapes de la planification des traitements réalisées sur le TPS. C'est un dispositif médical composé d'un ordinateur, d'un logiciel et d'accessoires périphériques.

Le TPS construit un modèle 3D virtuel du patient à traiter à partir de multiples coupes tomodensitométriques (TDM) transversales acquises en position de traitement. Les étapes de TPS :

- Alignement et positionnement du patient pour le traitement (Recherche de la position du patient la plus adaptée au traitement).
- Acquisition des données anatomiques (Acquisition et transfert des images vers le TPS, recalage éventuel des données TEMP, TEP, IRM...).
- Définitions anatomiques (Définition et délimitation des contours correspondant aux structures saines et critiques, Définition du volume tumoral et des expansions en 3D, Obtention de la cartographie des densités électroniques de chaque structure).
- Calcul de la dose (Sélection et paramétrage de l'algorithme de calcul de dose, Entrée de la dose prescrite dans le TPS, Calcul de la distribution de dose Calcul des histogrammes dose-volume ou HDV).

- Evaluation du plan de traitement (Calcul des ‘temps’ de traitement par faisceau permettant de délivrer cette prescription, Affichage et analyse visuelle en 2D et en 3D des distributions de dose (isodoses), Analyse des distributions de dose au moyen des HDV, Utilisation d’outils d’optimisation).
- Mise en application du plan de traitement (Vérification et validation du plan de traitement, Transfert du plan de traitement vers le système d’enregistrement).

Toutes procédures dont l’objectif est de vérifier que (L’Assurance Qualité en radiothérapie):

- La dose au volume cible respecte la prescription médicale,
- La dose aux organes sains est à son plus bas niveau possible,
- l’exposition du personnel est minimale,
- La surveillance du patient est opérationnelle.

La dosimétrie est une tâche de physique médicale fondée sur le calcul approprié de la dose. Elle situe au cœur de la chaîne de préparation du traitement : entre le contourage, la définition des objectifs, et la validation conjointe du plan.

L’équipe de physique du service réalise des contrôles de qualité des accélérateurs linéaires de scanner de préparation de système de calcul de la dose et du logiciel de transfert des données. Les mesures sont réalisées dans un fantôme d’eau géométrie de faisceaux.

Le succès d’un traitement de radiothérapie est donc étroitement lié à la qualité de la distribution spatiale de la dose dans le patient et de détruire les cellules cancéreuses tout en minimisant les lésions sur les tissus sains.

Annexes



Centre d'Imagerie Médicale

MédeA le 30/01/2017

DAR ELACHIAA : Dr ABOUR YUCEF
LOTISSEMENT Hadj Hamdi - MEDEA -
Tel 025 73 07 65 / 05 42 17 60 70

COMPTE RENDU

Sein

MEDECIN TRAITANT : Dr CHAIEB EDDRA

« MAMMOGRAPHIE DES DEUX SEINS »
FACE ET PROFIL

NOM: **BENCHAOUIANE** PRENOM: **FATMA** AGE: 40 ANS

RESULTATS :

- Opacité hétérogène du quadrant supéro externe du sein gauche de forme grossièrement ovale hétérogène par la présence de micro calcification en son sein, assez bien limité à contours irréguliers spicule, d'environ 2 cm de diamètre
- Sein droit d'aspect conjonctivo-glandulaire
- Le revêtement cutané est respecté

ECHOGRAPHIE

- Masse solide nodulaire du quadrant supéro externe du sein gauche de forme grossièrement ovale bien limité à contours irréguliers d'échostructure hypoéchogène inhomogène de 15 X 18 mm
- Absence de kyste
- Absence d'adénopathies axillaires

CONCLUSION :

- Opacité spiculée à centre dense du quadrant supéro externe du sein gauche évoquant un processus néoplasique classé ACR 5

- Intérêt d'une biopsie

Confraternellement

Dr ABOUR YUCEF
Médecin Spécialiste
En Radiodiagnostic



Planification de radiothérapie

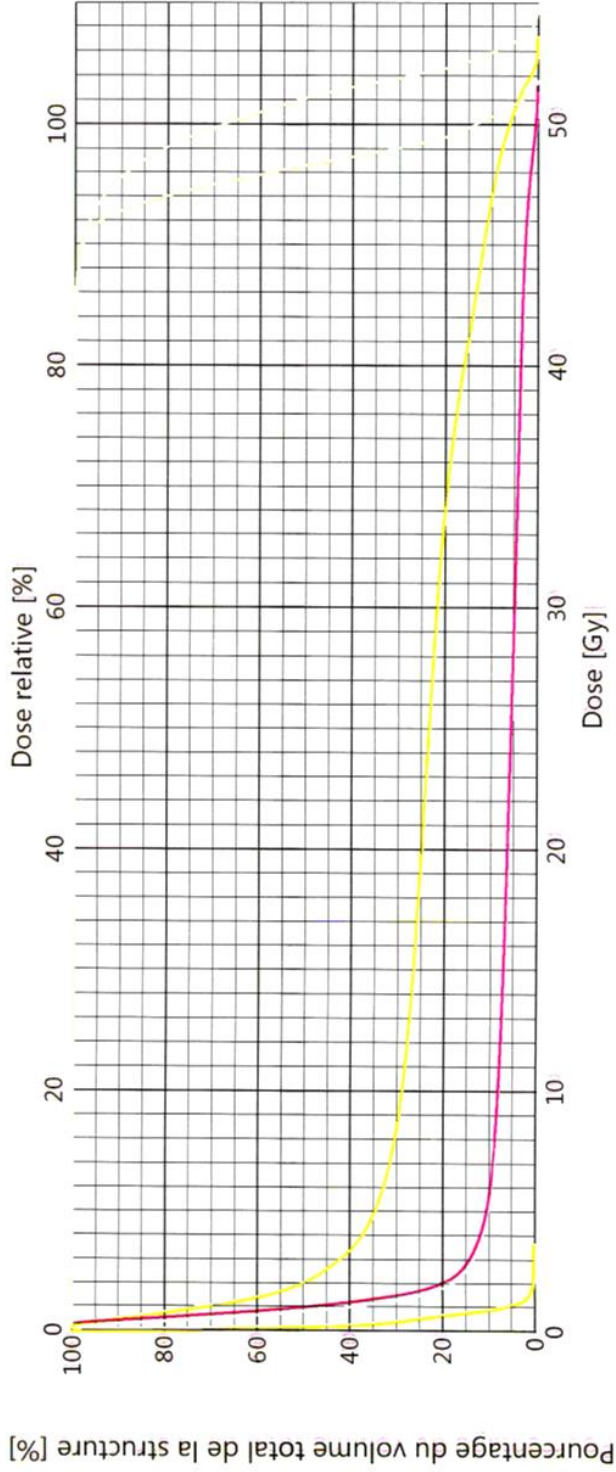
Planification de radiothérapie 13.6.32

CAC BLIDA, BLIDA

Patient : **BESHAOUANE FATMA**
 ID patient : **185917832**
 Commentaire :

Plan : 2TG+SC C1 Dossier de traitement du plan : C1 État du plan : Non approuvé; dimanche 18 février 2018 15:38:32 par MMAZOUZ Dernière modification du plan : dimanche 18 février 2018 15:56:48 par MMAZOUZ

Histogramme dose-volume cumulatif



Certaines structures sont à l'état Non approuvé ou Refusé

HDV	Structure	État de la structure	Recouvrement [%/%]	Volume	Dose min.	Dose max.	Dose moyenne	Dose modale	Dose médiane	Écart type
	PTV ASC	Non approuvée	100.0 / 99.9	22.5 cm ³	41.2 Gy	51.9 Gy	48.3 Gy	48.5 Gy	48.3 Gy	1.5 Gy
	moelle	Non approuvée	100.0 / 99.9	51.8 cm ³	0.0 Gy	3.7 Gy	0.4 Gy	0.1 Gy	0.2 Gy	0.4 Gy

Patient : **BESHAOUANE FATMA (185917832)**
 Dossier de traitement : C1
 Plan : 2TG+SC - Non approuvé

Imprimé lundi 9 avril 2018 09:29:30 par **YVES GILZ**
 UTC+01:00
 Page : 1/2

Planification de radiothérapie

Planification de radiothérapie 13.6.32

CAC BLIDA, BLIDA

HDV	Structure	État de la structure	Recouvrement [%/-%]	Volume	Dose min.	Dose max.	Dose moyenne	Dose modale	Dose médiane	Écart type
	PTV paroi thora	Non approuvée	100.0 / 100.1	81.4 cm³	38.9 Gy	55.0 Gy	50.6 Gy	51.8 Gy	51.1 Gy	2.1 Gy
	COEUR	Non approuvée	100.0 / 100.0	427.9 cm³	0.1 Gy	51.4 Gy	3.7 Gy	0.3 Gy	0.8 Gy	9.7 Gy
	POUMON DT	Non approuvée	100.0 / 100.0	1156.7 cm³	0.1 Gy	53.6 Gy	12.3 Gy	0.5 Gy	2.0 Gy	17.8 Gy

Prescription du plan

Protocole de traitement de la somme des plans	Pondération du plan	Plan	Dose de la prescription	Dose par fraction	Nombre de fractions	Dose totale au point de réf. principal	Pourcentage prescrit	Mode de normalisation	Valeur de normalisation
2TG+SC	C1	2TG+SC	50.000 Gy	2.000 Gy	25	50.000 Gy	100.0 %	Valeur de normalisation du plan	130.000 %

Patient : **BECHROUANE FAJHA (18631752)**
 Dossier de traitement: C1
 Plan: 2TG+SC - Non approuvé

Imprimé lundi 9 avril 2018 09:29:31 par **MAZOUZ**
 UTC+01:00
 Page : 2/2

Références

- [1] A. Alice, «LE CANCER DU SEIN,» 2015. [En ligne]. Available: <http://athina-alice.over-blog.com/2015/02/i-1-anatomie-et-le-fonctionnement-du-sein.html>.
- [2] «Qu'est-ce que le cancer du sein?,» Société canadienne du cancer., [En ligne]. Available: <http://www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/cancer-type/breast/breast-cancer/?region=qc>.
- [3] J. MÉTIVIER, these,RADIOTHÉRAPIE EXTERNE DU SEIN : AMÉLIORATION DE L'UNIFORMITÉ DE LA DOSE AU VOLUME CIBLE, canada , 2003.
- [4] D. A. A. C. Docteur Véronique BOUTE, LES DIFFERENTS TYPES DE CANCERS DU SEIN CORRELATIONS RADIO-ANATOMIQUES, Caen France, 2004.
- [5] GUIDE - AFFECTION LONGUE DURÉE, Tumeur maligne, affection maligne du tissu lymphatique ou hématopoïétique Cancer du sein, france, Janvier 2010.
- [6] I. N. D. CANCER, «Comprendre le Cancer du sein,» *Guide d'information et de dialogue à l'usage des personnes malades et de leurs proches*, 2007.
- [7] D. Gliksman, «La Mammographie numérique low dose,» , [En ligne]. Available: <http://www.cimoy.fr/les-examens/mammographie-numerique-low-dose>.
- [8] «RADIOTHÉRAPIE,» [En ligne]. Available: <https://www.vulgaris-medical.com>.
- [9] «Radiothérapie interne (breachy- ou curiethérapie),» 2015. [En ligne]. Available: <https://www.cancer.be/le-cancer/traitements/radioth-raphie/radioth-raphie-interne-breachy-ou-curieth-raphie>.
- [10] A. Alexandre, F. Sophie et P. Fanny, «Connaissance et compréhension du traitement de radiothérapie par des patientes atteintes d'un cancer du sein,» 2012.
- [11] s. d. r. C. bensaçon, «radiothérapie et curiethérapie».
- [12] C. C. C. Hennequin*, «La Lettre du Cancérologue - volume VII - n° 5,» V O C A B U L A I R E, octobre 1998.

- [13] I. N. d. Cancer, «MÉDECIN TRAITANT ET PATIENT EN RADIOTHÉRAPIE :,» mars 2008.
- [14] B. J. C. E. D. L. Z. B. M. HURKMANS Coen W., «Reduction of Cardiac and Lung Complication Probabilities after Breast Irradiation Using Conformal Radiotherapy with or without Intensity Modulation. Radiotherapy and Oncology,» 2002..
- [15] G. Y. T. F. M. U. LO Yuan-Chyuan, «Intensity Modulation for Breast Treatment Using Static Multi-leaf Collimators. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys,» 2000..
- [16] G. M. R. H. G. A. O. D. MUREN Ludvig Paul, Cardiac and Pulmonary Doses and Complication Probabilities in Standard and Conformal Tangential Irradiation in Conservative Management of Breast Cancer. Radiotherapy and Oncology, 2002.
- [17] W. M. J. B. R. A. J. O. J. R. B. B. J. Y. MOODY A.M., The Influence of Breast Size on Late Radiation Effects and Association with Radiotherapy Dose Inhomogeneity. Radiotherapy and Oncology, 1994..
- [18] M. Sasa., CT Simulation Process and Techniques.44th annual ASTRO meeting course 206..
- [19] U. J. G. P. E. D. P. A. J. J. Y. DONOVAN Ellen M., Evaluation of Compensation in Breast Radiotherapy : a Planning Study Using Multiple Static Fields, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, 2000..
- [20] W. M. J. B. R. A. J. O. J. B. B. J. Y. MOODY A.M., The Influence of Breast Size on Late Radiation Effects and Association with Radiotherapy Dose Inhomogeneity. Radiotherapy and Oncology, 1994.
- [21] G. M. R. H. G. A. O. D. MUREN Ludvig Paul, Cardiac and Pulmonary Doses and Complication Probabilities in Standard and Conformal Tangential Irradiation in Conservative Management of Breast Cancer. Radiotherapy and Oncology, 2002.
- [22] M. S. L. K. A. M. C. M. M. R. M. J. W. VICINI Frank A., Optimizing Breast Cancer Treatment Efficacy with Intensity-modulated Radiotherapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, 2002.

- [23] P. J. e. A. Lirette., Verification and Correction of Setup Deviations in Tangential Breast Irradiation Using EPID : Gain Versus Workload. *Med. Phys.*, august 1996..
- [24] L. J.T., Complication Probability as Assessed from Dose-volume Histograms. *Radiat. Res*, 1995..
- [25] Y. Kirova, «Définition des volumes ganglionnaires dans le cadre du traitement d'un cancer du sein au quotidien,» *31es 108 Journées de la SFSPM, Lyon*, novembre 2009.
- [26] A. C. Society, «Breast Cancer.,» 2015. [En ligne]. Available: <http://www.cancer.org/cancer/breastcancer/index..>
- [27] N. C. Institute, Breast Cancer Treatment for Health Professionals, 2015.
- [28] G. A. n. –. C. d. sein, Classification TNM du cancer, 2002.
- [29] GUIDE - AFFECTION LONGUE DURÉE, Tumeur maligne, affection maligne du tissu lymphatique ou hématopoïétique Cancer du sein, France, 2010.
- [30] D. M. J. B. Baptiste Blanpain, «Calcul par réseaux de neurones de la dose déposée en radiothérapie par un faisceau fin dans un volume hétérogène,» 2007.
- [31] Y. K. article, Définition des volumes ganglionnaires dans le cadre du traitement d'un cancer du sein au quotidien, 31es 108 Journées de la SFSPM, Lyon, novembre 2009.

Résumé

En radiothérapie externe, le traitement du cancer du sein représente 25 % des cas de cancers chez les femmes, cette technique permet de délivrer la dose voulue à la tumeur tout en épargnant au maximum les tissus sains, c'est pour cela qu'il est très important de connaître et maîtriser aussi précisément que possible la distribution de dose.

L'objectif de notre travail est de réaliser la planification d'un traitement sur des cas cliniques réels du cancer du sein traités par la radiothérapie gamma externe en utilisant les différents paramètres, afin d'obtenir une dosimétrie optimale, permettant l'éradication de la tumeur, tout en protégeant les organes à risque, en respectant la dose de tolérance de ces derniers.

L'application de toute la procédure de planification du traitement nous (à l'aide du logiciel) d'arriver aux résultats présentés au chapitre trois.

L'application sur le patient, du traitement prescrit, représente l'étape suivante laquelle obéit également à toute une série de procédures garantissant un indice de qualité maximal.

Mots clés : cancer du sein, radiothérapie gamma, mammographie, paramètres physiques et dosimétriques, Les organes à risque.

In external radiotherapy, the treatment of breast cancer represents 25% of the cases of cancer in women, this technique makes it possible to deliver the desired dose to the tumor while sparing as much as possible the healthy tissues, that is why it is It is very important to know and master as precisely as possible the dose distribution.

The objective of our work is to plan treatment for real clinical cases of breast cancer treated by external gamma radiotherapy using the different parameters, in order to obtain an optimal dosimetry, allowing the eradication of the tumor, while protecting the organs at risk, respecting the dose of tolerance of the latter.

The application of the entire treatment planning procedure we (using the software) to arrive at the results presented in chapter three.

The application of the prescribed treatment to the patient represents the next step which also obeys a series of procedures that guarantee a maximum quality index.

Keywords: breast cancer, gamma radiotherapy, mammography, physical and dosimetric parameters, organs at risk

في العلاج الإشعاعي الخارجي ، يمثل علاج سرطان الثدي 25 ٪ من حالات السرطان لدى النساء ، وهذه التقنية تجعل من الممكن توصيل الجرعة المطلوبة للورم مع تجنب الأنسجة السليمة ، وهذا هو السبب من المهم جداً معرفة وإتقان توزيع الجرعة قدر الإمكان.

الهدف من عملنا هو تخطيط العلاج للحالات السريرية الحقيقية لسرطان الثدي المعالج بواسطة العلاج الإشعاعي غاما الخارجي باستخدام الاعدادات المختلفة ، من أجل الحصول على الجرعة الأمثل ، مما يسمح باستئصال الورم ، مع حماية الأعضاء المعرضة للخطر ، واحترام جرعة التسامح من هذا الأخير.

تطبيق إجراء تخطيط العلاج بأكمله (باستخدام البرنامج) للوصول إلى النتائج الواردة في الفصل الثالث.

يمثل تطبيق العلاج الموصوف للمريض الخطوة التالية التي تخضع أيضاً لسلسلة من الإجراءات التي تضمن أعلى مؤشر للجودة.

الكلمات المفتاحية: سرطان الثدي، العلاج الإشعاعي غاما، ماموغرافي ، الخصائص الفيزيائية وقياس الجرعة، الأعضاء المعرضة للخطر.

