

République Algérienne Démocratique et Populaire

Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene



Faculté de Physique

Mémoire présenté par

BENCHEIKH SAMIR

Pour l'obtention du Diplôme de

Magister en Physique Médicale

Intitulé

**Aspects dosimétriques de la radiothérapie
conformationnelle 3D dans le traitement des
cancers bronchiques non à petites cellules
(CBNPC)**

Soutenu publiquement le 17/07/2011, devant le jury composé :

M AFIANE M'hamed	Professeur, Radiothérapie au CPMC	Président
M HOCINI Brahim	Chargé de recherche à l'USDB	Directeur de thèse
M KESSAL Salem	Professeur à l'USTHB	Examineur
Mme OUKRIF Seam	Professeur, Radiothérapie au CPMC	Examineur
M ARIB Mhenna	Maître de Recherche au CRNA	Examineur
M KHELIFI Rachid	Maître de Conférences à l'USDB	Invité

Sommaire

Liste des abréviations :	3
Introduction	4
Chapitre 1 :	6
La radiothérapie conformationnelle	6
1.1 Définition de la radiothérapie conformationnelle	6
1.2 Matériel et équipement pour la radiothérapie conformationnelle	11
1.3 Assurance qualité	20
1.3.1 Fréquences.....	21
1.3.2 Fonctionnalité.....	21
1.3.3 Reproductibilité.....	21
1.3.4 Précision.....	22
1.3.5 Caractérisation et documentation	22
1.3.6 Le transfert de données et de validation.....	22
1.3.7 Exhaustivité (Résultat).....	22
1.3.8 Niveau de tolérance.....	22
1.3.9 Niveau d'action et niveau d'intervention.....	23
Chapitre 2	31
La chaîne de traitement dans la radiothérapie conformationnelle.....	31
2.1 La chaîne de traitement 2D	31
2.1.1 Acquisition des données anatomiques	31
2.1.2 Planification de traitement et dosimétrie.....	31
2.1.3 Exécution et vérification du traitement	32
2.2 La chaîne de traitement 3D	32
2.2.1 Acquisition des données anatomiques et des images 3D	32
2.2.1.1 Système d'immobilisation et de contention	32
2.2.1.2 Acquisition des images 3D	33
2.2.1.3 Le Traitement des images.....	34
2.2.1.4 Définition des volumes et des marges	34
2.2.2 La Planification et la dosimétrie	36

2.2.3	Exécution et vérification du traitement	37
2.2.4	Dose Volume Histogramme (DVH).....	37
2.2.5	Systèmes de vérification : EPID, dosimétrie in vivo, autres.....	39
Chapitre 3		40
Aspects cliniques du cancer du poumon non à petites cellules		40
3.1	Anatomie du poumon.....	40
3.2	Le cancer du poumon non à petites cellules (CBNPC)	42
3.3	Méthodes de traitement.....	42
a.	Chirurgie	43
b.	Chimiothérapie.....	43
c.	Radiothérapie :.....	43
3.4	Contraintes de doses pour les organes à risques en radiothérapie	44
3.5	Notion de dose de contrôle tumoral	44
3.6	Notion de dose de tolérance aux organes à risque	44
Chapitre 4		46
La planification de traitement		46
4.1	Matériel et Méthodes utilisés	46
4.1.1	Algorithme de calcul de dose	47
4.1.2	Systèmes d'acquisition des données anatomiques	50
4.2	Planification de traitement	50
4.2.1	La planification du traitement en 2D	50
4.2.2	Planification du traitement 3D	52
Chapitre 5		55
Résultats obtenus et discussion		55
5.1	Volume pulmonaire total	56
5.2	Volume du poumon traité et du poumon non traité	57
5.3	Dose reçue par les deux poumons.....	58
5.4	Organes à risques	59
5.5	Volume pulmonaire total (Groupe A).....	62
5.6	Volume pulmonaire total (Groupe B).....	63
5.7	Organes à risque des groupe A et B.....	64
Conclusion.....		68
Références bibliographiques		70

Liste des abréviations :

3DCRT	3D Confomal RadioTherapy
ADN	DeoxyriboNucleic acid
APPA	Anterior-Posterior / Posterior - Anterior
CBNPC	Lung cancer Non Small Cell
CT	Computed Tomography
CTV	Clinical Target Volume
DMS	Data Management System
DRR	Digitally Reconstructed Radiography
DSP	Source Skin Distance
DSP_{Ant}	Source Skin Distance in Anterior
DSP_{Post}	Source Skin Distance in Posterior
DVH	Dose Volume Histogram
EPID	Electronic Portal Imaging Device (Imagerie Portale)
GTV	Gross Tumor Volume
Gy	Gray
ICRU	International Commission on Radiation Units
IM	Internal margin
IMRT	Intensity Modulated RadioTherapy
IRM	Magnetic Resonance Imaging
ITV	Internal Target Volume
LINAC	LINear ACcelerator
MLC	Multi Leaf Collimator
MU	Monitor Unit
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
OAR	Organs At Risk
PDD	Percentage Depth Dose
P_{norm}	Point of Normalization
PRV	Planning organ at Risk Volume
PTV	Planning Target Volume
SFRO	French Society for Therapeutic Radiology and Oncology
SM	Set-up Margin
TCP	Tumor Control Probability
TEP	Positron Emission Tomography
TPS	Traitement Planning System
RTA	Rapport Tissu Air

Introduction

L'utilisation des rayons X en médecine (imagerie) a suivi précocement leur découverte par Roentgen en 1895. Les rayonnements utilisés étaient de faible énergie (150 à 300 keV). Une première évolution, dans les années soixante, a été l'accès à des hautes énergies (1 à 25 MeV) avec le cobalt et les accélérateurs linéaires. La deuxième évolution majeure a été apportée dans les années soixante-dix par le calcul par ordinateur des distributions de doses en radiothérapie. Enfin, est apparue au début des années quatre-vingt dix, la radiothérapie conformationnelle, qui a été rendue possible avec les progrès de l'imagerie médicale, de l'informatique et de la technologie (MLC – EPID – filtre virtuel ...) [ANA03].

La radiothérapie s'inscrit avec la chirurgie et la chimiothérapie comme une des trois principales thérapies dont nous disposons aujourd'hui pour lutter contre le cancer. Elle est utilisée pour traiter près de trois cancers sur quatre. La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour traiter un organe ou un tissu. Le principe repose sur le fait que lorsque l'ADN d'une cellule est soumis à un rayonnement ionisant adéquat, il subit des altérations rendant impossible la reproduction normale cellulaire. Les cellules saines ayant un meilleur taux de réparation de leur ADN que les cellules tumorales, il est possible de détruire une tumeur en préservant les tissus sains [TUB08].

Le terme de radiothérapie recouvre en fait un large éventail de pratiques : la curiethérapie (mise en contact d'une source radioactive directement sur le tissu traité), la radiothérapie métabolique (injection ou ingestion d'une molécule radioactive se fixant sur l'organe à traiter) et, la plus utilisée, la radiothérapie externe. Pour cette dernière il s'agit d'exposer le patient à un ou plusieurs faisceaux de particules en ciblant au mieux le volume traité. Les particules utilisées sont le plus souvent des photons ou des électrons transportant une énergie comprise entre un et quelques MeV. On peut aussi utiliser d'autres particules telles que les protons, les neutrons et les ions lourds.

La problématique de la radiothérapie est simple dans son énoncé : l'augmentation de la dose à la cible améliore le contrôle local mais une trop forte dose aux tissus sains environnants peut engendrer des complications [LUC06].

Il est donc primordial que la distribution de dose au sein du patient se conforme au volume traité - c'est-à-dire « sculpte » un volume conforme à la forme de la tumeur. Ainsi, la radiothérapie est aujourd'hui qualifiée de conformationnelle [ANA03].

L'objectif de ce travail est de faire ressortir l'intérêt d'une radiothérapie conformationnelle 3D comparée aux techniques usuelles en effectuant une étude comparative effectuée sur un nombre de patients (34 cas) atteints d'un cancer pulmonaire.

Le présent document est structuré de la manière suivante :

Le chapitre 1 donne une définition et une description de la radiothérapie conformationnelle, du matériel requis pour la mettre en œuvre ainsi qu'une description des aspects de l'assurance qualité dans la radiothérapie conformationnelle.

Le chapitre 2 comporte une description détaillée de toute la chaîne de traitement dans la radiothérapie conformationnelle ainsi que de la chaîne de traitement 2D.

Quant au chapitre 3, il aborde les aspects cliniques du cancer du poumon non à petites cellules, les différentes techniques de traitement dont la radiothérapie conformationnelle. Nous avons également présenté les contraintes de doses pour les organes à risques en radiothérapie et quelques notions sur les doses de contrôle tumoral et les doses de tolérance aux organes à risque.

Le chapitre 4 décrit la planification de traitement 2D ainsi que la planification de traitement 3D ; le matériel et les méthodes utilisés dans cette étude ont été également présentés.

Le chapitre 5 est relatif aux résultats obtenus : nous avons comparé les résultats du traitement 3D à ceux du traitement 2D sous forme de doses volumes histogramme et dans chaque cas nous avons comparé ces résultats par rapport aux tolérances préétablies et utilisées dans le service de radiothérapie des cliniques universitaires Saint-Luc (Belgique) où la partie pratique de ce travail a été réalisée.

Partie Théorique

Chapitre 1 :

La radiothérapie conformationnelle

1.1 Définition de la radiothérapie conformationnelle

La radiothérapie externe est un compromis entre la nécessité d'irradier suffisamment le volume cible pour obtenir un effet curatif et celle de limiter l'irradiation des tissus voisins, pour diminuer les effets secondaires. Les progrès des technologies en imagerie, en informatique et la possibilité d'utiliser des collimateurs multilames permettent de conformer les faisceaux d'irradiation au volume tumoral à traiter, ce qui définit la radiothérapie conformationnelle. Un groupe de travail sous le patronage de **l'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé [ANA03]** a proposé unanimement la définition suivante :

La radiothérapie conformationnelle 3D est une irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en 3 dimensions.

À l'heure actuelle, la mise en œuvre de cette technique fait appel à :

- Des moyens assurant la reproductibilité du traitement (immobilisation du patient, contention...).
- Une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie éventuellement complétée par IRM, TEP, fusion d'images...).
- Une délinéation des volumes cibles et des organes critiques auxquels sont appliquées des marges de sécurité adaptées.
- Une balistique et une collimation personnalisée des faisceaux (caches personnalisés, collimateurs multi-lames) déterminées à partir d'un calcul tridimensionnel de la distribution de doses dans les différents volumes (GTV, CTV, PTV, organes à risques).
- Un contrôle de la reproductibilité du traitement (imagerie portale, gammagraphie).

En théorie, deux améliorations majeures sont attendues pour le traitement par radiothérapie conformationnelle :

- Pour une même dose donnée au volume cible, la dose aux tissus sains voisins est réduite, permettant une diminution des complications et des séquelles de la radiothérapie conventionnelle.
- Pour une même dose donnée aux tissus sains voisins, l'augmentation des doses reçues par la tumeur est possible, augmentant ainsi le contrôle local. Or, en cancérologie, le contrôle local est la première étape incontournable vers la guérison.

Des techniques très différentes sont décrites sous l'appellation radiothérapie conformationnelle. Une classification a été élaborée par le groupe DYNARAD (Development and Standardization of New DYNAmic RADiotherapy Techniques) réunissant des centres européens de radiothérapie, action soutenue par la Commission Européenne [ROS93]. Résumée dans les 4 tableaux ci-dessous (tab.1- 4), elle reposait sur les moyens utilisés, équipements matériels ou logiciels et procédures.

Selon cette définition, le terme de radiothérapie conformationnelle ne devrait s'appliquer qu'à des traitements dont toutes les étapes relèvent au moins d'un niveau égal à 2 [ANA03].

Tableau 1.1 : Acquisition des données anatomiques

	Niveau 0	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Contention	Non	Facultative	Système personnalisé ou cadre stéréotaxique recommandé	Système personnalisé ou cadre stéréotaxique obligatoire
Système d'imagerie	Clichés repérage + conformateur	Clichés repérage ± coupes <i>scanner</i>	Coupes <i>scanner</i> fines et jointives (au moins dix)	Imagerie multimodalités (scanner + IRM + ...) et fusion d'images
Données anatomiques				
Référentiel	Référentiel	Table + ligne médiane	Reports externes ou cadre	Reports implantés ou cadre
Organes critiques	Reportés dans contours externes	Délinéation dans quelques coupes	Délinéation coupe/coupe	Reconstruction 3D
Hétérogénéités	Report approximatif Contourage externe	Délinéation dans quelques coupes	Délinéation coupe/coupe	Reconstruction 3D ou pixel/pixel
Volume tumoral (GTV)	Estimé et report contourage externe	Délinéation dans quelques coupes	Délinéation coupe/coupe	Reconstruction 3D
Volume cible anatomoclinique (CTV)	Appréciation clinique	Contourage manuel/coupe ± subjectif	Basé sur marges explicites	Expansion auto 3D depuis GTV ± données biologiques
Volume cible interne (ITV)	Augmentation des marges	Approche clinique (marges implicites)	Marges explicites	Basé sur une quantification des mouvements

Tableau 1.2 : Définition des faisceaux.

	Niveau 0	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Prise en compte de l'incertitude faisceau/patient	Augmentation $\pm$ arbitraire des marges du champ	Délinéation PTV avec marges $\pm$ arbitraires	PTV 3D auto avec marges quantifiées	Simulation dosimétrique des variations statistiques
Nature faisceau et modificateurs	Photons ou électrons Intensité uniforme	Photons et/ou électrons $\pm$ filtres en coin	Photons ($\pm$ électrons) $\pm$ compensateurs	Photons + modulateurs d'intensité Protons + compensateurs
Nombre et incidence	Au plus 4 faisceaux Coplanaires	Au plus 4 faisceaux coplanaires	Au moins 4 faisceaux coplanaires ou non	Au moins 4 faisceaux coplanaires ou non
Isocentre	Technique DSP ou DST (placement manuel)	Technique DSP ou DST (placement manuel)	Technique DST (centrage auto sur cible)	Technique DST (centrage auto f [dose])
Système de délimitation de faisceau	Pas de cache	Caches standard ou colli. multilames	Caches individualisés ou colli. multilames	Colli. Multilames dynamique
Forme du champ déterminée d'après repères anatomiques	Externes + clichés	Clichés simulation $\pm$ coupes	« Vue du faisceau » + contour manuel ou auto	Simulation virtuelle (avec DRR) + calcul auto

Tableau 1.3 : Calcul et optimisation de la distribution de dose.

	Niveau 0	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Modèle de calcul	ID (ligne) sans hétérogénéité	ID ou 2D (coupe) ± hétérogénéité	2D ou 3D (volume) avec hétérogénéité	3D ou 4D (dynamique) voxel/voxel
Évaluation des plans de traitement	Isodoses dans un plan	Isodoses dans plusieurs coupes ± images CT	Isodoses plan quelconque + HDV	Isodoses + structure 3D + HDV +TCP + NTCP...
Optimisation des plans de traitement	Non	Essais successifs + appréciation visuelle	Essais successifs + calcul fonction « score »	Résolution du problème inverse

Tableau 1.4 : Exécution et contrôle du traitement

	Niveau 0	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Contrôle simulateur avant traitement	Non	Oui (quelquefois combiné avec acquisition anatomie)	Recommandé	Simulation virtuelle
Contention (rappel)	Non	Facultative	Recommandé	Contention personnalisée ou cadre
Aide au positionnement du patient	Champ lumineux (± lasers)	Lasers + champ lumineux	Essentiellement lasers sur référentiel	Capteurs 3D Systèmes radiologiques
Positionnement du patient	Repères cutanés	Coordonnées (translations) + repères cutanés	Alignement du référentiel patient (cadre, billes, etc.)	Blocage du référentiel + ajustement informatisé
Imagerie de contrôle	Non	Gammagraphie initiale	Gammagraphie ou imagerie portale	Imagerie portale et/ou rayons X
Image de référence		Cliché simulation	Repères BEV ± cliché simulation	Simulation virtuelle avec DRR
Contrôle informatisé des paramètres	Non	Recommandé (par appareil)	Obligatoire (réseau)	Obligatoire (modulation d'intensité)
Dosimétrie <i>in vivo</i>	Non	Facultatif	TLD ou diodes	Dosimétrie par EPID

1.2 Matériel et équipement pour la radiothérapie conformationnelle

1.2.1 Scanner Simulateur

Les scanners simulateurs sont des scanners à large tunnel (voir figure 1.1) associés à des accessoires possédant des caractéristiques qui les rendent indispensables pour certaines étapes du processus de radiothérapie conformationnelle. Parmi ces caractéristiques :



Figure 1.1 : Scanner Simulateur avec le système de marquage laser

- Une table à surface plate pour s'assurer que la simulation est réalisée dans des conditions identiques à celles du traitement sur une machine méga-voltage.
- Un système de marquage laser nécessaire pour fournir des repères de référence sur la peau du malade ou sur les systèmes d'immobilisation pour réaliser un bon repérage des volumes cibles et d'assurer par la suite, une reproductibilité parfaite pour le traitement. Ce système est composé de lasers muraux fixes ou mobiles, un laser sagittal fixé au plafond de la salle du Scanner Simulateur, et des lasers internes à l'appareil fixés au niveau du tube pour définir 03 plans orthogonaux.
- Un système de simulation virtuelle composé de logiciels qui permettent à l'utilisateur la localisation et le contourage des structures anatomiques, le traitement et la manipulation des images anatomiques ainsi que la reconstruction multi-planaires d'images (DRR) (voir figure 1.2) qui seront utilisées pour la définition des volumes cibles et à la vérification du traitement [Lev06].

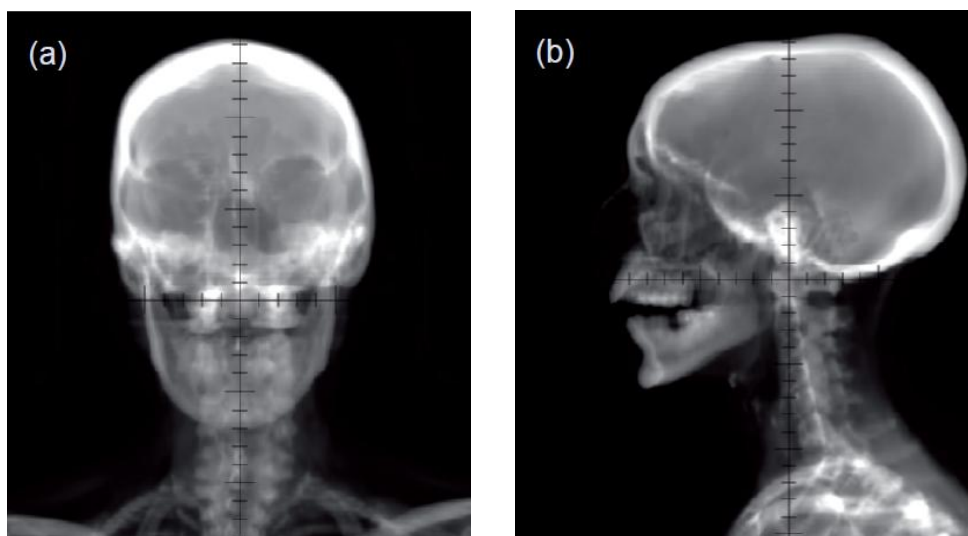


Figure 1.2 : Images reconstruites numériquement (DRR) de haute résolution

1.2.2 Simulateur

Un simulateur de radiothérapie (voir figure 1.3) consiste en un tube à rayons X de diagnostic monté sur un portique en rotation, la géométrie de la simulation est identique à celle constatée sur les appareils de traitement que ce soit des télé-cobalts ou des accélérateurs linéaires.



Figure 1.3 : Simulateur conventionnel

Le simulateur bénéficie des mêmes degrés de liberté qu'une machine de traitement, mais plutôt que de fournir un faisceau méga-voltage pour le traitement, il fournit un faisceau de rayons X de qualité diagnostique pour l'imagerie, soit dans le mode de radiographie (image

enregistrée sur des films radiographiques) ou dans le mode fluoroscopique (image enregistrée sur un moniteur en utilisant un intensificateur d'image). Les simulateurs modernes peuvent fournir un nombre limité d'images et disposent d'un système de marquage lasers fixes (muraux) mais ne permettent pas d'effectuer une simulation virtuelle, sauf s'ils disposent également d'une option tomographie [Lev06].

1.2.3 Accélérateur Linéaire

Les accélérateurs linéaires médicaux (LINACs) (voir figure 1.4) accélèrent les électrons à des énergies cinétiques de 4 MeV à 25 MeV. Dans un accélérateur linéaire, les électrons sont accélérés suivant des trajectoires droites. Divers types d'accélérateurs linéaires sont disponibles pour une utilisation clinique. Certains offrent des rayons X dans la gamme faible méga-voltage (4 MV ou 6 MV) alors que d'autres fournissent à la fois des rayons X et des électrons à des énergies diverses (jusqu'à 25 MeV) [POD05].

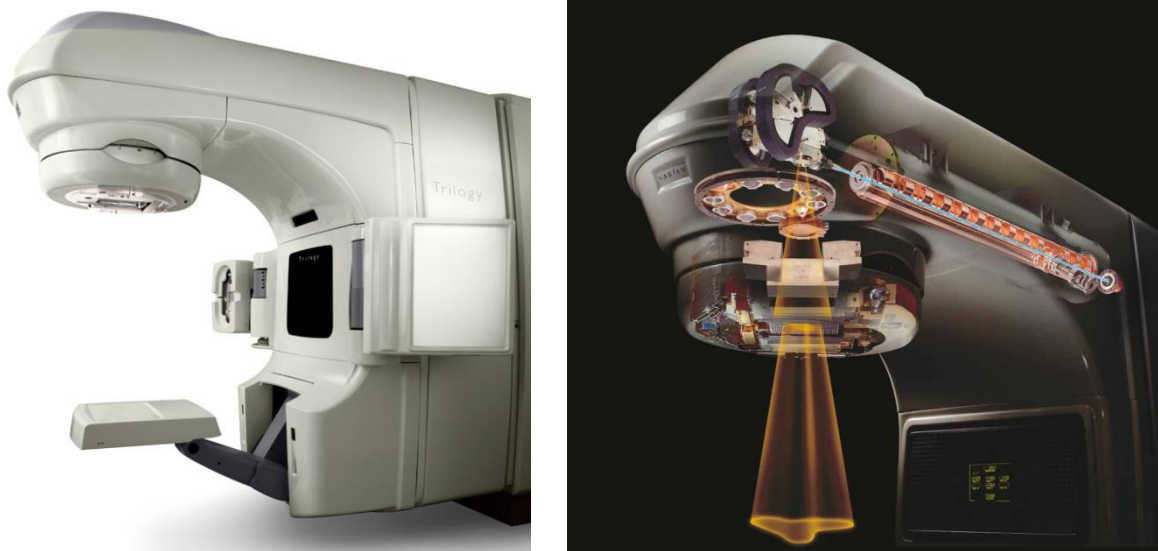


Figure 1.4 : Accélérateur linéaire de radiothérapie

Un accélérateur linéaire de haute énergie moderne fournira deux ou trois énergies photons, habituellement une combinaison d'une basse énergie photons (4 à 10 MV) et un faisceau de photons d'énergie élevée (12 à 25 MV) et plusieurs énergies électrons (allant de 4 à 22 MeV). La définition des champs d'irradiation est assurée par des systèmes de collimations (collimateurs, collimateurs multi-lames, applicateurs) [MAZ05].

Les faisceaux de rayonnement émis par les accélérateurs linéaires sont caractérisés par différentes grandeurs physiques telles que les courbes de rendements en profondeurs (PDD) (voir figure 1.5) décrivant la distribution de dose selon l'axe d'incidence du faisceau et qui sont mesurés généralement dans l'eau. Les profils de dose décrivant la distribution latérale de dose selon des plans transversaux à l'axe d'incidence du faisceau (voir figure 1.6). Le débit de dose caractérise la dose délivrée par unité moniteur en un point de référence.

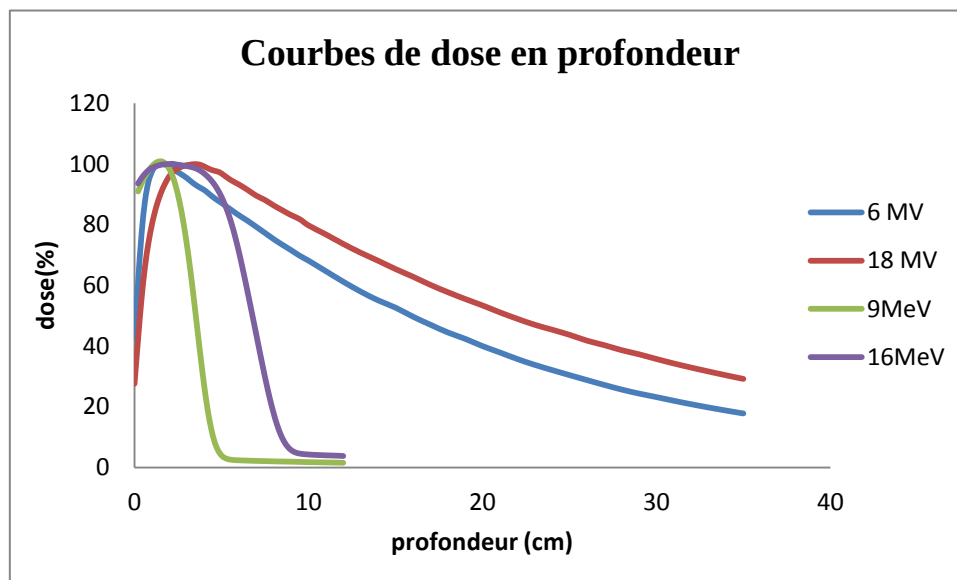


Figure 1.5 : Courbes de doses en profondeur pour des faisceaux d'électrons (9 et 16 MeV) et des faisceaux de photons (6 et 18 MV)

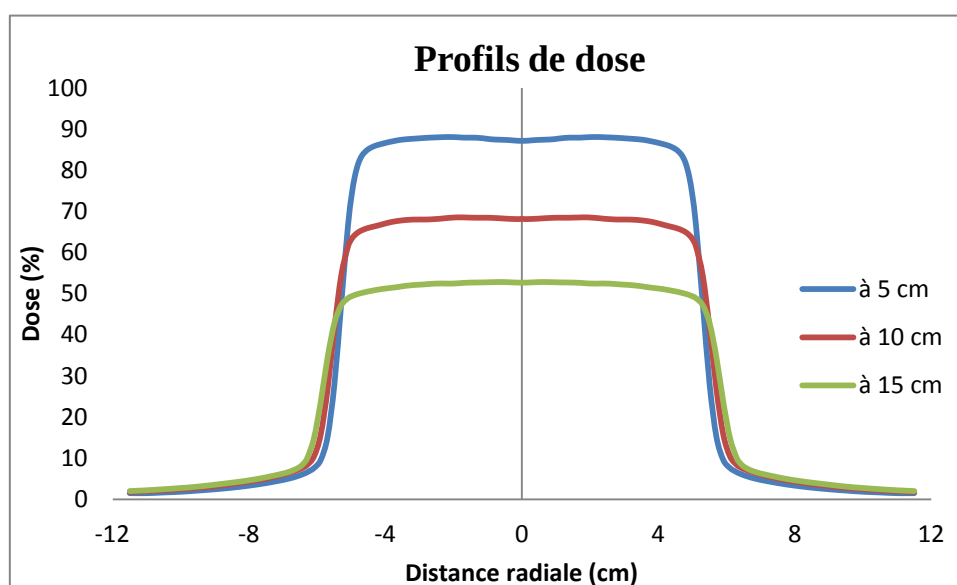


Figure 1.6 : Profils d'un champ carré 10×10 cm×cm pour un faisceau de photons de 6 MV

Les profils des faisceaux de photons se décomposent en trois parties, une région hors champs, une région centrale et la région de la pénombre. La région centrale représente la portion centrale du profil qui va de l'axe central du faisceau à une distance qui représente 80% de la taille géométrique du champ.

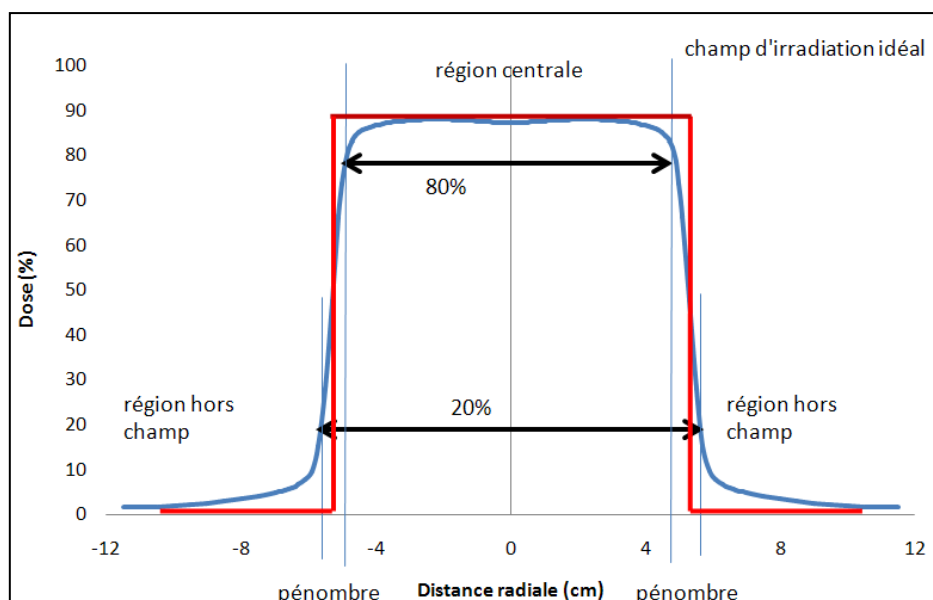


Figure 1.7 : Décomposition du profil de dose en plusieurs régions

La région de la pénombre est la partie du profil où la dose varie rapidement, cette région est sensible aux systèmes de collimation et de définition de la taille des champs, de la taille de la source du faisceau ainsi que du déséquilibre électronique latéral. La région de la pénombre peut être décomposée en trois composantes :

- pénombre de transmission due à la transmission à travers les mâchoires du collimateur.
- pénombre géométrique due aux dimensions finies de la source du faisceau.
- pénombre de diffusion due aux diffusions dans le patient (ou fantôme).

La pénombre totale est la somme de ces trois composantes et elle est aussi fonction de l'énergie du faisceau, de la distance source surface, de la distance source collimateur.

La région hors champs présente une très faible dose due à la transmission à travers le collimateur et du blindage de la tête d'irradiation.

En clinique, l'uniformité du profil de dose est capitale, elle est mesurée en effectuant un scan le long des axes principaux du champ d'irradiation et à différentes profondeurs de mesure. Pour quantifier cette uniformité nous utilisons deux paramètres :

- la planéité du faisceau : pour mesurer ce paramètre, il faut mesurer la dose maximale et la dose minimale dans la région centrale du profil, ce paramètre est défini par :

$$F = 100 \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}}$$

Dans les accélérateurs linéaires ce facteur doit être inférieur à 3% quand il est mesuré dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de 100 cm pour le champ le plus large (40 x 40 cm x cm).

- La symétrie du faisceau : ce paramètre est mesuré à z_{max} et traduit le fait que deux points équidistants sur le profil de dose et se trouvant de part et d'autre de l'axe central présentent une différence en dose inférieure à 2%. Ce paramètre est défini par :

$$s = 100 \times \frac{aire_{droite} - aire_{gauche}}{aire_{droite} + aire_{gauche}}$$

La distribution de dose planaire ou volumique est représentée par des courbes isodoses où les point d'égale dose dans le volume d'intérêt sont reliés entre eux.

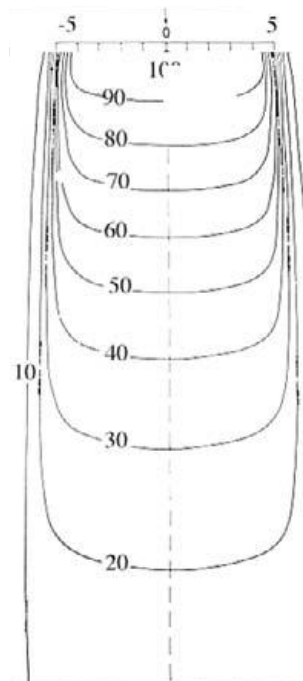


Figure 1.8 : Courbes isodoses d'un champ carré 10×10 cm×cm pour un faisceau de photons de 6 MV

1.2.4 Collimateur Multi-lames et filtres en coins

Le collimateur multi lames (MLC) (voir figure 1.9) permet une rapidité et une flexibilité d'ajustement des champs d'irradiation à la forme de la tumeur et à la protection des organes à risque. Deux types de MLCs sont actuellement employés: ceux pour les moyens et grands champs jusqu'à $40 \times 40 \text{ cm}^2$, généralement des MLCs intégrés dans la tête de l'accélérateur. Et les Micro-MLC additionnels avec un champ maximum de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.



Figure 1.9 : Collimateur Multilames

Les MLCs intégrés dans la tête de l'accélérateur sont contrôlés par ordinateur et ont habituellement une résolution spatiale de 0,5-1 cm à l'isocentre de la machine (100 cm), elle dépend aussi du nombre de lames, généralement entre 80 et 160 lames. Une lame de 5 mm est actuellement considérée comme un bon compromis. Certains MLCs disponibles dans le commerce ont des sections avec différentes largeurs de lames. La section centrale du MLC a une plus haute résolution spatiale que l'extérieur de la section.

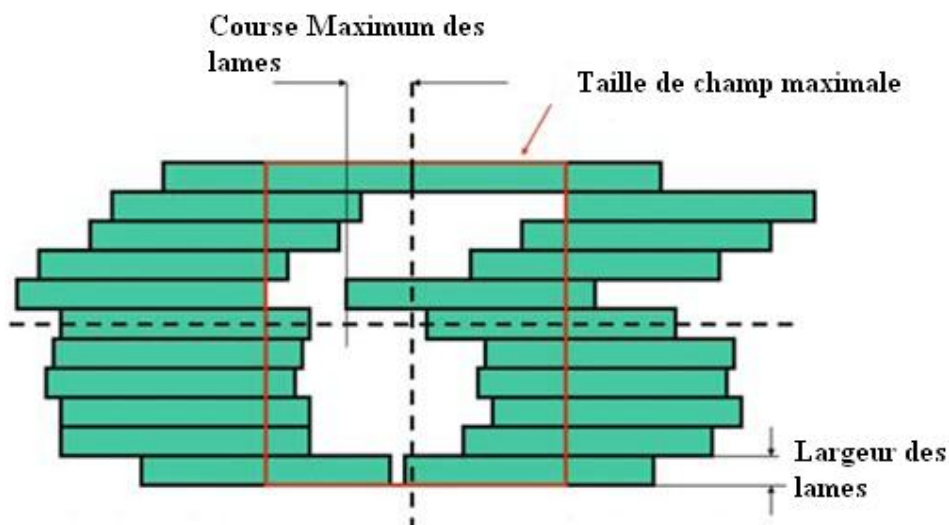


Figure 1.10 : Déplacement maximal des lames

La course maximum (voir figure 1.10) caractérise dans quelle mesure une lame peut être déplacée sur la ligne médiane du MLC, elle est très importante pour la génération d'une forme complexe du volume cible. Une autre propriété du MLC est l'inter-digitation ; dans certains cas, une lame ne peut pas croiser une autre lame opposée sans collision. Pour la radiothérapie conformationnelle 3D-CRT, un MLC sans l'inter-digitation n'est pas important, mais pour l'IMRT, le système d'inter-digitation est obligatoire [Lev06].



Figure 1.11 : filtre en coin 45°

Les filtres en coins sont des modificateurs de faisceau utilisés pour modifier la distribution de dose dans le patient, dans le cas d'une incidence oblique du faisceau de traitement ou pour compenser un manque de tissus, ces filtres sont fait en acier, plomb ou en laiton et existent avec 04 angulations différentes 15°,30°,45° et 60°.

1.2.5 Systèmes de planning de traitement (algorithme – 3D historique)

Un système de planning de traitement est un vaste programme informatique qui regroupe un grand nombre de sous programmes (modules) qui simulent et gèrent les étapes principales de la chaîne de traitement en radiothérapie. Les modules intégrés dans un système de planning de traitement assurent la modélisation en unités de traitement des appareils de traitement (accélérateurs linéaires, unité de cobaltothérapie) et des sources radioactives installées dans un centre de radiothérapie [IAE04]. La modélisation des patients et des modalités de traitement à travers l'acquisition des données anatomiques des patients (images radiologiques

et tomographiques), ainsi que le calcul des doses et des temps de traitements (exposition) des malades en radiothérapie externe ou en curiethérapie [VAN05].

1.2.6 Imagerie Portale

En radiothérapie, il est capital que le rayonnement soit délivré sur le site anatomique ciblé. Avec l'avènement de la radiothérapie conformationnelle, les exigences relatives à la précision de la localisation ont augmenté. Traditionnellement, l'assurance de la qualité du positionnement du patient est réalisée en utilisant des films industriels utilisés en imagerie médicale, mais le film a besoin d'être traité, et l'information n'est pas disponible en temps réel. Afin de fournir une vérification instantanée de la mise en place des patients, des dispositifs d'imagerie portale (EPIDs) ont été développés, ils sont montés sur l'accélérateur linéaire (voir figure 1.12).



Figure 1.12 : Dispositif d'imagerie portale

Les dispositifs EPIDs ont été développés pour acquérir et afficher des images du détecteur dans un temps aussi court que possible. L'image peut être analysée instantanément pour une vérification en temps réel, ou d'autres images peuvent être acquises pour un traitement sur place sans qu'il soit nécessaire d'entrer dans la salle de traitement. Un avantage des appareils électroniques est que l'image est directement disponible en format numérique pour le traitement numérique, l'archivage et la communication avec d'autres modalités d'imagerie.

Un certain nombre d'imageurs portals développés reposent sur des philosophies différentes. Ces systèmes se répartissent en trois grandes catégories: vidéo ou fluorescent sur écran; Matrices, et les systèmes de balayage à diodes [Lev06].

1.2.7 Système de gestion des données

Les systèmes de gestion des données (DMS/ Data Management System) souvent appelés systèmes d'enregistrement et de vérification (Record and Verify) sont devenus un composant intégral de la chaîne de traitement en radiothérapie moderne. Un système de gestion des données permet le stockage et la récupération efficace et précise des informations liées au traitement, à savoir les paramètres d'unités de traitement en tant qu'élément d'information de planification, ainsi que la gestion des patients, le transfert d'image, le déroulement des séances de traitement et même l'information de planification [SCH06].

Les erreurs peuvent être d'origine humaine ou dues à un dysfonctionnement des machines ; pour cela, des verrouillages et de systèmes de contrôle ont été conçus pour aider à réduire ces erreurs. Ces systèmes assurent que les réglages de la machine seront les mêmes tout au long du traitement. Ils assurent également que la dose totale programmée ne sera pas dépassée. Cela implique une grande responsabilité de la personne qui effectue l'introduction des données de traitement pour la première fois, car toute erreur introduite sera répétée tout au long du traitement. Actuellement tous les accélérateurs de traitement sont commandés par ordinateur et sont intégrés dans des systèmes de gestion de données qui possèdent des circuits et des mécanismes de surveillance électroniques pour limiter leurs dysfonctionnements. Les paramètres tels que la planéité de faisceau, la symétrie, le rendement des chambres moniteurs, le débit de dose, et les positions géométriques de la machine sont tous sous contrôle du système de vérification. À la fin de la session de traitement, en plus d'enregistrer les paramètres réellement utilisés, le système enregistrera toutes les erreurs avec l'identification de l'opérateur qui les a exécutées, la dose cumulée et la fraction délivrée [Lev06].

1.3 Assurance qualité

L'assurance de qualité constitue l'ensemble des mesures destinées à vérifier, améliorer et maintenir la qualité de la réalisation du traitement. En effet, il existe une relation directe entre la qualité du traitement et le fonctionnement correct des appareils. Un programme d'assurance de qualité doit comprendre, dans tous les cas, un sous programme de contrôle de qualité qui

consiste en le contrôle mécanique des appareillages et de la qualité des faisceaux. Ces contrôles sont effectués périodiquement par le physicien médical [KOL97].

1.3.1 Fréquences

Les procédures de contrôle de qualité doivent être effectuées à des fréquences régulières. Cette régularité évite la propagation et l'aggravation des erreurs ou des dysfonctionnements au cours du temps. Ces procédures selon leur importance peuvent être réalisées périodiquement:

- Quotidienne : Une fois, pendant tous les jours de traitement.
- Hebdomadaire : En moyenne une fois tous les 7 jours.
- Mensuelle : en moyenne une fois toutes les quatre semaines.
- Annuelle : en moyenne une fois tous les 12 mois.

Les normes utilisées pour l'évaluation de la performance des équipements de radiothérapie sont répartis en plusieurs catégories comme il est décrit ci-dessous.

1.3.2 Fonctionnalité

Des systèmes pour lesquels le niveau de performance est «fonctionnel» : qui fonctionne ou pas. Ces systèmes sont généralement associés à des dispositifs de sécurité de l'équipement ou de l'installation. L'exploitation d'une installation qui a échoué à un test de fonctionnalité permet la possibilité d'exposer les patients et le personnel à des conditions dangereuses.

1.3.3 Reproductibilité

Les résultats des tests de routine de contrôle de qualité, pour lesquels la reproductibilité est le critère, sont évalués en fonction des résultats obtenus lors de l'installation de l'unité acceptée. Les tolérances et niveaux d'intervention sont fixés pour les paramètres qui peuvent être quantifiées. Un exemple est la planéité du champ. Pour les caractéristiques qui ne sont pas susceptibles d'être réduits à une quantification sur une base régulière, comme la qualité de l'image, les critères doivent être développés localement pour tenir compte de l'équipement d'essai disponible et autres ou de la variabilité intra-observateur, le cas échéant.

1.3.4 Précision

La précision est l'écart de la valeur mesurée d'un paramètre à sa valeur prévue ou définie. Les niveaux de tolérance et d'action sont prédéfinis. Un exemple : l'isocentre doit rester contenu dans une sphère de diamètre égal à 2 mm.

1.3.5 Caractérisation et documentation

Avant toute utilisation en routine clinique, il est nécessaire de réaliser des mesures afin de caractériser les performances d'un équipement. Les accélérateurs sont caractérisés par des grandeurs physiques (Débit de dose, PDD, profils, facteurs filtres, facteurs d'output ...), ainsi que par une description géométrique (distances et position des différents accessoires et composants de la tête d'irradiation) et mécanique (mouvement et rotation de différents éléments mobiles constituant l'accélérateur. Aussi tous les équipements utilisés comme les scanners, simulateurs, EPID, détecteurs et dosimètres, systèmes de planning de traitement doivent eux aussi être caractérisés de façon précise pour assurer un usage correct.

1.3.6 Le transfert de données et de validation

De nombreux systèmes utilisés en radiothérapie, sont fortement tributaires des données appropriées, telles que le point de prescription, l'orientation du filtre en coin, etc. Ces données sont saisies et transférées avec précision à travers les systèmes. Cette catégorie de test est destinée à confirmer que ces processus, impliquant à la fois les humains et les machines, sont correctement exécutés.

1.3.7 Exhaustivité (Résultat)

L'utilisation de ce terme est limitée à l'examen périodique des procédures de contrôle de la qualité, l'analyse et la documentation. Pour les quantités qui peuvent être mesurées, la tolérance et les niveaux d'intervention sont définis.

1.3.8 Niveau de tolérance

Pour un paramètre de performance qui peut être mesuré, un niveau de tolérance est défini. Si la différence entre la valeur mesurée et sa valeur prévue est égale ou inférieure au seuil de tolérance déclaré alors aucune autre action n'est requise en ce qui concerne ce paramètre de performance.

1.3.9 Niveau d'action et niveau d'intervention

Si la différence entre la valeur mesurée et sa valeur attendue ou définie excède le niveau d'action alors une réponse est exigée immédiatement. La réponse idéale doit rendre le système à un état de fonctionnement qui respecte tous les niveaux de tolérance. Si ce n'est pas immédiatement possible, l'utilisation du système doit être limitée aux situations cliniques dans lesquelles les performances sont clairement identifiées. La décision quant à la réponse la plus appropriée est faite par le physicien superviseur en liaison avec les utilisateurs du système et d'autres, le cas échéant. Si la différence entre la valeur mesurée et la valeur probable ou définie se situe entre les niveaux de tolérance et d'action, plusieurs pistes d'action sont ouvertes. Pour un problème qui est facilement et rapidement rectifiable, des mesures correctives doivent être prises à la fois. Une autre ligne de conduite est de retarder l'intervention de réparation jusqu'à la prochaine maintenance programmée. Enfin, la décision peut être prise de surveiller les performances du paramètre en question sur une période de temps et de différer toute décision jusqu'à ce que le comportement du paramètre soit confirmé. Encore une fois, ce sera une décision rendue par le physicien superviseur en consultation avec les utilisateurs du système et d'autres, le cas échéant. La documentation de la performance du système est essentielle et discutée ultérieurement. Toutefois, à l'issue d'une série de tests de contrôle de qualité, il est essentiel d'informer les utilisateurs du système de son statut. Si la performance est dans la tolérance, la communication verbale avec les utilisateurs est suffisante. Si un ou plusieurs paramètres dépassent les critères du niveau d'action, et une action corrective immédiate n'est pas possible, alors les utilisateurs du système doivent être informés par écrit des conditions dans lesquelles le système peut être utilisé [CAP07]. Les tableaux suivant résument les paramètres principaux de contrôle qualité et les niveaux de tolérance correspondant.

Tableau 1.5 : Scanner-Simulateur

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Quotidien			
DS1	Interlock de la porte	Fonctionnel	
DS2	Indicateurs de faisceau	Fonctionnel	
DS3	Boutons d’urgences	Fonctionnel	
DS4	Lasers: parallèlement au plan de numérisation	1 ^o	2 ^o
DS5	Lasers : orthogonalité	1 ^o	2 ^o
DS6	Lasers: position de plan de numérisation	1	2
DS7	Niveau de la table: latérales et longitudinales	0.5 ^o	1 ^o
DS8	Mouvements de la table : vertical et longitudinal	1mm	2mm
DS9	Exactitude du nombre CT de l'eau - moyenne	0 ± 3 HU	0±5 HU
DS10	Bruit de l'image	5 HU	10 HU
DS11	Uniformité de champ de l'eau	5 HU	10 HU
DS12	Planification simulée	1mm	2mm
Mensuel			
MS1	Lasers: parallèlement au plan de numérisation	1mm	2mm
MS2	Lasers : orthogonalité	1 ^o	2 ^o
MS3	Lasers: position de plan de numérisation	1	2
MS4	Lasers: linéarité des lasers mobile	1	2
MS5	Niveau de la table: latérales et longitudinales	0.5 ^o	1 ^o
MS6	Mouvements de la table : vertical et longitudinal	1mm	2mm
MS7	Inclinaison de portique	1 ^o	2 ^o
MS8	archives	Complet	
Six Mois			
SS1	Localisation de la coupe pilote	0.5mm	1mm
SS2	Exactitude du nombre CT de l'eau - moyenne	0 ± 3 HU	0±5 HU
SS3	Exactitude du nombre CT d’autres matières - moyenne	*	
SS4	Uniformité de champ de l'eau – std déviation	5 HU	10 HU
SS5	Résolution des faibles contrastes	10 @0.3%	#
SS6	Résolution des contrastes élevés (5% MTF)	5 lp/cm	**
SS7	Épaisseur de coupe	0.5mm	1mm
SS8	Générateur de rayon X : kV and HVL	2 kV	5 kV
SS9	Générateur de rayon X : linéarité de mAs	5%	10%
Annuel			
AS1	Dose de rayonnement	5%	10%
AS2	Contrôle de qualité indépendant	Complet	

* La précision sur les nombre CT d'autres matériaux dépend des matériaux et de leurs uniformités

** la tolérance sur la résolution des contrastes et le niveau d'action dépendent de la technique utilisée au cours de l'examen scanner.

Tableau 1.6 : Simulateur de radiothérapie

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Quotidien			
DS1	Interlock de la porte	Fonctionnel	
DS2	Interlock du mouvement	Fonctionnel	
DS3	Indicateurs de faisceau	Fonctionnel	
DS4	Boutons d’urgences	Fonctionnel	
DS5	Système anticollision	Fonctionnel	
DS6	Laser / Croisions	1mm	2mm
DS7	Indicateur Optique de la DSP	1mm	2mm
DS8	Croisillons/Réticule/ Port Cache	1mm	2mm
DS9	Coïncidence champs irradié champs lumineux	1mm	2mm
DS10	Indicateur des dimensions de champs	1mm	2mm
Mensuel			
MS1	Afficheurs de l’angle du Gantry	0.5°	1°
MS2	Afficheurs de l’angle de la collimation	0.5°	1°
MS3	Afficheurs de la position de la table	1mm	2mm
MS4	Alignement du mouvement de la SAD	1mm	2mm
MS5	Iso Centre de la table	2mm	3mm
MS6	Parallélisme de la table	1mm	2mm
MS7	Angulation de la table	0.5°	1°
MS8	Laser / Croisillons isocentriques	1mm	2mm
MS9	Indicateur Optique de la DSP	1mm	2mm
MS10	Centrage du croisillon	1mm	2mm
MS11	Coïncidence champs irradié champs lumineux	1mm	2mm
MS12	Indicateur des dimensions de champs	1mm	2mm
MS13	Sauvegarde	Complet	
Six Mois			
SS1	Tablier de plomb	Fonctionnel	
SS2	kV _p	5%	10%
SS3	Dosimétrie de référence	5%	10%
SS4	Qualité du faisceau (HVL)	5%	10%
SS5	Contrôle automatique de l’exposition	5%	10%
SS6	Point focal	reproductible	
SS7	Contraste	reproductible	
SS8	Résolution	reproductible	
SS9	Temporisateur de Fluoroscopie	5%	10%
Annuel			
AS1	Redéfinir l’isocentre	1mm	2mm
AS2	Déviaton de la table	3mm	5mm
AS3	Alignement du point focal	0.5mm	1mm
AS4	Examen indépendant de contrôle de la qualité	Complet	

Tableau 1.7 : Système de planning de traitement (TPS)

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Spécification patients			
PTPS1	Données Patients	Données	
PTPS 2	Géométrie du faisceau	Données	
PTPS 3	Distribution de dose	Données	
PTPS 4	UM / faisceau	2MU/2%	3MU/3%
PTPS 5	Plan de transfert de données	Données	
Trimestriel			
QTPS 1	CPU	Fonctionnel	
QTPS 2	Digitaliseur	2 mm	3 mm
QTPS 3	Transfert électronique de plan	Données	
QTPS 4	Détails de plan	Données	
QTPS5	Table traçante/imprimante	2 mm	3 mm
QTPS6	Sauvegarde de récupération	Fonctionnel	
QTPS7	La géométrie/densité CT	2 mm/.02	3 mm/.03
Annuel			
ATPS 1	Revalidation	Fonctionnel	
ATPS 2	Contrôle de qualité indépendant	Complet	

Tableau 1.8.a : Linac (Tests quotidiens et mensuels)

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Quotidien			
DDMS1	Verrouillage de porte et dernière personne à sortir	Fonctionnel	
WDMS1	Interlock du mouvement	Fonctionnel	
WDMS2	Freins de la table	Fonctionnel	
WDMS3	Indicateurs de faisceau	Fonctionnel	
WDMS4	Moniteurs audiovisuels du patient	Fonctionnel	
WDMS5	Moniteurs de rayonnement de la chambre	Fonctionnel	
WDMS6	Interruption du faisceau /compteurs	Fonctionnel	
WDMS7	Laser / Croisillons	1mm	2mm
WDMS8	Indicateur Optique de la DSP	1mm	2mm
WDMS9	Pointeur optique arrière	2mm	3mm
WDMS10	Indicateur des dimensions de champs	1mm	2mm
WDMS11	Constance du débit - photons	2%	3%
WDMS12	Facteur du filtre dynamique	1%	2%
WDMS13	Constance du débit - électrons	2%	3%
Mensuel			
MDMS1	Bouton d'arrêt d'urgence	Fonctionnel	
MDMS2	Verrouillage du filtre électron et filtre	Fonctionnel	
MDMS3	Intégrité des accessoires et de centrage	Fonctionnel	
MDMS4	Affichage de l'angle du gantry	0.5°	1°
MDMS5	Affichage de l'angle du collimateur	0.5°	1°
MDMS6	Affichage de la position de la table	1mm	2mm
MDMS7	Isocentre de la table	1mm	2mm
MDMS8	Angle de la table	0.5°	1°
MDMS9	Indicateur Optique de la DSP	1mm	2mm
MDMS10	Centrage du croisillon	1mm	2mm
MDMS11	Coïncidence champs irradié champs lumineux	1mm	2mm
MDMS12	Indicateur des dimensions de champs	1mm	2mm
MDMS13	Dosimétrie relative	1%	2%
MDMS14	Reproduction des rendements en profondeur	1%2mm	2%3mm
MDMS15	Planéité du faisceau	2%	3%
MDMS16	Symétrie du faisceau	2%	3%
MDMS17	archives	Complet	

Tableau 1.8.b : Linac (Tests annuels)

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Annuel			
ADMS1	Dosimétrie de référence	1%	2%
ADMS2	Reproductibilité des RDF	1%	2%
ADMS3	Reproductibilité des facteurs de transmission des filtres	1%	2%
ADMS4	Reproductibilité du faisceau en fonction de l'angle de la gantry	1%	2%
ADMS5	Reproductibilité de la symétrie du faisceau en fonction de l'angle du gantry	1%	2%
ADMS6	Linéarité de la chambre moniteur	2%	3%
ADMS7	Sensibilité des chambres moniteurs	1%	2%
ADMS8	Rotation isocentrique du collimateur	0.1 MU	0.2 MU
ADMS9	Rotation isocentrique du gantry	1mm	2mm
ADMS10	Rotation isocentrique de la table	1mm	2mm
ADMS11	Coïncidence des axes du collimateur, de la gantry, de la table.	1mm	2mm
ADMS12	Coïncidence des isocentres	1mm	2mm
ADMS13	Débattement de la table	3mm	5mm
ADMS14	Contrôle de qualité indépendant	Complet	

Tableau 1.9 : MLC

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Quotidien			
PM1	La vérification des données transférées vs les modèles imprimés	1mm	2mm
PM2	Vérification quotidienne des données correctes	reproductible	
PM3	La vérification de programmation du record & verify	reproductible	
Mensuel			
MM1	Contrôle de convertisseur analogique/numérique (si utilisé)	Fonctionnel	
MM2	Coïncidence champs irradié champs lumineux	1mm	2mm
MM3	Positions des lames pour le calibrage de champs standard	1mm	2mm
MM4	verrouillages des champs Electron	Fonctionnel	
MM5	Alignement des lames		1
MM6	Enregistrements	Complet	
Annuel			
AM1	Transmission des lames (toutes les énergies)	reproductible	
AM2	Fuite entre les lames (toutes les énergies)	reproductible	
AM3	Transmission par les lames contiguë	reproductible	
AM4	Stabilité avec la rotation du gantry	reproductible	
AM5	Alignement avec les mâchoires		1
AM6	Vérification indépendante du contrôle de qualité	Complet	

Tableau 1.10 : EPID

Désignation	Test	Performance	
		Tolérance	Action
Quotidien			
DE1	Intégrité mécanique	Fonctionnel	
DE2	Intégrité électrique	Fonctionnel	
DE3	Système anticollision	Fonctionnel	
DE4	Qualité de l'image	Reproductible	
Mensuel			
ME1	Positionnement par rapport au plan image	1mm	2mm
ME2	Positionnement perpendiculaire par rapport au plan image	10	20
ME3	Qualité de l'image	reproductible	
ME4	Artefacts	reproductible	
ME5	Distorsion spatiale	1mm	2mm
ME6	Commande du portal	reproductible	
ME7	Archivage	Complet	
Six mois			
SE1	Résolution spatiale	reproductible	
SE2	Bruit	reproductible	
SE3	Sur l'écran les outils de mesure	1mm	2mm
SE4	Mise en place des outils de vérification	0.5mm, 0.5°	1mm, 1°
Annuel			
AE1	Contrôle de qualité indépendant	Complet	

Tableau 1.11 : Record and Verify

Désignation	Test	Performance	
Intra journaliers			
IDMS1	Enregistrement de la BD - automatique	Fonctionnel	
Quotidien			
DDMS1	Sauvegarde incrémentale de la BD - automatique	Fonctionnel	
Hebdomadaire			
WDMS1	Sauvegarde complète de la BD - automatique	Fonctionnel	
WDMS2	Vérifier le logging utilisateur	Fonctionnel	
WDMS3	Vérifier la salle de sauvegarde de la BD	Fonctionnel	
WDMS4	Examiner les journaux de sauvegarde	Fonctionnel	
Mensuel			
MDMS1	Défragmentation du disque	Fonctionnel	
MDMS2	Vérifications des secteurs défectueux du disque	Fonctionnel	
MDMS3	Applications des correctifs OS	Fonctionnel	
MDMS4	Vérifiez le câblage et les connexions	Fonctionnel	
MDMS5	Confirmer la performance du réseau, en utilisant ping ou traceroute	5ms	20ms
MDMS6	Vérifiez les applications OS et des erreurs	Fonctionnel	
MDMS7	Vérifiez les fichiers journaux de la BD Backup	Fonctionnel	
MDMS8	Vérifiez les fichiers journaux du réseau	Fonctionnel	
MDMS9	Vérifiez l'alimentation des systèmes de sauvegarde	Fonctionnel	
MDMS10	S'assurer de la documentation de PM, QC, Service	Fonctionnel	
MDMS11	Administrateur de compte	Fonctionnel	
MDMS12	Confirmer de la capacité du disque	Fonctionnel	
Six Mois			
SDMS1	Confirmation de la sauvegarde et de la restauration des procédures		
SDMS2	Confirmer la vitesse de la restauration et du stockage	1.1x base	1.5x base
Annuel			
ADMS1	Vérifier la conception du réseau	Fonctionnel	
ADMS2	Vérifier de la politique d'accès	Fonctionnel	
ADMS3	Examen du matériel et besoins en capacité	Fonctionnel	
ADMS4	Création instantanée de l'image de la machine et des logiciels	Fonctionnel	
ADMS5	Vérifiez la version des logiciels	Fonctionnel	

Chapitre 2

La chaîne de traitement dans la radiothérapie conformationnelle

La complexité et la difficulté de la radiothérapie conformationnelle par rapport à la radiothérapie conventionnelle, fait que les différentes étapes constituant la chaîne de traitement présentent des différences en termes de complexité et d'approche. Dans ce chapitre nous présentons une étude détaillée de la chaîne de traitement en faisant une comparaison entre la radiothérapie conformationnelle 3D et la radiothérapie conventionnelle 2D.

2.1 La chaîne de traitement 2D

2.1.1 Acquisition des données anatomiques

Une fois la décision de traitement du patient établie, la première étape dans la chaîne de traitement 2D est la simulation de traitement qui est réalisée avec un simulateur. Le patient est allongé sur la table du simulateur bien aligné avec les lasers de positionnement, et éventuellement immobilisé avec des moyens de contentions. En s'aidant des clichés CT, le radiothérapeute délimite le ou les champs d'irradiation. Pour épargner les tissus sains au voisinage de la tumeur, le radiothérapeute dessine sur le film radiologique les zones à ne pas irradier. Pour cela, des caches en CERROBEND focalisés seront confectionnés et placés en travers du champ d'irradiation pour cacher les structures anatomiques sensibles et à épargner. Au cours de la simulation, des contours transversaux du patient seront tracés avec un conformateur sur une feuille millimétrée, sur ces contours seront reportés : les volumes cible et les organes à risque avec leur densité électroniques respectives. La DSP (Distance Source Peau) et la profondeur du point de normalisation sont également définies dans la phase de simulation.

2.1.2 Planification de traitement et dosimétrie

L'introduction des données anatomiques dans le système de planning de traitement se fait par la digitalisation des différents contours obtenus suite à la simulation. Le physicien définit les faisceaux d'irradiation en tenant compte de la prescription du radiothérapeute en termes d'énergie et de nature du faisceau ainsi que de la forme du champ d'irradiation (cache en cerrobend). Le radiothérapeute vérifie la distribution de dose dans le volume cible, les points

chauds, la doses aux volumes à épargner et valide ainsi le plan de traitement. Le temps de traitement est calculé par le physicien et le dossier du patient est transmis au traitement.

2.1.3 Exécution et vérification du traitement

Le patient est installé sur la table de traitement dans la même position et avec les mêmes moyens de contention que lors de la simulation, en suivant les indications décrites dans la fiche de traitement. Au cours de la première séance de traitement, le manipulateur prend des clichés de contrôle avec les caches sur des films radiologiques (gammagraphie), pour vérifier si les caches ont été bien confectionnés et qu'ils couvrent effectivement les volumes à épargner.

2.2 La chaîne de traitement 3D

2.2.1 Acquisition des données anatomiques et des images 3D

2.2.1.1 Système d'immobilisation et de contention

Pour la radiothérapie conformationnelle, l'objectif est de définir et localiser précisément les volumes cibles (tumeur, extension macroscopique et microscopique) et les organes à risque. La position du patient pendant le traitement doit être établie au préalable, avant l'acquisition des images anatomiques. Elle s'accompagne de la réalisation d'un système référentiel puis de la réalisation d'une contention adaptée permettant une parfaite reproductibilité de toutes les étapes de la procédure [ANA03].

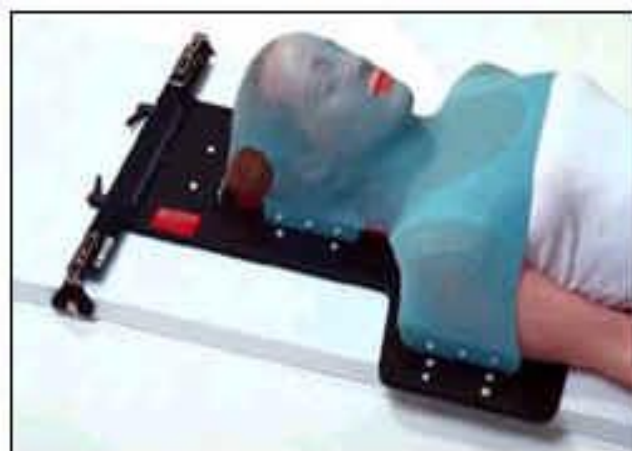


Figure 2.1 : Système de contention thermoformée

Les systèmes d'immobilisation et de contention sont utilisés pour immobiliser le patient et assurer la reproductibilité de son positionnement durant les séances de traitement. Parmi ces systèmes de contention et d'immobilisation nous avons : plans inclinés (voir fig 2.2), les cales personnalisées, les repose-têtes avec appui buccal, temporal ou frontal, les appuis-bras, les systèmes à compression, les contentions thermoformées (voir figure 2.1), les mousses polymérisables et les systèmes à dépression etc. [SFR07].

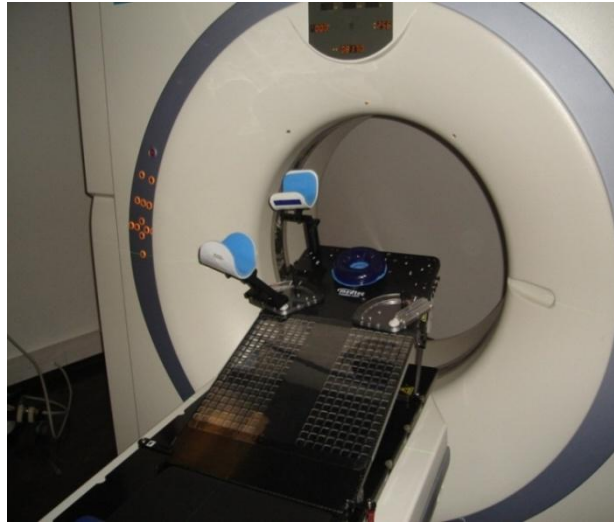


Figure 2.2 : Plan incliné avec appuie-bras

2.2.1.2 Acquisition des images 3D

La détermination du volume cible en 3D est réalisée en position de traitement. L'acquisition des données anatomiques est réalisée selon la ou les techniques d'imagerie disponibles : scanner, IRM, technologies de médecine nucléaire. Les images scanographiques sont les images de référence pour le calcul de dose, ces images sont pixélisées et la valeur de chaque pixel est donnée en unités HOUNSFIELD (nombres CT) sur cette échelle, en reliant le niveau de gris aux coefficients d'atténuations linéaires

$$valeur\ du\ pixel\ (HU) = 1000 \frac{(\mu_x - \mu_w)}{\mu_w} \quad (2.1)$$

μ_x et μ_w : coefficients d'atténuations linéaires du milieu et de l'eau respectivement.

Pour exploiter les données CT, il est nécessaire d'effectuer une calibration du scanner utilisé au cours de l'acquisition des données anatomiques du patient, cette calibration sera réalisée à l'aide d'un fantôme de calibration composé de structures de différentes densités, cette calibration nous permettra d'établir la courbe d'étalonnage (voir figure 2.3) indispensable pour le calcul de dose à partir des images scanographiques.

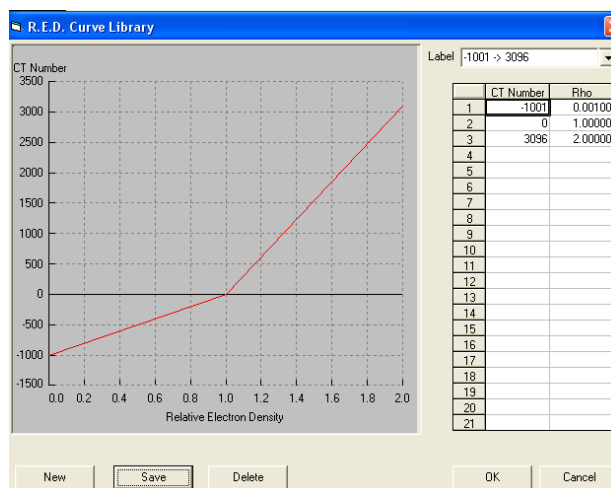


Figure 2.3 : Courbe d'étalonnage du scanner reliant les nombres CT à la densité électronique relative

Néanmoins, la nature et la qualité des images scanographiques ne permettent pas, dans de nombreuses situations, de définir correctement les volumes tumoraux et/ou les organes à risques nécessitant le recours à d'autres modes d'imagerie (IRM, tomographie par émission de positrons) et à la fusion d'images, notamment pour les tumeurs cérébrales [ANA03].

2.2.1.3 Le Traitement des images

Les contours des volumes cibles et des organes sains sont relevés soit manuellement, soit semi-automatiquement lorsque les outils informatiques le permettent. La fiabilité de l'irradiation des volumes cibles conditionne les chances de guérison. La délinéation des volumes cibles doit être précise avec des marges adaptées en veillant à ce que la complexité de la technique ne conduise pas à sous-traiter la tumeur.

La délimitation précise du contour du volume cible et des organes à risque, peut être très variable d'un observateur à l'autre. L'évaluation des marges de sécurité est encore souvent empirique et peut varier selon la localisation anatomique et les moyens techniques disponibles. Les données anatomiques acquises pour l'étude du plan de traitement peuvent évoluer significativement pendant la durée globale du traitement. Il est important de noter ces incertitudes car elles conditionnent la totalité du traitement, le reste de la procédure étant basée sur ces contours [ANA03].

2.2.1.4 Définition des volumes et des marges

La méthodologie proposée consiste, au moment de la planification de traitement, à ajouter différentes marges autour de la tumeur visible afin d'en assurer la bonne couverture

dosimétrique [MOR01]. L'ICRU (*International Commission on Radiation Units*) a défini dans plusieurs rapports (ICRU 29, ICRU 50, ICRU 62) des volumes cibles (voir figure 2.4) pour mieux uniformiser le traitement. Le plus récent, le rapport 62 de l'ICRU [ICR99], définit les volumes suivants :

- Volume cible macroscopique GTV (Gross Tumor Volume) Tumeur visible par imagerie ou palpation.
- Volume cible clinique CTV (Clinical Target Volume) Volume contenant le GTV et les extensions microscopiques ou zones suspectées.

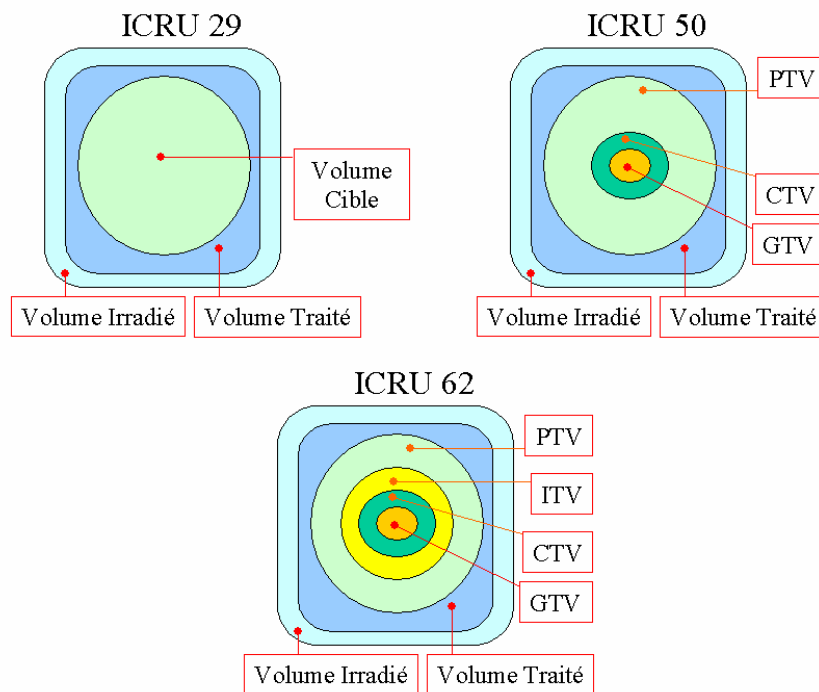


Figure 2.4 : Définitions des volumes selon l'ICRU en 1978 (rapport 29), 1993 (rapport 50) et 1999 (rapport 62)

- Volume cible interne ITV (Internal Target Volume) Volume contenant le CTV, plus une marge prenant en compte les mouvements internes des organes: respiration, pulsation cardiaque, remplissage de la vessie, du rectum. Cette marge est qualifiée de marge interne (internal margin ou IM). L'ITV est un concept introduit par le rapport ICRU 62 et qui n'apparaissait pas dans la version précédente (ICRU 50).

- Volume cible planifié PTV (Planning Target Volume) Volume contenant l'ITV, plus une marge prenant en compte les erreurs de positionnement (set-up margin ou SM).
- Volume planifié de l'organe à risque PRV (Planning organ at Risk Volume) Volume contenant un organe à risque, plus les marges IM et SM.
- Volume traité, volume recevant une dose d'irradiation considérée comme importante pour le traitement ou la palliation. Plus clairement, c'est le volume contenu dans l'isodose correspondante à la dose minimum requise au PTV (exemple : 95%).
- Index de conformité : Rapport du volume traité par rapport au volume cible planifié (Volume traité / PTV)
- Volume irradié : Volume recevant une dose d'irradiation considérée comme importante pour la tolérance des tissus sains. Il peut être représenté par l'isodose 50%.

L'ICRU (*International Commission on Radiation Units*) recommande de maintenir la dose délivrée dans un intervalle de - 5 % et si possible d'au plus + 7 % de la dose prescrite dans le volume cible planifié (PTV) [CHA01]. Le contourage des volumes cibles varie d'un radiothérapeute à un autre [GIR00].

2.2.2 La Planification et la dosimétrie

Cette étape utilise la représentation tridimensionnelle virtuelle du patient, reconstruite à partir des données de l'imagerie scanner, pour établir les modalités d'irradiation : détermination des faisceaux (nombre, incidence, collimation additionnelle, caches personnalisés focalisés, compensateurs, filtres), de l'énergie des rayonnements et des contributions relatives de chaque faisceau. La visualisation en 3D permet avec les collimateurs multilames d'adapter la géométrie du rayonnement au volume cible sous chaque angle. La dosimétrie prévisionnelle est réalisée par ordinateur. Le calcul prévisionnel des distributions de dose au sein du patient virtuel est indispensable car il permet une liberté de choix de la balistique du traitement et l'optimisation des différents faisceaux pour les orienter de la façon et avec la forme les plus adaptées. Bien qu'un traitement conformationnel peut être réalisé à l'aide de caches personnalisés en cerrobend, le collimateur multilames (voir chapitre 1) a permis la réduction du temps de préparation et de réalisation du traitement. Le collimateur multilames permet de générer des champs de forme irrégulière grâce à 40 à 80 paires de lames motorisées individuellement. Le choix entre plusieurs plans de traitement peut être réalisé selon

différentes modalités. L'une d'entre-elles s'appuie sur les données physiques fournies par le calcul de dose. L'histogramme dose-volume (DVH) est une représentation graphique globale de la distribution de dose indiquant pour chaque structure d'intérêt la proportion du volume de la structure recevant au moins un niveau de dose fixé ou une dose comprise entre deux valeurs données. Des outils mathématiques peuvent également donner des probabilités de contrôle tumoral (TCP : Tumor Control Probability) et de complications pour les organes à risques (NTCP : Normal Tissue Complication Probability). L'utilisation de ces outils mathématiques n'est pas encore validée sur les logiciels de planning de traitement [ANA03].

2.2.3 Exécution et vérification du traitement

La validation du traitement est réalisée par vérification du positionnement à l'aide de : l'imagerie portale (contrôle radiologique numérique fait avec les appareils de radiothérapie). L'imagerie portale (voir chapitre 1) facilite en outre un contrôle de positionnement en cours de traitement. Un contrôle de la dose effectivement délivrée en certains points au cours du traitement peut s'effectuer par dosimétrie in vivo. Des systèmes informatiques de gestion et de contrôle des paramètres de traitement permettent de vérifier le respect de la prescription lors de la réalisation du traitement pour chaque faisceau. Ils assurent par ailleurs, l'enregistrement du déroulement de chaque séance. Les dimensions de la tumeur sont souvent modifiées par l'irradiation. Les modalités et la périodicité des examens d'imagerie de contrôle en cours d'irradiation restent à déterminer pour tenir compte de la fluctuation du volume tumoral au cours du temps [ANA03].

2.2.4 Dose Volume Histogramme (DVH)

La grande quantité de données dosimétriques qui doit être analysée quand un plan 3D-CRT est évalué a suscité le développement de nouvelles méthodes d'évaluation et la présentation des données dans des formats plus facilement compréhensibles. Un de ces outils d'évaluation est l'Histogramme Dose Volume (DVH). Il a été introduit comme indicateur de la dose délivrée à un organe en fonction de la fraction du volume de cet organe. Les DVH sont représentés sous forme d'histogrammes (voir figure 2.5). Dans la planification 3D-CRT on définit deux types de DVHs, différentiels et cumulatifs.

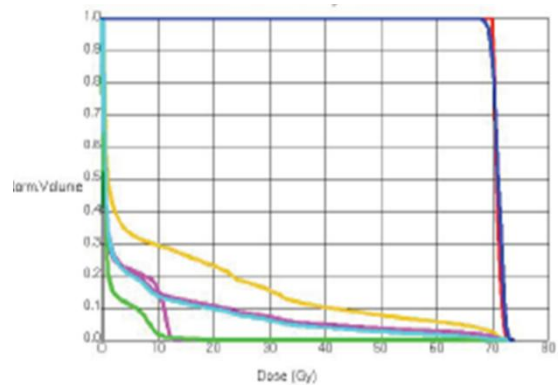


Figure 2.5 : Histogramme dose volume cumulatif (DVH)

Chaque point de l'histogramme a en abscisse x la dose délivrée et en ordonnée y la fraction de volume concernée par cette dose. Les DVH sont différentiels ($y\%$ du volume reçoit la dose x) ou, plus généralement, cumulés ($y\%$ du volume reçoit au minimum la dose x). Un histogramme dose-volume (DVH) est donc une représentation graphique globale de la distribution de dose indiquant, pour chaque structure d'intérêt, la proportion du volume de la structure (en ordonnée) recevant soit au moins un niveau de dose fixe (histogramme cumulatif), soit une dose comprise entre deux valeurs données (histogramme différentiel). L'analyse quantitative de la balistique de traitement et la comparaison de plans de traitement concurrents est basée sur la fraction du volume cible éventuellement sous-dosée ou la quantité de chaque organe à risque recevant un niveau de dose supérieur à sa tolérance.

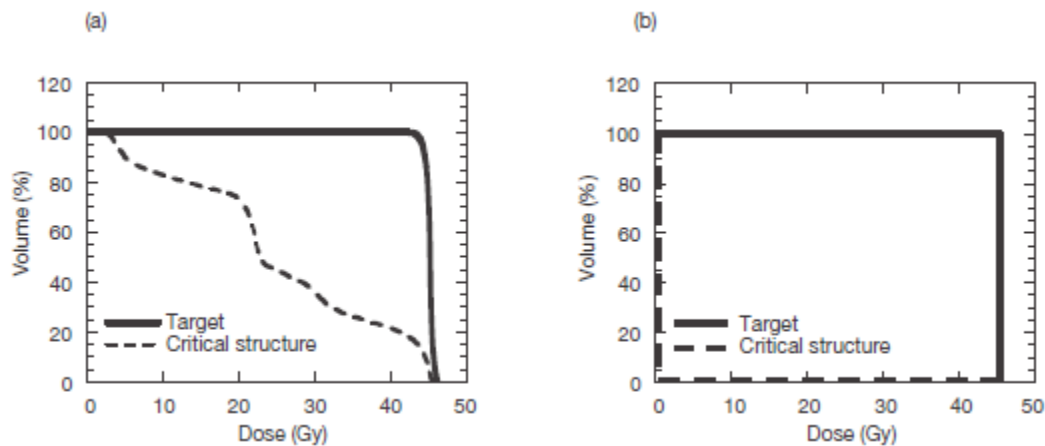


Figure 2.6 : représentation de DVH cumulatifs (a) : cas réel rencontré en clinique, (b) : cas idéal.

Sur la figure 2.6 (b) nous représentons une distribution volumique de dose cumulative idéale, où la dose est reçue exclusivement par le volume cible (Tumeur), les structures critiques sont totalement épargnées. Cette distribution est impossible à réaliser en clinique, la figure 2.6 (a) représente une distribution volumique de dose cumulative plus réaliste mais qui doit être conforme aux contraintes de doses pour les organes à risque au voisinage de la tumeur.

Cependant, un histogramme dose-volume ne permet pas de déterminer la topographie des zones anatomiques de surdosage ou sous dosage, détermination qui est indispensable à l'amélioration d'un plan de traitement. Le recours complémentaire à des coupes sélectionnées de façon adéquate ou à une image reconstruite tridimensionnelle faisant figurer les volumes isodoses d'intérêt est alors nécessaire [SFR07].

2.2.5 Systèmes de vérification : EPID, dosimétrie in vivo, autres

Le contrôle de la dose d'entrée de chaque faisceau mesurable est réalisé par dosimétrie in vivo (voir figure 2.6.b), lors de la (ou des) premières séances et pour chaque modification des faisceaux. Les valeurs relevées sont enregistrées et comparées aux valeurs attendues. Chaque mesure présentant un écart supérieur au seuil de tolérance défini doit être analysée avant réalisation de la séance suivante [SFR07].

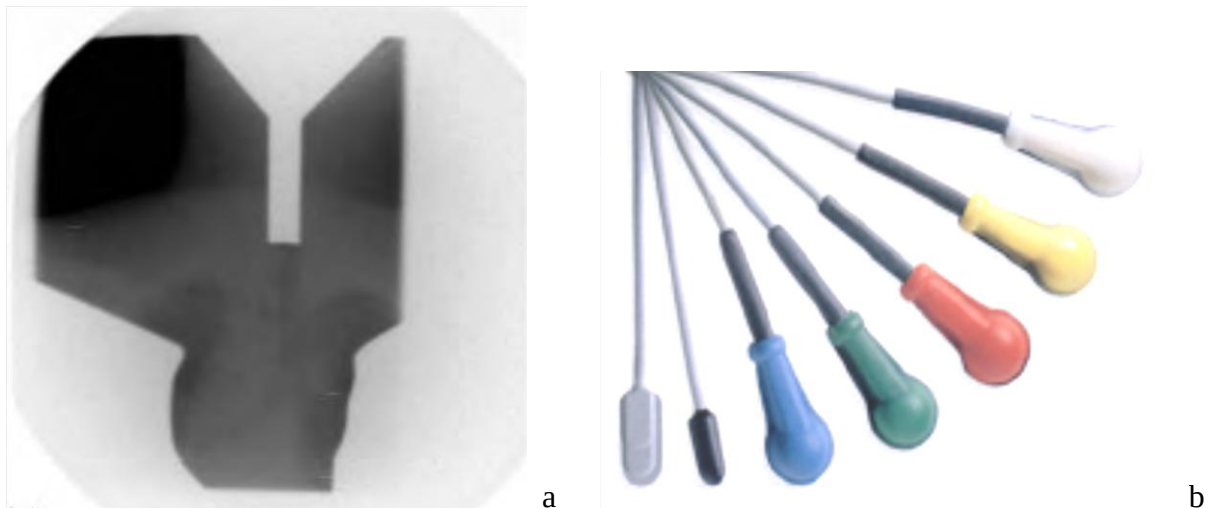


Figure 2.6 : (a) – image obtenue par l'EPID pour la vérification de la coïncidence du champ de traitement avec la position du MLC , (b) – Détecteurs utilisés pour la dosimétrie in vivo .

Un autre contrôle est effectué pour vérifier la bonne couverture des organes à ne pas irradier, par les lames du MLC ou par des caches en cerrobend comme le montre la figure 2.6.a. Ce contrôle s'effectue avant l'irradiation pour apporter une éventuelle correction à la disposition des caches et MLC ou à la position du malade.

Chapitre 3

Aspects cliniques du cancer du poumon non à petites cellules

3.1 Anatomie du poumon

L'homme possède deux poumons, gauche et droit, séparés l'un de l'autre par le médiastin, médialement. Ils sont posés sur le diaphragme et protégés par la cage thoracique en avant et en arrière, sauf au niveau de leur sommet, car ils dépassent le bord supérieur de la première côte, et montent même jusqu'au dessus de la clavicule, à la base du cou, dans le creux supra-claviculaire. La plèvre viscérale est la membrane qui enveloppe le poumon. La cage thoracique est recouverte d'une membrane que l'on nomme «plèvre pariétale». Entre les deux plèvres, c'est-à-dire entre le poumon et la paroi thoracique, il existe un espace qui permet aux poumons de glisser pour s'expandre au maximum (inspiration) ou pour se dégonfler et rejeter le gaz carbonique (expiration).

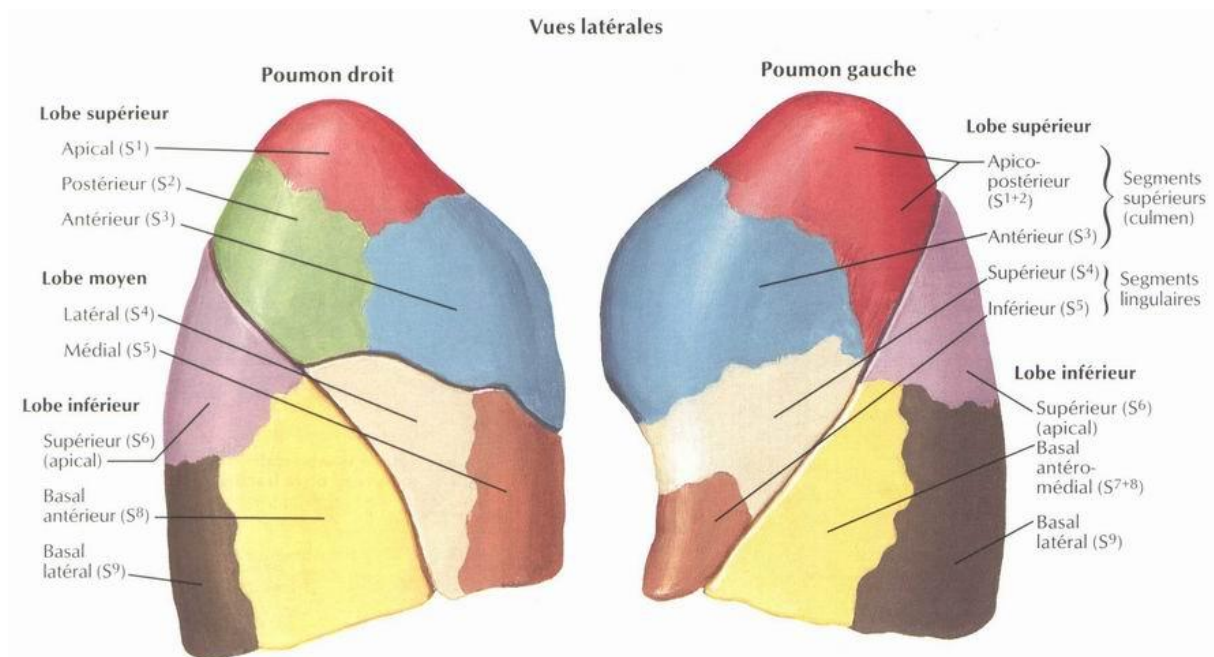


Figure 3.1 : Vues latérale des poumons droit et gauche avec leur segmentation

Les poumons sont divisés en lobes par les scissures, 2 scissures à droite (3 lobes) et 1 scissure à gauche (2 lobes). Chacun de ces lobes se divise en segments ou parties de poumons.

Les poumons sont entourés d'un système lymphatique complexe (chaines et nœuds ganglionnaires) (voir figure 3.2), dans l'espace médiastinale se trouve l'arbre trachéo-bronchique, le cœur, les artères et les nerfs bronchiques. L'œsophage se trouve en avant de la colonne vertébrale et derrière la trachée (voir figure 3.3).

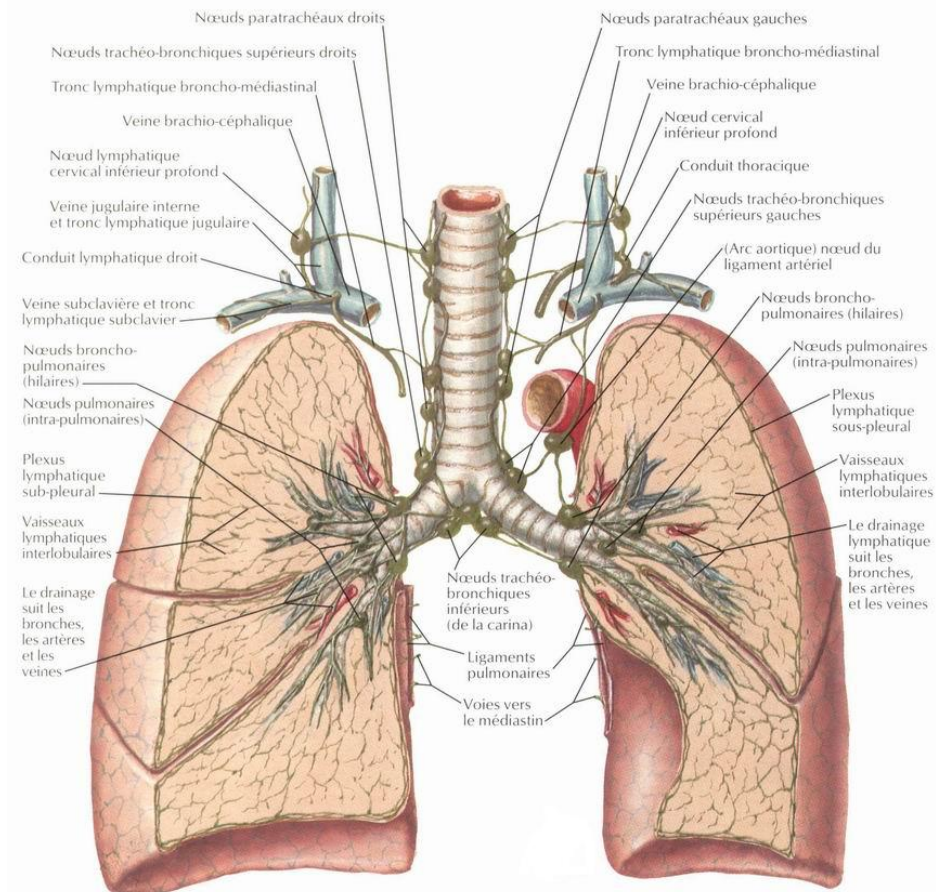


Figure 3.2 : le système lymphatique des poumons

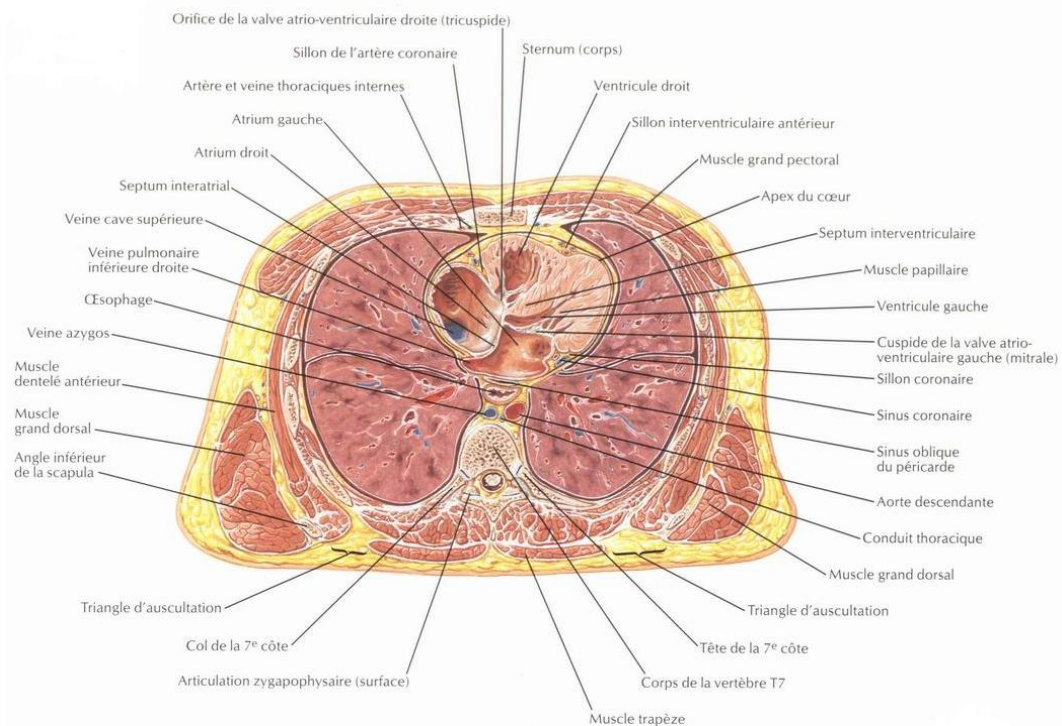


Figure 3.3 : Coupe transversale du thorax



Figure 3.4 : Radiographie du thorax



Figure 3.5 : Coupe TDM du thorax

3.2 Le cancer broncho-pulmonaire primitif

Le cancer broncho-pulmonaire primitif est le plus fréquent des cancers, tant en incidence qu'en mortalité, avec une forte prépondérance masculine. Son incidence est en voie de stabilisation chez l'homme, mais est en augmentation chez la femme et les sujets jeunes. Le diagnostic histologique distingue les carcinomes pulmonaires à petites cellules (20%) et les carcinomes pulmonaires non à petites cellules, parmi lesquels les carcinomes épidermoïde (40%), les adénocarcinomes (25%) et les carcinomes à grandes cellules (15%). L'extension locorégionale, la lymphophilie et le fort pouvoir métastatique de ces tumeurs sont responsables de leur pronostic défavorable [MAZ05].

3.3 Méthodes de traitement

Il existe trois types de traitement des cancers bronchiques : Chirurgie, chimiothérapie et radiothérapie. Le patient peut être traité par un ou les trois moyens en même temps.

a. Chirurgie

Dans 40% des cas, les CBNPC sont inopérables soit à causes d'une trop grande extension locorégionale, soit par une contre indication médicale ou par refus du patient.

- Lobectomie ou bi-lobectomie pour les tumeurs localisées, le plus souvent associée à un curage ganglionnaire médiastinal.
- Pneumonectomie simple ou élargie : exérèse du poumon en totalité, le plus souvent associée à un curage ganglionnaire médiastinal.
- Rarement, thoracotomie exploratrice diagnostique ou thoracotomie blanche lors de la découverte préopératoire d'une lésion inextirpable.

b. Chimiothérapie

La chimiothérapie désigne les traitements médicamenteux ayant pour but la destruction des cellules cancéreuses par des mécanismes non spécifiques. Il existe des chimiothérapies très différentes les unes des autres. Certaines peuvent être administrées par voie orale, d'autres par voie intraveineuse, certaines sont peu toxiques, d'autres plus. De même, les différentes tumeurs ne sont pas sensibles aux mêmes chimiothérapies [MAZ05].

c. Radiothérapie :

Pour la radiothérapie, les doses varient selon que le cancer soit à petites cellules ou non et aussi du fait que l'irradiation soit post ou pré opératoire. Les doses habituelles sont [SFR07] :

- Cancer non à petites cellules :
 - Radiothérapie exclusive : 66 à 70 Gy.
 - Radiothérapie préopératoire : dose < 50 Gy.
 - Radiothérapie postopératoire, résection complète : 50 à 54 Gy.
 - Radiothérapie postopératoire, résection incomplète : 66 à 70 Gy.
- Cancer à petites cellules localisé au thorax :
 - Radiothérapie exclusive : 60 Gy.

Les doses sont fractionnées et étalées comme suit [SFR07] :

- 1,8 à 2 Gy par séance.
- 5 séances par semaine.

3.4 Contraintes de doses pour les organes à risques en radiothérapie

L'oncologue radiothérapeute raisonne et décide en fonction de deux notions de dose qui visent à obtenir un bon rapport bénéfice/risque : la dose de contrôle tumoral et la dose de tolérance des organes à risque (OAR) ou tissus sains. La notion de contrainte de dose en radiothérapie est très différente de celle de limite (ou contrainte) de dose lors des expositions aux rayonnements ionisants à visée diagnostique notamment en ce qui concerne la dose de tolérance des organes à risque [GIR00].

3.5 Notion de dose de contrôle tumoral

La dose de contrôle tumoral est la dose nécessaire pour obtenir dans 90 % des cas la stérilisation locale définitive de la tumeur. Elle dépend de plusieurs facteurs [SFR07]:

- Le type histologique :

L'expérience montre que certains types histologiques de tumeurs nécessitent des doses plus ou moins fortes pour que la lésion soit stérilisée.

- Le volume :

Plus une tumeur est volumineuse, plus la dose nécessaire pour la stériliser est importante.

- L'aspect de la tumeur :

Les lésions végétantes nécessitent des doses plus faibles que les tumeurs infiltrantes, sans doute parce que leurs cellules sont mieux vascularisées, donc mieux oxygénées (l'effet oxygène) [TUB08].

3.6 Notion de dose de tolérance aux organes à risque

La tumeur à irradier est entourée d'organes et de tissus sains qui reçoivent une dose plus ou moins importante de rayonnements, responsable des effets secondaires observés lors d'un traitement par radiothérapie. Les organes sains au voisinage de la tumeur sont appelés organes à risque (OAR), et leur tolérance à l'irradiation est le plus souvent le facteur limitant de la dose que l'on peut délivrer à la tumeur. La connaissance de cette dose de tolérance est donc fondamentale lors de la planification d'un traitement. Il existe des organes très radiosensibles (œil, ovaire, testicule), d'autres moyennement radiosensibles (intestin grêle, cœur, poumon) et d'autres enfin peu radiosensibles (os, muscle, gros vaisseaux). Par ailleurs, certains organes assurent des fonctions vitales et doivent donc impérativement rester fonctionnels après irradiation (tronc cérébral, moelle, poumon, cœur), alors que d'autres assurent des fonctions

non vitales mais dont la préservation permet de maintenir la qualité de vie après le traitement (glandes salivaires, intestin, œil, os).

La distribution de dose dans un organe à risque est habituellement inhomogène, certaines zones recevant des doses importantes, d'autres des doses plus faibles. La dose de tolérance d'un organe à risque dépend de la distribution de dose et de l'architecture fonctionnelle de l'organe [SFR07].

- Organes en série :

Une dose élevée sur un petit volume est toxique, la dose de tolérance est représentée par la dose maximale. La dose de tolérance est formulée de la façon suivante :

- Dose maximale de X Gy, ce qui signifie que la dose maximale délivrée à l'organe doit en tout point de l'organe être inférieure ou égale à X Gy.

- Organes en parallèle :

La dose de tolérance dépend de la distribution de dose au sein de l'organe. L'histogramme dose volume (DVH) est une représentation graphique de la distribution de la dose dans le volume de l'organe avec en abscisse la dose et en ordonnée le pourcentage de volume de l'organe. C'est actuellement la façon la plus complète de décrire la dose reçue par un organe à risque. Il est cependant dépendant de la qualité du contourage de l'organe à risque qui doit, en théorie, être contourné dans sa totalité. La dose de tolérance s'exprime de la façon suivante [SFR07]:

- $V_x \leq Y \%$, ce qui signifie que la dose X Gy ne doit pas être délivrée dans plus de Y% du volume de l'OAR.

Partie Pratique

Chapitre 4

La planification de traitement

Pour réaliser notre étude, nous avons réalisé une dosimétrie et établi un plan de traitement pour 34 patients atteints d'un cancer du poumon non à petites cellules (CBNPC) soit dans le poumon gauche soit le poumon droit. Nous avons suivi les différentes étapes de la chaîne de traitement des deux techniques à savoir 2D et 3D. Parmi les 34 patients, 15 patients sont atteints au niveau du poumon droit et 19 sont atteints au poumon gauche. Pour tous ces patients, une planification de traitement et une dosimétrie 2D et 3D a été établie. L'évaluation du traitement est basée sur les Histogrammes Dose Volume (DVH) qui nous renseignent sur la proportion de dose délivrée aux poumons et aux organes à risques adjacents. Nous nous sommes intéressés au volume des organes qui reçoivent une dose donnée (voir chapitre 5).

Dans la première partie nous avons étudié le volume pulmonaire total, le volume du poumon traité et celui du poumon non traité individuellement. Ensuite, nous avons effectué une comparaison par rapport à la dose reçue par les deux poumons et par rapport aux organes à risques (cœur-œsophage-moelle).

Dans la seconde partie nous avons subdivisé les 34 patients en deux catégories, la première (Groupe A, 09 patients) rassemble les patients qui ont été traités avec une dose de 50 Gy et la seconde catégorie (Groupe B, 25 patients) rassemble les patients traités avec une dose supérieure ou égale à 60 Gy. La comparaison des DVH pour les deux poumons et pour chaque poumon séparément ainsi que pour les organes à risques (cœur-œsophage-moelle) en termes de dose et de volume a été étudiée.

4.1 Matériel et Méthodes utilisés

Notre étude a été réalisée à l'Hôpital universitaire Saint-Luc (UCL-Bruxelles, Belgique). Les plans de traitement ont été réalisés sur le système de planning de traitement Helax-TMS (version 6.0) de MDS-Nordion.

4.1.1 Algorithme de calcul de dose

Les faisceaux de photons délivrés par les accélérateurs linéaires de traitement sont constitués de deux composantes principales ; une composante primaire qui n'interagit pas avec les éléments constituant la tête d'irradiation et une composante diffusée due aux diffusions des différents éléments constituant la tête d'irradiation (voir figure 4.1). La dose dans un point P dans le patient est la somme des doses issues de ces différentes composantes ainsi que la dose due aux diffusions dans le patient.

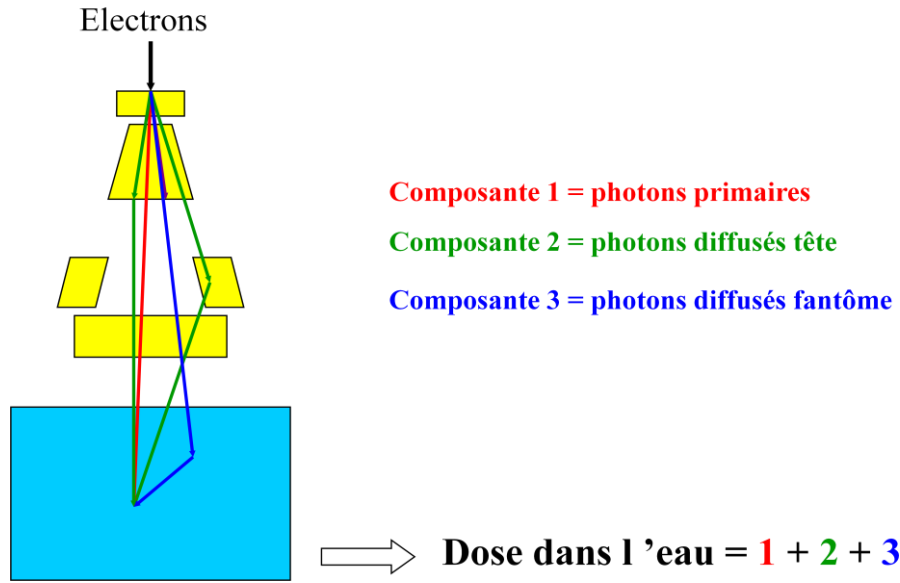


Figure 4.1 : les différentes composantes d'un faisceau de photons

Le modèle de calcul de dose basé dans ce système de planning de traitement sur la méthode de séparation primaire – diffusé [TRM01], le faisceau délivré par l'accélérateur est un faisceau large et est décomposé en un ensemble de faisceaux élémentaires (Pencil Beam) [TRM01], l'algorithme de calcul de dose pour les faisceaux de photons en un point p est décrit par le formalisme suivant :

$$RDp : \frac{100}{RTA_{norm} W_{norm}} \left(\frac{F_{norm}}{F_p} \right)^2 \times \left[PBPF_p W_p RTA(0)_p + \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J PBPF_{ij} W_{ij} PBD(r_{ij}) \Delta x \Delta y \right] PBFF_p \quad (1)$$

RDp : dose au point p relativement à un point de référence (point de normalisation).

Ce formalisme tient compte de la contribution en termes de dose des différentes composantes du faisceau incident. L'expression est constituée de deux termes principaux :

$$\text{dose dans l'air au point } P : \frac{100}{RTA_{norm} W_{norm}} \left(\frac{F_{norm}}{F_p} \right)^2 \quad (1.1)$$

Le terme (1.1) calcule la dose au point P dans l'air en l'absence de patient.

Où :

- RTA_{norm} : Valeurs normalisées des Rapports Tissu Air qui sont calculées par le système de planning de traitement grâce à des sous programmes qui vont générer ces rapports sous forme tabulée.
- W_{norm} est un facteur qui tient compte de l'atténuation le long de l'axe central du faisceau en cas de présence d'un filtre en coin (voir figure 1.9).
- $\frac{F_{norm}}{F_p}$: Sert à la correction basée sur la loi de l'inverse du carré des distances ; corrige la dose dans l'air à la distance F_{norm} (position du point de normalisation) par rapport à la position du plan contenant le point P.

Le terme (1.2) calcule la dose en un point P dans le patient relativement à la valeur de la dose en ce même point dans l'air en tenant compte de la forme du patient, de la forme et de la taille du champ ainsi que tous les modificateurs de faisceaux présents. Dans le patient la dose est la somme de deux composantes, une composante due au faisceau primaire et une composante due au diffusé dans le patient lui-même, ce qui fait que le terme (1.2) est constitué de deux parties, la première calcule la dose au point P en ne considérant que la composante primaire du faisceau incident et la deuxième partie du terme (1.2) calcule la dose au point P due aux diffusions dans le patient . Ceci, en effectuant une sommation sur l'ensemble des volumes élémentaires constituant le volume irradié.

$$\text{dose dans le patient au point } P : \left[PBPF_p W_p RTA(0)_p + \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J PBPF_{ij} W_{ij} PBD(r_{ij}) \Delta x \Delta y \right] PBFF_p \quad (1.2)$$

Où :

- $RTA(0)_p$: le rapport tissu air pour un champ nul (collimation fermée) et représente la transmission du faisceau primaire à travers le patient, le terme W_p tient compte de la transmission à travers un filtre en coin.

- $PBPF_p$ (*primary beam penumbra function*) : relie l'intensité du faisceau primaire dans l'air à la position des éléments (volumes) diffusants ij situés en dehors de l'axe central à son intensité sur l'axe central ce qui représente l'intensité relative du faisceau incident au point (x, y) du plan contenant le point P.
- PBD_{ij} (*pencil beam dose spread function*) décrit l'étalement de la dose du faisceau élémentaire en fonction de la profondeur et de la distance radiale des éléments de volumes ij jusqu'au point P, il décrit la quantité de diffusé provenant des éléments de volumes ij qui atteint le point P.
- Le terme $PBFF$ (*primary beam flattening filter function*) introduit un ajustement empirique à la dose au point P dû à l'effet des éléments de diffusion et de modification se trouvant dans la tête d'irradiation.
- W_{ij} : est un facteur qui tient compte de l'atténuation du faisceau en cas de présence d'un filtre en coin sur un axe autre que l'axe central du faisceau.

Tous ces termes, PBD, PBPF et PBFF sont générés dans des tableaux par des fonctions internes dans le module de modélisation des unités de traitement (*unit modeling*) à partir des mesures de profils et de rendements de dose ainsi que des différents paramètres exigés dans l'étape de la recette (commissioning) du système de planning de traitement.

Pour le calcul des unités moniteur le système de planning de traitement utilise l'équation (2) :

$$MU = \frac{FP}{NDR} \quad (2)$$

Où

- FP est le facteur de prescription donné par l'équation (3) :

$$FP = \frac{(pondération\ du\ faisceau) \times (dose\ de\ prescription) \times 100}{(Nb\ de\ fractions) \times (isodose\ de\ prescription) \times (point\ de\ normalisation / 100)} \quad (3)$$

- NDR : Débit de dose normalisé

4.1.2 Systèmes d'acquisition des données anatomiques

L'acquisition des données anatomiques (coupes scanner et clichés radiographiques) ont été obtenu sur un simulateur conventionnel de type SIMULIX de Nucletron et un scanner simulateur Siemens Somatom Spirit.



Figure 4.2 : Simulateur et scanner pour l'acquisition des données anatomiques

4.2 Planification de traitement

4.2.1 La planification du traitement en 2D

Après examen du dossier du patient par le radiothérapeute, et la décision de traitement, le médecin, en s'aidant des clichés CT obtenus en simulation décide des limites des champs d'irradiations pour des faisceaux antérieurs et postérieurs APPA (40Gy). Le faisceau ayant une forme rectangulaire, le radiothérapeute, pour épargner les tissus sains au voisinage de la tumeur, dessine sur le film radiologique la forme des caches à confectionner à l'atelier. On trace un à trois contours transversaux du patient avec un conformateur sur une feuille millimétrée où on reporte sur ces contours le volume cible et les organes à risque avec leur densité électronique. La DSP et la profondeur du point de normalisation sont définies en simulation, le point de normalisation se trouvant à mi épaisseur du patient, tel que la Distance source peau (DSP) + profondeur de normalisation P_{norm} soit égale à 100 cm (voir figure 3.1) et

le double de la profondeur de normalisation soit égale à l'épaisseur du patient, nous aurons dans ce cas une égalité entre la distance source peau antérieure (DSP_{Ant}) et la distance source peau postérieure (DSP_{Post}), ce qui représente un traitement dit isocentrique.

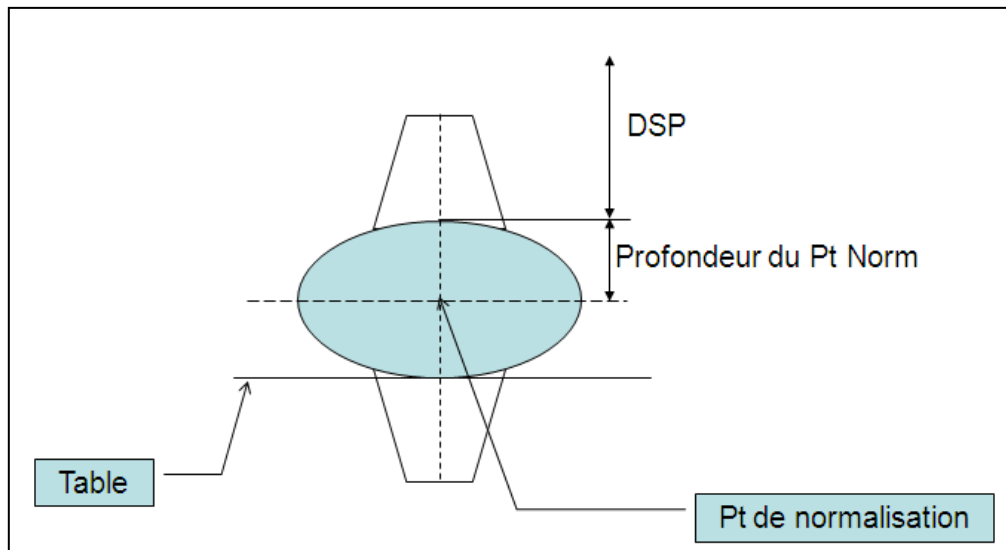


Figure 4.2 : Simulation des deux faisceaux antérieur et postérieur.

Sur les contours digitalisés et introduits dans le système de planning de traitement, le physicien introduit les deux faisceaux de traitement AP-PA avec la forme des caches choisis. En plus des champs antérieur et postérieur un complément oblique (25 Gy) est prescrit (voir figure 4.2) [YAM06]. Le radiothérapeute vérifie la distribution de dose calculée et valide le plan de traitement. Le plan de traitement est optimisé par l'introduction de modificateurs de faisceau ou en variant la pondération des faisceaux pour personnaliser la distribution de dose et l'optimiser par rapport à l'anatomie du patient. Enfin, le nombre d'UMs est calculé par le physicien.

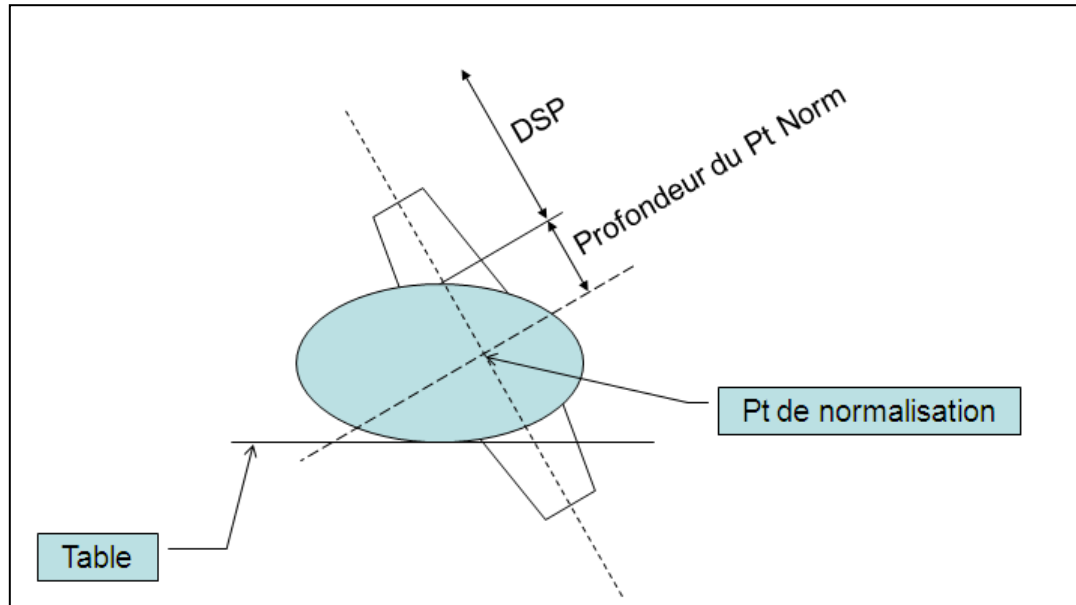


Figure 4.3 : Simulation du complément oblique.

Le patient est ensuite mis en place sur la machine de traitement dans les mêmes conditions qui ont prévalu lors de la simulation. Pour la première séance, le manipulateur prend des clichés de contrôle avec les caches sur de simples films radiologiques (gammagraphie), pour vérifier si les caches ont été bien confectionnés [YAM06].

Pour la planification 2D des patients inclus dans notre étude nous avons utilisé la technique d'irradiation suivante :

- 02 faisceaux, Antérieur Postérieur et Postérieur Antérieur à 40 Gy
- 02 faisceaux obliques avec une dose respectivement de 10, 20, 24, 26 Gy
- Modificateur : Cache personnalisé
- Énergie : 15 MV

4.2.2 Planification du traitement 3D

Après examen du dossier du patient par le radiothérapeute, et la décision de traitement, le patient est positionné au simulateur, il est allongé sur la table du simulateur et aligné par rapport à la ligne médiane du patient, avec des moyens de contention pour la reproductibilité du positionnement.

Pendant la simulation, deux clichés de repérage sont réalisés sur le simulateur : un cliché antérieur, gantry à 0° et l'autre latéral (270° ou 90°). Ces deux clichés représentent seulement la région anatomique à irradier.

Ensuite, le patient est examiné au scanner avec les mêmes moyens de contention que ceux utilisés au simulateur. Des coupes CT de 0,5 cm d'épaisseur maximum seront réalisées sur tout le thorax. Ces coupes sont transférées sur une station de contourage et le radiothérapeute délimite le GTV, CTV, PTV et les organes à risque comme le poumon, le cœur, la moelle épinière et l'œsophage.

Le dossier du patient est transféré avec les coupes CT et les contours vers les stations de simulation virtuelle et de dosimétrie avec des informations sur les contraintes de doses au volume cible prévisionnel ainsi qu'aux organes à risque [GIR00].

Le physicien introduit les faisceaux sur la reconstruction anatomique 3D obtenue (voir figure 4.4) à partir des coupes CT du patient, en se basant sur les contraintes de doses aux différents organes et établit trois plans de traitement qui sont proposés au radiothérapeute [YAM06].

Le radiothérapeute choisit un des trois plans de traitement en fonction des DVH et des distributions de doses et procède à la validation du plan de traitement.

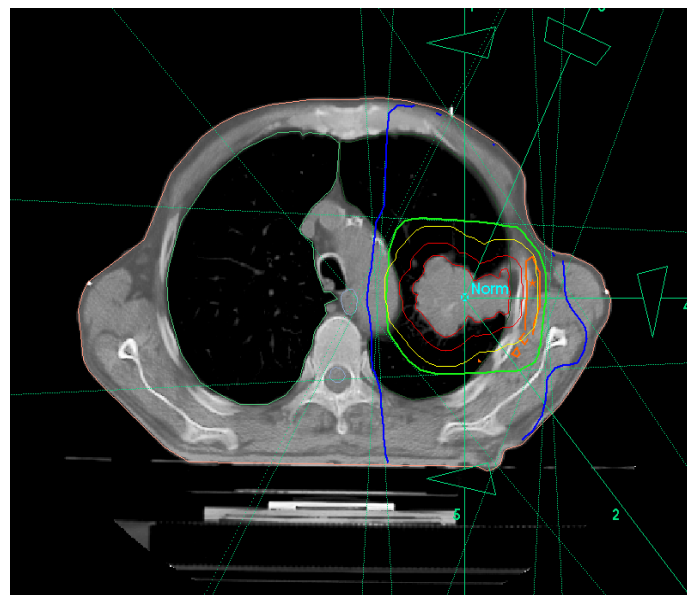


Figure 4.4 : Coupe tomодensitométrique sur laquelle sont introduit des faisceaux d'irradiation

Le plan de traitement sera ensuite imprimé avec les DRRs, la forme des faisceaux (MLC, caches), DVH, et distribution de doses (voir figure 4.5). Le patient sera alors réexaminé une seconde fois au simulateur afin de vérifier et comparer les DRRs et les clichés de simulation.

Le physicien utilisera un logiciel indépendant pour vérifier le nombre d'UMs de chaque

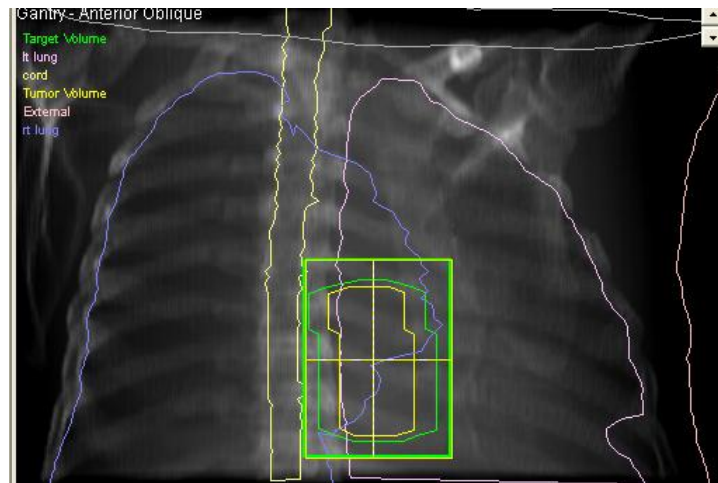


Figure 4.5 : DRR avec projection des faisceaux et du champ de traitement

faisceau. Les données du plan de traitement (Énergies, unités moniteur, dimensions de champs, angle du bas, collimation, MLC, filtres...) seront alors transférés via le réseau vers l'unité de traitement (accélérateur linéaire). La première séance est dédiée à la gammagraphie (EPID).

Pour la planification 3D des patients inclus dans notre étude, nous avons utilisé la technique d'irradiation suivante :

- De 3 à 8 faisceaux avec une dose respectivement de 50, 60, 64 et 66 Gy
- Modificateur : MLC, Cache personnalisé, Filtre.
- Énergie : 6, 8, 25 MV

Chapitre 5

Résultats obtenus et discussion

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats des différents plans de traitement 2D et 3D sous forme d'Histogramme Dose Volume (DVH) que nous comparons sur la base du volume pulmonaire total, du volume du poumon traité et celui du poumon non traité. Une comparaison par rapport à la dose reçue par les deux poumons et par rapport aux organes à risque (cœur-œsophage-moelle) est également obtenue. Une deuxième comparaison est ensuite réalisée pour les deux catégories de patients groupe A et groupe B.

Les limites de doses de chaque OAR ont fait l'objet d'un consensus en fonction de chaque institution. Dans notre étude nous avons utilisé les recommandations des Cliniques universitaires Saint-Luc (Belgique).

- Volume pulmonaire - PTV : nous nous sommes intéressés au volume qui a reçu 25 Gy qui doit être inférieur à 20% du volume total des deux poumons moins le PTV
- Moelle : La dose maximale doit être inférieure à 50 Gy.
- Cœur : Le volume d'intérêt qui a reçu 45 Gy doit être inférieur à 30%.
- Œsophage : Le volume qui a reçu 50 Gy doit être le plus petit possible.

Tableau 5 : comparaison des critères de tolérances de l'hôpital St-Luc et de la SFRO

OAR	Cliniques St-Luc	SFRO (2007)
Poumon sain	V25 < 20%	V20 ≤ 35 %
		V30 ≤ 20 %
Moelle	Dmax < 50 Gy	Dmax < 45 Gy
Cœur	V45 < 30%	V35 < 100%
Œsophage	50Gy le volume le plus petit possible	Dmax 40 Gy sur 15 cm

5.1 Volume pulmonaire total

Nous nous sommes intéressés au volume pulmonaire qui a reçu 25 Gy en lui soustrayant le PTV, ce volume doit être inférieur à 20% du volume total des deux poumons selon le protocole utilisé au centre de radiothérapie de l'hôpital St Luc. Le tableau 5.1 résume les valeurs moyennes ayant reçues 25 Gy en précisant les valeurs minimales et maximales.

Tableau 5.1 : valeur moyenne du volume des poumons recevant 25 Gy - (Tolérance = 20%)

Volume _{25Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	32.7	21.8
Maximum	68.5	58.5
Minimum	10.8	6.2

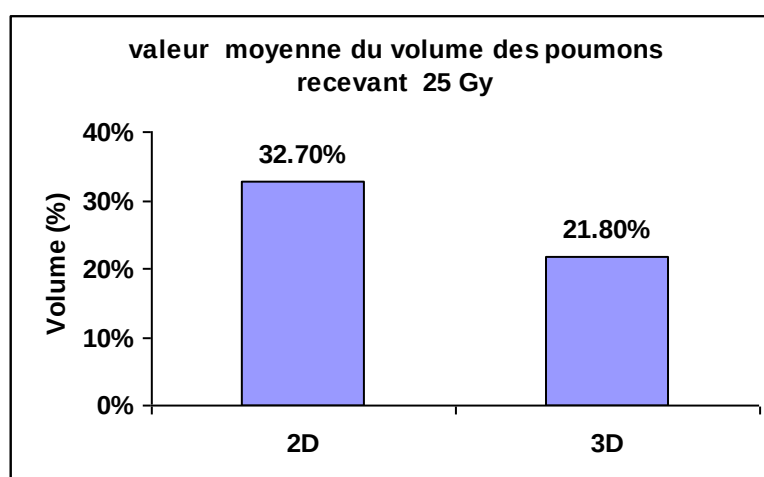


Figure 5.1 : Comparaison entre le volume moyen des poumons recevant 25 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Nous remarquons que la valeur moyenne du volume total ayant reçu 25 Gy reste comparable à la valeur de tolérance pour les traitements 3D (21.8%) alors qu'elle atteint (32.7%) pour les traitements 2D. Les valeurs maximales obtenues avec les deux modalités sont importantes, cela est dû au fait qu'un ou plusieurs patients de la cohorte étudiée ont une anatomie particulière qui influe sur les volumes ayant reçu une dose donnée.

5.2 Volume du poumon traité et du poumon non traité

Dans cette partie, la comparaison entre la planification 2D et 3D a été réalisée par rapport au poumon traité et au poumon non traité. Nous avons adopté la même démarche sauf que nous évaluons un poumon à la fois. Dans le cas du poumon traité, on soustrait le PTV du volume du poumon traité total, et dans le cas du poumon non traité, on considère le volume total du poumon. Les tableaux 5.2 et 5.3 résument les volumes moyens ayant reçu 25 Gy en précisant les valeurs minimales et maximales pour les deux poumons séparément.

Tableau 5.2 : valeur moyenne du volume du poumon traité recevant 25 Gy
(Tolérance = 20%)

Volume_{25Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	57.2	39.4
Maximum	91	73.5
Minimum	23.9	14.1

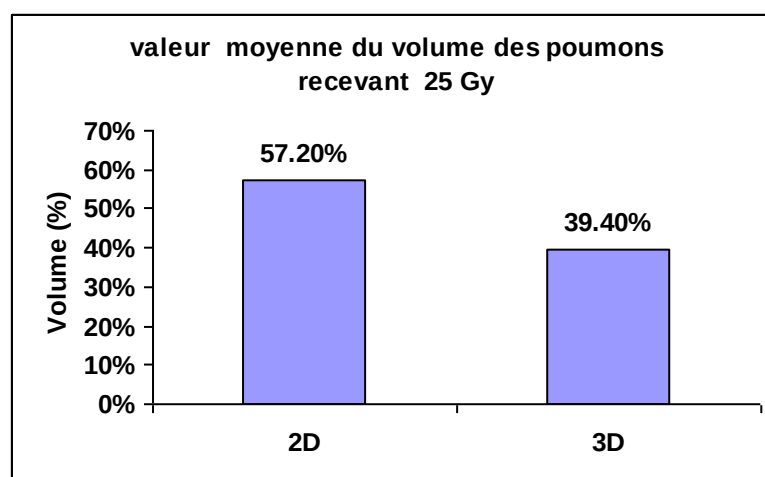


Figure 5.2 : Comparaison entre le volume moyen du poumon traité recevant 25 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Tableau 5.3 : valeur moyenne du volume du poumon non traité recevant 25 Gy
(Tolérance = 20%)

Volume _{25Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	21.4	15.7
Maximum	49.4	31.7
Minimum	2	3.2

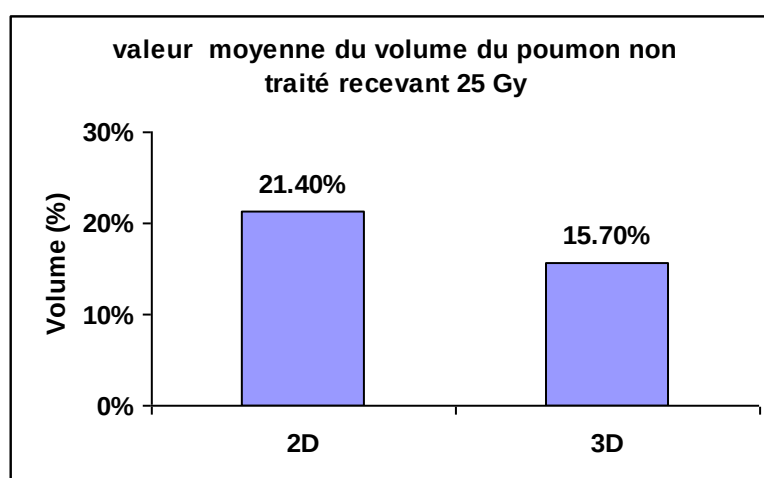


Figure 5.3 : Comparaison entre le volume moyen du poumon non traité recevant 25 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Selon les valeurs que nous avons obtenues, nous pouvons dire que le traitement 3D réduit de façon importante le volume de l'organe traité ayant reçu 25 Gy lequel, dans ce cas, représente (39%) du poumon traité contre 57% avec la technique 2D. Quant au poumon non traité, nous constatons que la moyenne du volume recevant 25 Gy (15%) en 3D est inférieure au volume recevant 25 Gy avec la technique 2D. c'est probablement dû à une meilleure balistique d'irradiation, en d'autres termes, la multiplication du nombre de faisceaux et l'optimisation de l'orientation influe grandement sur les résultats.

5.3 Dose reçue par les deux poumons

Dans cette partie, la comparaison entre la planification 2D et 3D a été réalisée par rapport au pourcentage de dose reçue par les deux poumons sachant que la dose délivrée au cours du traitement varie entre 50 et 66 Gy. Le tableau 5.4 résume les doses moyennes reçues par les deux poumons.

Tableau 5.4 : Valeurs moyennes des doses reçues par les deux poumons

Dose (%)	2D (%)	3D (%)
Moyenne	36.8	25.8
Maximum	72.7	59.8
Minimum	13.3	9.4

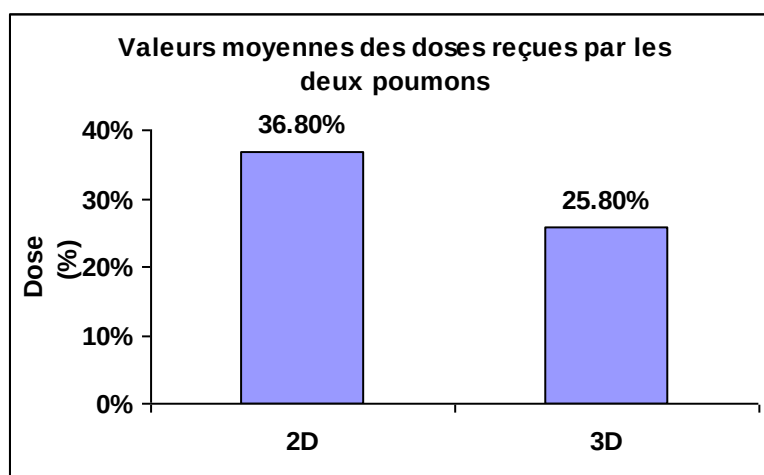


Figure 5.4 : Comparaison des valeurs moyennes des doses reçues par les deux poumons pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Etant donné que l'objectif de la comparaison des deux techniques dans ce cas là ne concerne que la réduction de la dose aux organes sains (volume pulmonaire total), aucune conclusion ne peut être émise s'agissant de la dose au PTV. Nous constatons quand même, que la dose aux deux poumons (3D) reste inférieure à la dose aux deux poumons (2D), ce qui démontre la suprématie de la technique 3D notamment dans l'objectif de réduction de la dose aux tissus sains.

5.4 Organes à risques

Dans cette partie, la comparaison entre la planification 2D et 3D a été effectuée par rapport aux organes à risque (cœur – œsophage – moelle). Pour le cœur, nous avons comparé le volume du cœur qui a reçu une dose de 45 Gy ; ce volume doit être inférieur à 30% du volume total du cœur selon le protocole utilisé au centre de radiothérapie de l'hôpital St Luc.

De même, pour l'œsophage nous avons étudié le volume qui a reçu 50 Gy et qui doit être le plus petit possible. S'agissant de la moelle, la dose reçue doit rester inférieure à 50 Gy. Les

tableaux 5.5 - 5.6 résument les volumes moyens ayant reçu différentes doses en précisant les valeurs maximales pour le cœur et l'œsophage. Le tableau 5.7 résume les valeurs moyennes des doses reçues par la moelle.

Tableau 5.5 : volume moyen du cœur recevant 45 Gy (Tolérance < 30%)

Volume cœur _{45Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	17.3	8.5
Maximum	49.6	38.5

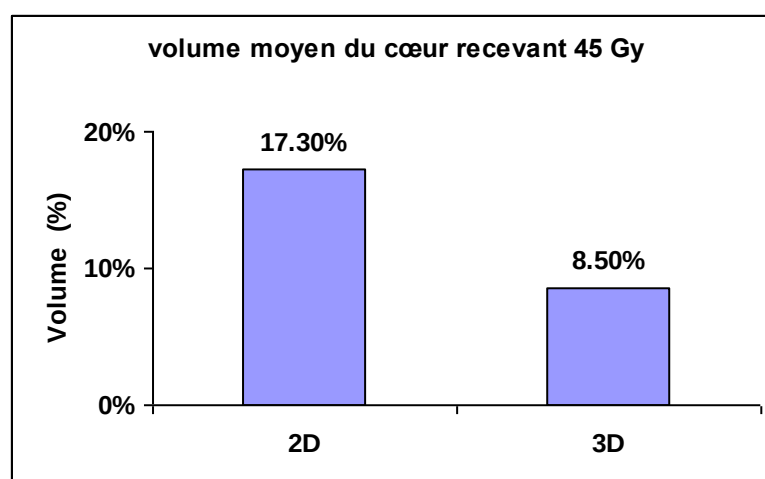


Figure 5.5 : Comparaison du volume moyen du cœur recevant 45 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Tableau 5.6 : volume moyen de l'œsophage recevant 50 Gy

Volume œsophage _{50Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	41.5	31.3
Maximum	77.7	65.1

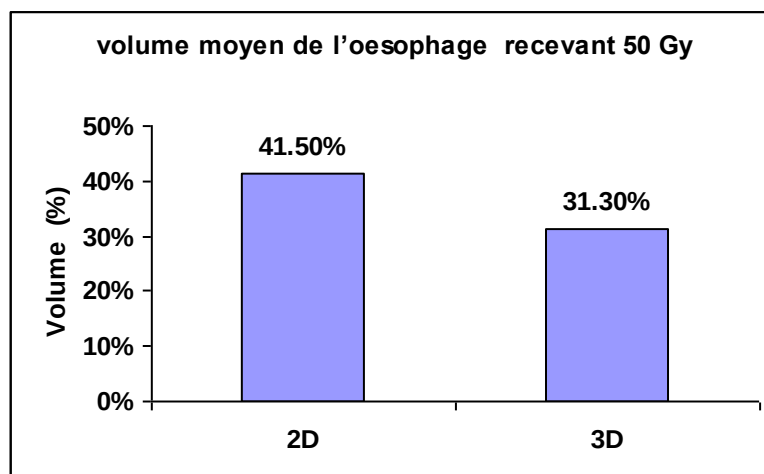


Figure 5.6 : Comparaison du volume moyen de l'oesophage recevant 50 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Tableau 5.7 : Doses moyennes et maximales reçue par la moelle

Dose (Gy)	2D (Gy)	3D (Gy)
Moyenne	40.5	38.3
Maximum	46.6	52.8

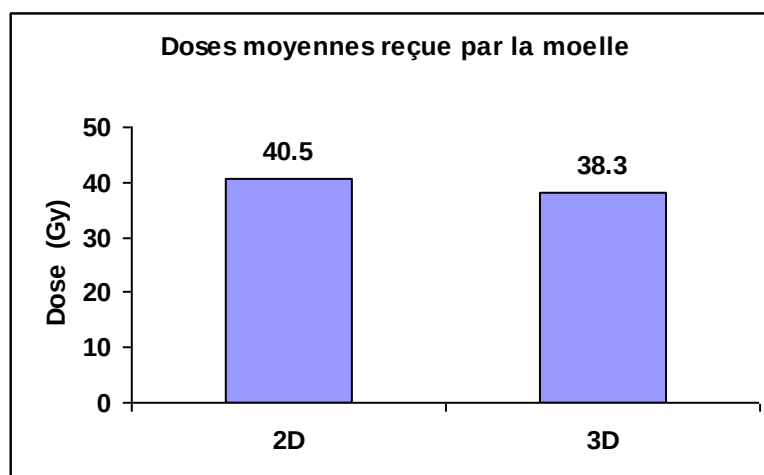


Figure 5.7 : Comparaison des doses moyennes reçues par la moelle pour la planification de traitement à 2D et à 3D

Pour le cœur, le volume moyen qui reçoit une dose de 45 Gy est inférieur à la tolérance (30%) pour la technique 2D et la technique 3D. mais en observant les maximums, on peut dire que même si ces valeurs sont dues à des particularités anatomiques, on souligne l'avantage de la technique 3D.

Pour l'œsophage, le volume moyen qui reçoit une dose de 50 Gy est plus petit dans le traitement 3D comparativement à la technique 2D.

Pour la moelle, la tolérance est de 50 Gy et cette condition est satisfaite par les deux techniques. Pour les doses maximales, nous constatons que la valeur maximale obtenue en 3D dépasse la dose de tolérance dans un seul cas; cependant, cela peut être expliqué par le fait que l'objectif premier en technique 3D est de protéger au maximum les tissus pulmonaires sains en admettant une légère augmentation de la dose à la moelle sur un petit volume.

Les valeurs obtenues montrent :

- Le volume moyen du cœur ayant reçu 45 Gy est nettement inférieur à la tolérance (30%) pour les deux techniques alors que la valeur maximale reste à l'avantage de la technique 3D.
- Concernant l'œsophage, la recommandation est de minimiser au maximum le volume recevant 50 Gy. Dans ce cas, la supériorité de la technique 3D dans la protection de cet organe est démontrée.
- Quant à la moelle, nous constatons que les doses reçues sont comparables et restent inférieures aux doses de tolérances.

5.5 Volume pulmonaire total (Groupe A)

Nous avons formé deux groupes de patients A et B. Pour le groupe A, nous avons étudié le volume pulmonaire total qui a reçu 25 Gy en lui soustrayant le PTV, ce volume doit être inférieur à 20% du volume total des deux poumons selon le protocole utilisé au centre de radiothérapie de l'hôpital St Luc. Le tableau 5.8 résume les valeurs moyennes ayant reçu 25 Gy en précisant les valeurs minimales et maximales.

Tableau 5.8 : valeur moyenne du volume des poumons recevant 25 Gy du Groupe A –
(Tolérance < 20 %)

Volume du poumon _{25Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	41.9	28.4
Maximum	55.8	41.9
Minimum	31.3	20.3

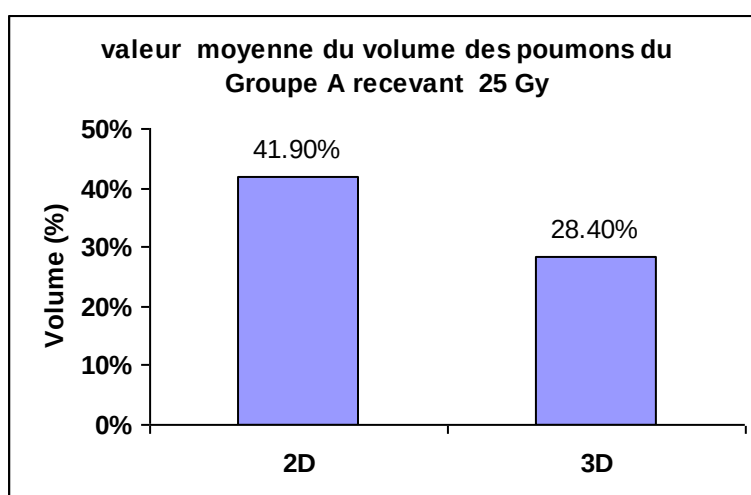


Figure 5.8 : Comparaison entre les volumes moyens des poumons recevant 25 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D pour le Groupe A

Les valeurs moyennes obtenues sont supérieures aux tolérances, cela est dû au fait que les patients de ce groupe (A) ont subi une résection tumorale complète, ce qui induit un plus grand volume irradié en tenant compte des deux poumons.

5.6 Volume pulmonaire total (Groupe B)

Le volume pulmonaire total du Groupe (B) qui a reçu 25 Gy en lui soustrayant le PTV a été étudié, ce volume doit être inférieur à 20% du volume total des deux poumons selon le protocole utilisé au centre de radiothérapie de l'hôpital St Luc. Le tableau 5.9 résume les valeurs moyennes ayant reçu 25 Gy en précisant les valeurs minimales et maximales.

Tableau 5.9 : valeur moyenne du volume des poumons recevant 25 Gy du Groupe B
(Tolérance < 20 %)

Volume du poumon _{25Gy}	2D (%)	3D (%)
Moyenne	29.3	19.5
Maximum	68.5	58.5
Minimum	10.8	6.2

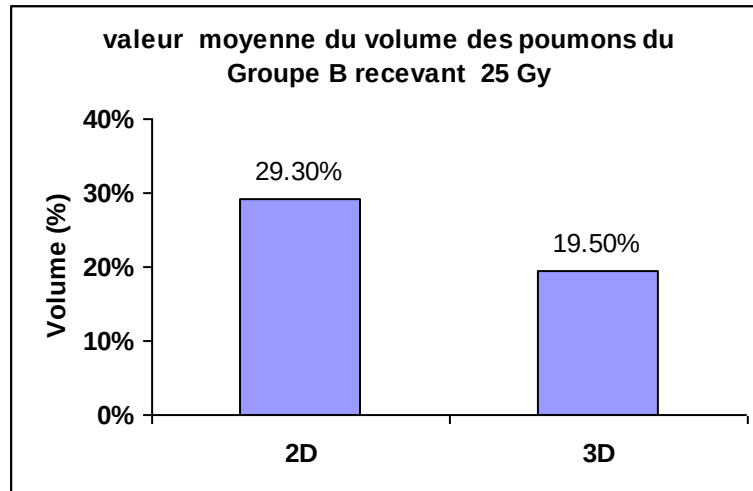


Figure 5.9 : Comparaison entre les volumes moyens des poumons recevant 25 Gy pour la planification de traitement à 2D et à 3D pour le groupe (B)

Les patients du groupe B ont reçu une dose supérieure à 60 Gy et ont subi une résection incomplète de la tumeur donc une petite diminution du volume pulmonaire total, dans ce cas, la valeur moyenne du volume pulmonaire ayant reçu 25 Gy est de (19.5%) pour le traitement (3D) qui reste inférieure à la limite de 20%. Pour le traitement 2D, le volume moyen du poumon recevant 25 Gy est de 29.3%. Par rapport au groupe (A), le volume pulmonaire total est plus important et la dose est mieux partagée entre les deux poumons.

5.7 Organes à risque des groupe A et B

Dans cette partie, la comparaison entre la planification 2D et 3D a été effectuée pour les deux groupes A et B par rapport aux organes à risques (cœur – œsophage – moelle).

Pour le cœur nous avons comparé le volume du cœur qui a reçu une dose de 45 Gy avec une tolérance de 30%.

De même, pour l'œsophage, nous avons étudié le volume qui a reçu 50 Gy et qui doit être le plus petit possible. Quant à la moelle, la dose reçue devrait être inférieure à 50 Gy.

Les tableaux 5.10 - 5.11 résument les volumes moyens ayant reçu les différentes doses en précisant les valeurs maximales des volumes pour le cœur et l'œsophage. Le tableau 5.12 résume les valeurs moyennes des doses reçues par la moelle.

Tableau 5.10 : volume moyen du cœur recevant 45 Gy (Tolérance < 30 %)

Volume _{45Gy}	2D (%)		3D (%)	
	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B
Moyenne	20.4	10.9	4.7	3.7
Maximum	44.7	49.6	8.6	38.5

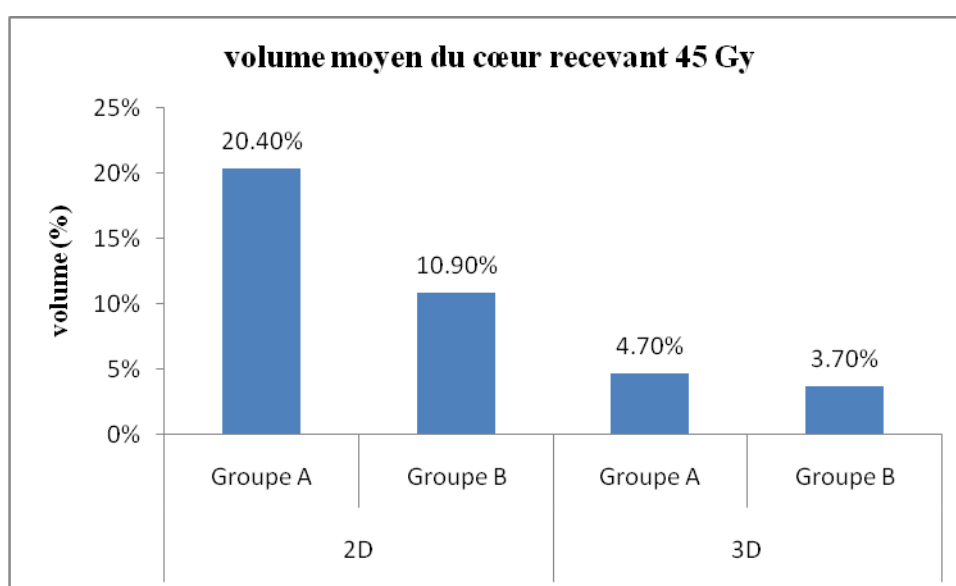


Figure 5.10 : Comparaison entre les volumes moyens du cœur recevant 45 Gy dans la planification de traitement à 2D et à 3D pour les groupes (A et B)

Tableau 5.11 : Volume moyen de l'œsophage recevant 50 Gy

Volume _{50 Gy}	2D (%)		3D (%)	
	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B
Moyenne	16.8	50.5	30.0	31.7
Maximum	57.3	77.7	60.4	65.1

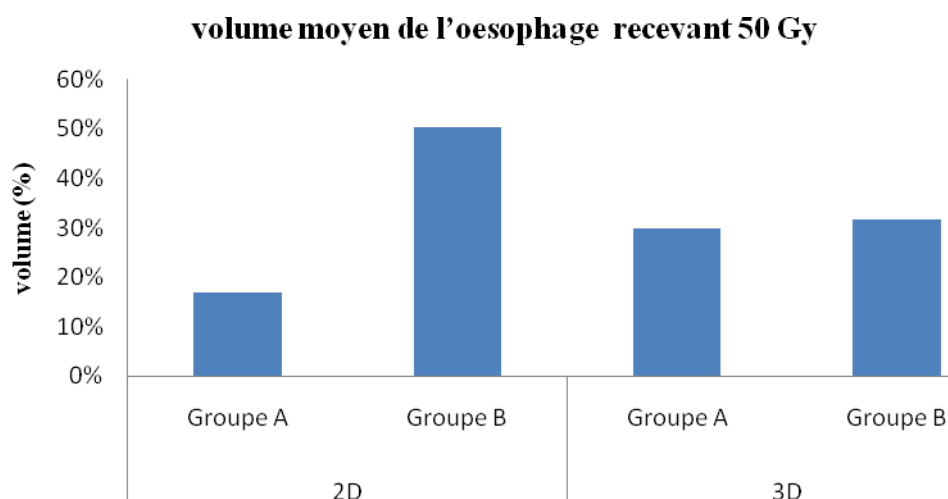


Figure 5.11 : Comparaison entre les volumes moyens de l'oesophage recevant 50 Gy dans la planification de traitement à 2D et à 3D pour les groupes (A et B)

Tableau 5.12 : Doses moyennes et maximales reçue par la moelle (Tolérance =50 Gy)

Dose (Gy)	2D (Gy)		3D (Gy)	
	Groupe A	Groupe B	Groupe A	Groupe B
Moyenne	42.4	39.7	41.9	36.9
Maximum	44.5	46.6	46.0	52.8

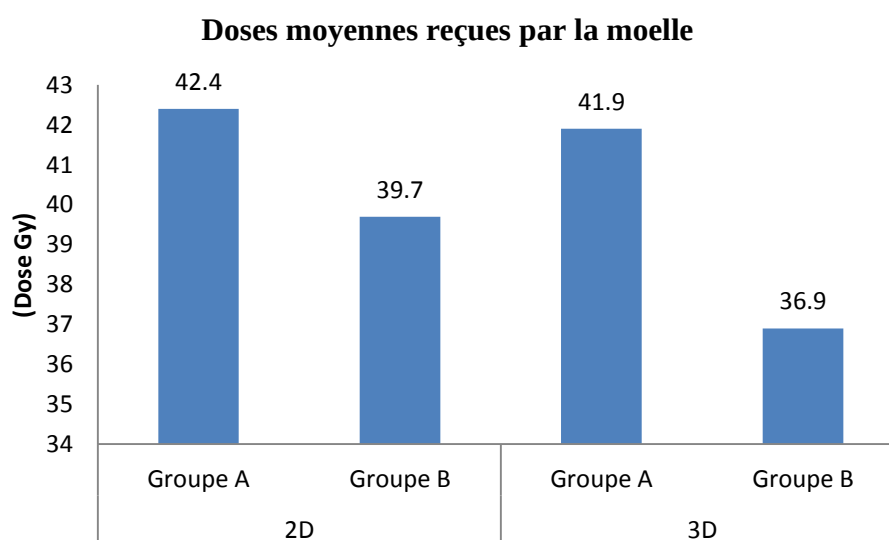


Figure 5.12 : Comparaison entre les doses moyennes reçues par la moelle dans la planification de traitement à 2D et à 3D pour les groupes (A et B)

Les résultats obtenus montrent que pour :

- Le cœur : Les valeurs des volumes moyens (%) ayant reçu 45 Gy sont inférieures aux tolérances
- L'œsophage : La difficulté de favoriser la protection des organes à risques dans la technique de traitement 2D induit des valeurs qui ne peuvent être prédites. Par contre, dans la technique de traitement 3D, nous avons le choix de donner la priorité de la protection au poumon et à la moelle.
- La moelle : En général, les résultats montrent que les valeurs de doses reçues restent inférieures à la dose limite, ce qui démontre l'importance que donne le radiothérapeute à la protection de la moelle notamment en technique 2D.

Conclusion

L'objectif de notre travail porte sur la comparaison en termes d'aspects dosimétriques, entre la radiothérapie conventionnelle 2D et la radiothérapie conformationnelle 3D dans le traitement du cancer bronchique non à petites cellules (CBNPC).

Pour ce faire, nous avons, dans la partie théorique, décrit les équipements d'imagerie nécessaires pour l'acquisition des données anatomiques des patients, les équipements de planification ainsi que les équipements de traitement. Nous avons également discuté des différentes techniques utilisées aussi bien en planification dosimétrique 2D que celles indispensables dans la planification de traitement 3D. Nous avons en outre, mis l'accent sur les différents tests de contrôle de qualité indispensables pour maintenir les performances initiales de tous les équipements utilisés dans la chaîne de traitement en radiothérapie.

Dans la partie pratique, nous avons établi des plans de traitement en 2D et en 3D pour 34 patients atteints d'un cancer bronchique non à petites cellules. La base de comparaison entre les deux techniques comprend différents paramètres à savoir : le volume moyen des poumons recevant 25 Gy, le volume moyen du poumon traité recevant 25 Gy, les doses reçues par les deux poumons, le volume moyen du cœur recevant 45 Gy, le volume moyen de l'œsophage recevant 50 Gy et les doses moyennes reçues par la moelle.

Nous avons par ailleurs, subdivisé les 34 patients en deux catégories, la première (Groupe A, 09 patients) rassemble les patients qui ont été traités avec une dose de 50 Gy et la seconde catégorie (Groupe B, 25 patients) rassemble les patients traités avec une dose supérieure ou égale à 60 Gy.

La comparaison des DVH (Dose-Volume-Histogramme) pour les deux poumons et pour chaque poumon séparément ainsi que pour les organes à risques (cœur-œsophage-moelle) en termes de dose et de volume a été étudiée.

Les résultats obtenus ont montré que la radiothérapie conformationnelle 3D apporte des avantages certains en matière de protection des tissus sains pulmonaires et des organes à risque donc une toxicité moindre. Cela est du à l'utilisation d'une meilleure balistique

d'irradiation par la multiplication du nombre de faisceaux mais également par la possibilité de respecter les contraintes de doses aux organes à risque par la visualisation des Histogrammes Doses Volumes.

Nos résultats sont confortés par une étude clinique menée par L.Christine Fang et Coll [CHR06], dans laquelle sont inclus 200 patients traités pour CBNPC avec radiothérapie seule. Les résultats de cette étude ont montré que la radiothérapie conformationnelle 3D comparée à la radiothérapie conventionnelle 2D améliore grandement la survie globale des patients par un meilleur contrôle loco-régional et une toxicité acceptable au niveau des organes à risque.

Références bibliographiques

[ANA03] : Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé, Evaluation de la radiothérapie conformationnelle 3D, France 2003.

[CAP07] : CAPCA, Canadian Association of Provincial Cancer Agencies, Standards for Quality Control at Canadian Radiation Treatment Centres, Canada, 2007.

[CHA01] : J. Chavaudra, A. Bridier. Définition des volumes en radiothérapie externe : rapports ICRU 50 et 62, Cancer/Radiother 2001 ; 5 : 472-8

[CHR06] : L. CHRISTINE FANG et al. Comparison of outcomes for patients with medically inoperable stage i non-small-cell lung cancer treated with two-dimensional vs. three-dimensional radiotherapy Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 66, No. 1, pp. 108–116, 2006

[GIR00] : Philippe GIRAUD, La radiothérapie conformationnelle du cancer du poumon : du volume tumoral macroscopique au volume traité, Université Paris XI, France 2000.

[IAE04] : International Atomic Energy Agency, technical reports series No. 430, commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, Vienne 2004, ISBN 92–0–105304–5

[ICR99] : International standards for radiation units & measurement, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, Etats-Unis, 1999

[KOL97] : Z. Kolitsi et al. Quality assurance in conformal radiotherapy: DYNARAD consensus report on practice guidelines, Radiotherapy and Oncology 45 (1997) 217–223

[LEV06] : S. H. Levitt, Technical Basis of Radiation Therapy, Practical Clinical Applications, Berlin, Allemagne 2006, ISBN-10 3-540-21338-4

[LUC06] : L. Simon, Étude comparative et mise en œuvre clinique de deux systèmes de radiothérapie asservie à la respiration, Université Paris XI, France 2006.

[MAZ05] : J-J. Mazeron & al, Techniques d'irradiation des cancers – La radiothérapie conformationnelle, éditions MALOINE, Paris 2005, ISBN : 2 224 02811 3

[MOR01] : F. Mornex, Volume tumoral macroscopique et volume–cible anatomoclinique en radiothérapie: cancer bronchique, Cancer/Radiother 2001 ; 5 : 659-70

[POD05] : E.B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, édition International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005

[ROS93] : Rosenwald JC, Gaboriaud G, Pontvert D. La radiothérapie conformationnelle : principes et classification. Cancer Radiother 1999;3(5):367 - 77.

[SCH06] : Wolfgang C. Schlegel, New Technologies in Radiation Oncology, Springer, Berlin 2006, ISBN: 978-3540003212

[SFR07] : Société Française de Radiothérapie Oncologique, GUIDE DES PROCEDURES DE RADIOTHERAPIE EXTERNE, France, 2007.

[TRM01] : Technical Reference Manual , Helax-TMS (version 6.0) - MDS-Nordion Canada 2001.

[TUB08] : M, TUBIANA, Radiobiologie, édition Hermann, France 2008, ISBN : 978-2-7056-6530-2

[VAN05] : J. Van Dyk, The Modern Technology of Radiation Oncology, Medical Physics Pub Corp, 2005, ISBN: 9781930524255

[YAM06] : Kazunari Yamada, Change in Dose Distribution of Three-dimensional Conformal Radiotherapy during Treatment for Lung Tumor, Radiation Medicine: Vol. 24 No. 2, 122–127 p.p., 2006.