



Système de planification de traitement (TPS)

Introduction

Aujourd'hui, la moitié des cancers sont traités par radiothérapie. L'effet biologique étant en relation avec l'énergie absorbée par les tissus, le développement de la radiothérapie ne saurait être dissocié de celui de la dosimétrie des rayonnements ionisants. L'étalonnage des faisceaux d'irradiation et la détermination de la répartition spatiale de la dose absorbée à l'intérieur de l'organisme sont donc déterminants pour la qualité de prise en charge des patients.

Pour les systèmes de planification de traitement, TPS, les années 1970 sont marquées principalement par la recherche des méthodes de modélisation dosimétriques compatibles avec des temps de calculs raisonnables compte tenu des capacités informatiques de l'époque. Dans ce contexte, les TPS étaient capables de reproduire des distributions de dose bidimensionnelles pour des situations géométriques simples. Les calculs de dose pour des situations complexes (prise en compte des hétérogénéités, des irrégularités de surface...) étaient imprécis.

Les années 1980-1990 apportent une évolution des techniques de traitements en radiothérapie externe. Les développements rapides des systèmes d'imagerie diagnostiques, des accélérateurs linéaires à collimateur multi-lames mais surtout, des moyens informatiques mis à profit dans les TPS et également dans les réseaux d'échanges et de vérification d'information ont ouvert de nouvelles voies pour des traitements plus efficaces. Un traitement efficace limite au maximum l'irradiation des tissus sains et accroît l'irradiation des tumeurs.

Désormais, les techniques de l'information et de la communication sont au cœur des processus de décisions et de réalisation des traitements par radiothérapie externe (acquisition des images diagnostiques, planification géométrique des traitements, calcul des distributions de dose, pilotage des irradiations délivrées par les accélérateurs linéaires).

De nos jours, la radiothérapie est devenue conformationnelle : les faisceaux sont systématiquement conformés aux contours des tumeurs grâce à l'utilisation conjointe du scanner pour l'obtention des données anatomiques en position de traitement, des TPS pour recueillir ces données en assistant le médecin dans la préparation d'une balistique optimale et du collimateur multilames pour délimiter l'irradiation au strict minimum [32].

Dans ce chapitre, on présentera le principe du Système de Planification de Traitement en radiothérapie avec ses étapes de déroulement ainsi que le contrôle qualité de l'équipement en radiothérapie externe.

I. Principe du système de planification de traitement

Le système de planification de traitement (Traitement Planning System, TPS) est le processus qui permet aux radio-physiciens et dosimétristes de reconstruire, modeler, prédire et optimiser la dose totale d'irradiation d'une tumeur et de minimiser les doses délivrés aux organes à risque en périphérie. Il sert à calculer le plan de traitement du patient.

Ces calculs sont basés sur des mesures de dose effectuées dans une cuve à eau pour chaque taille de faisceau et chaque énergie possible. Le physicien importe dans le TPS les coupes scannées au format DICOM (Digitale International Communication).

Le logiciel permet la conversion des valeurs de Hounsfield sur les coupes scanner en densité électronique. L'avantage résultant est le calcul d'hétérogénéité. Les calculs de la dose sont effectués par les algorithmes de superposition, de convolution, et kernel. Le logiciel calcul la dose en 3D en prenant compte des hétérogénéités.

Le logiciel dispose des outils qui permettent de désigner les contours des différentes locations (GTV, organe à risque), des outils pour créer virtuellement des faisceaux et simuler des irradiations.

Le logiciel dispose également de toute sorte de statistique sur la distribution de la dose dans les différents volumes entourés. La distribution peut être visualisée en forme de ligne d'isodose dans les coupes scannées et affiché en forme de graphique la DVH (Dose Volume Histogramme). Ce sont surtout ces statistiques qui vont servir à juger la qualité du plan de traitement [24].

II. Définition des volumes cible

A partir des images médicales, les médecins et physiciens médicaux délimitent les volumes cibles à traiter et les organes à risques à protéger.

Le radiothérapeute dessine sur les différentes coupes d'images scanné du patient, l'ensemble des structures saines à protéger ainsi que les différents volumes à irradier. Ces notions de volumes ont été données dans le rapport N°50 de l'ICRU qui distingue [1] :

a. Le volume tumoral GTV (Gross Tumor Volume) : Il correspond à la tumeur et aux tissus envahis macroscopiquement par du tissu cancéreux ; ils sont visibles à l'examen clinique, endoscopique ou grâce aux technique d'imagerie.

b. Le volume clinique ou CTV (Clinical Target Volume) : Correspond au volume tumoral ou à son « lit d'exérèse », additionné des tissus à forte probabilité d'envahissement infra

clinique. Ces volumes peuvent être continus (tissus de proximité) ou discontinus (territoire ganglionnaire) ; ils sont déterminés directement grâce à la connaissance des différents cancers, à leur type histologique et leur « capacité » à l'extension ou la dissémination.

c. Le volume planifié ou PTV (Planning Target Volume) : Correspond au volume clinique augmenté d'une marge dite « de sécurité ». Le principe de la marge de sécurité est d'intégrer la difficulté à positionner, de manière précise et reproductible le volume dans le faisceau. En fait, il faut prendre en compte les mouvements des organes pendant la séance (respiration) ainsi que les imprécisions, liées aux aléas de la technique et de la balistique.

d. Volume traité TV (Treated Volume): Découle de la technique de traitement ; effectivement, en radiothérapie externe, les tissus traversés sont concernés par une proportion plus ou moins importante de la dose totale; des points extérieurs au volume planifié peuvent recevoir des doses proches de la dose prescrite

e. Volume irradié IV (Irradiated Volume) : Découle également de la balistique, il correspond au volume recevant une certaine proportion de la dose prescrite (par exemple 50%), suffisante pour être prise en compte par rapport à la tolérance des tissus traversés.

f. Les organes à risques (moelle, cristallin, rectum, vessie...) : Situé à proximité du volume planifié, ils seront identifiés et si possible exclus du volume irradié ; ils seront l'objet d'un traçage de contour par le médecin et d'une étude dosimétrique par la personne spécialisée en radio-physique.

En pratique :

Pour la définition des volumes, le médecin radiothérapeute mènera son action en deux temps : Dans un premier temps, il prend en compte le cas clinique, la forme histologique du cancer, l'histoire de la maladie et le type d'évolution : la prescription « se formalise » (elle prend forme suite à une logique de déduction) ;

Dans un second temps, grâce à un logiciel de dosimétrie informatisée il trace, sur des images en coupe, les contours, soit du CTV soit du GTV ou bien du PTV : la prescription « se concrétise » (elle prend forme suite à la matérialisation des limites des volumes par un tracé).

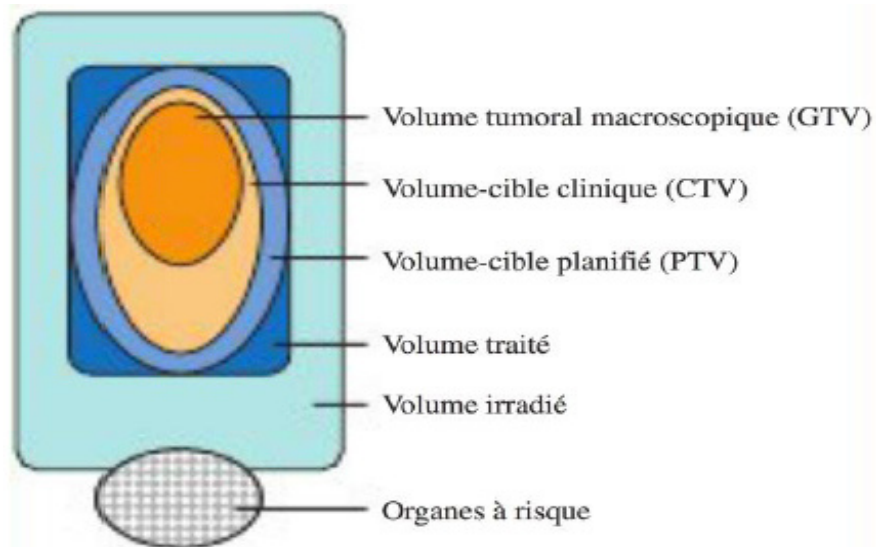


Figure (III.1): les différents volumes définis lors de la planification de traitement.

III. Fonctions des TPS en radiothérapie

L'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) (1998) définit la planification des traitements en radiothérapie externe comme étant la procédure mise en œuvre pour déterminer le nombre, l'orientation, le type et les caractéristiques des faisceaux utilisés pour délivrer une dose de rayonnement à un patient Présentant une tumeur cancéreuse. Les étapes de cette procédure sont [32] :

a. Positionnement du patient et du système de contention

- Recherche de la position du patient la plus adaptée au traitement (confort, reproductibilité, dégagement des tissus sains).
- Recherche du système de contention le plus performant pour maintenir le patient dans la position [20] [22].



Figure (III.2): Image de positionnement avec des contentions.

b. Acquisition des images diagnostiques (scanner, IRM, PET)

- Acquisition et transfert des images sur le TPS Recalage éventuel des données (IRM, PET) sur le scanner de référence réalisé en position de traitement [20] [22].

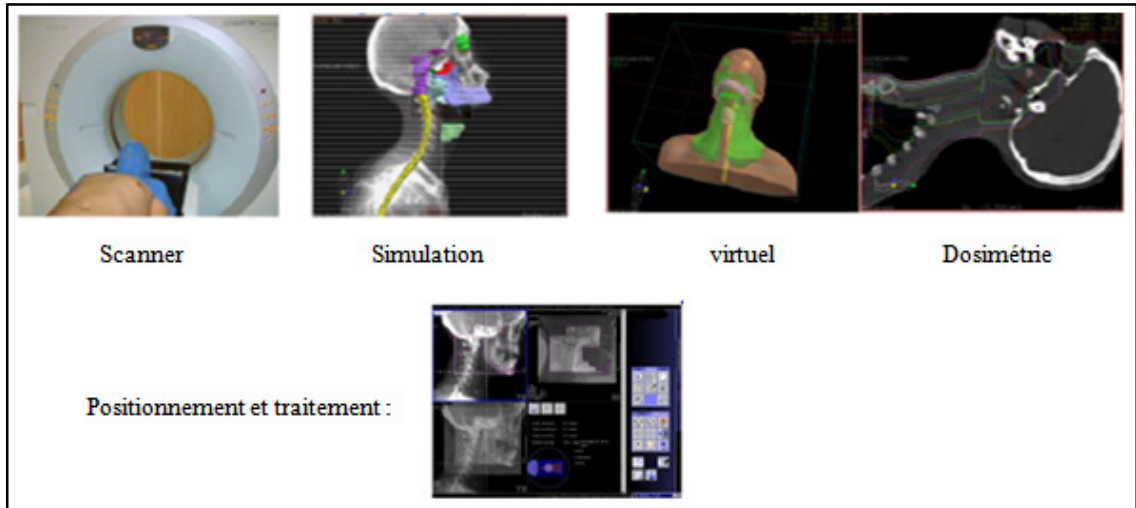


Figure (III.3): Acquisition des images anatomiques.

c. Définitions anatomiques (optimisation géométrique)

- Définition et délimitation des contours correspondant aux structures saines et critiques.
- Définition du volume tumoral et expansion en 3D de ces volumes pour tenir compte des mouvements internes et externes du patient, des incertitudes de contourage et du repositionnement à chaque séance.
- .Obtention de la cartographie des densités électroniques de chaque structure au moyen d'un étalonnage du contraste des images TDM en termes de densité électronique [20][22].

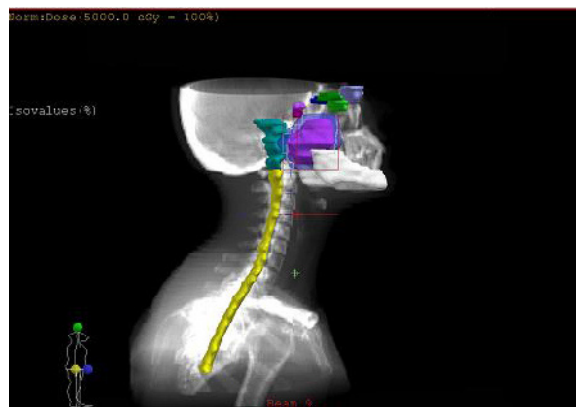


Figure (III.4): contourage.

d. Définition des faisceaux (optimisation géométrique)

- Détermination des faisceaux (énergie, nombre, incidence).
- Affichage du champ et des structures dans des vues multiples et notamment depuis la source de rayonnement.
- Conformation des champs aux structures à irradier au moyen de caches et collimateur multi-lames.
- Détermination des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin).
- Détermination de la pondération de chaque faisceau [20] [22].

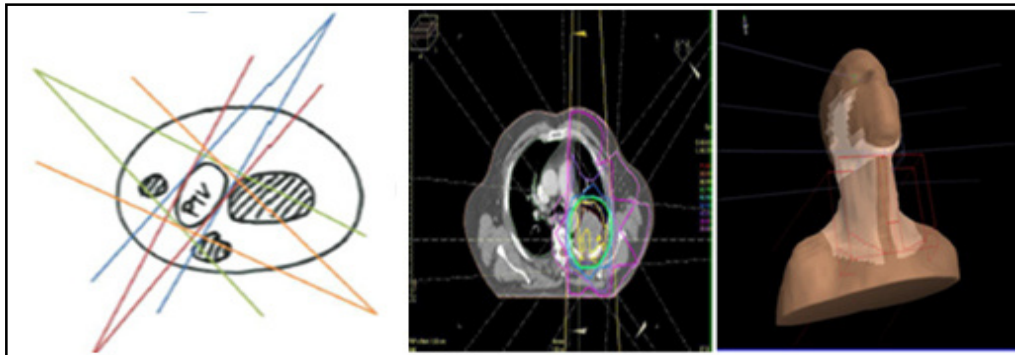


Figure (III.5): *détermination du faisceau.*

e. Calcul de la dose (optimisation dosimétrique)

- Sélection de l'algorithme de calcul de dose et de la méthodologie de calcul, choix de la grille.
- Entrée de la dose prescrite et calcul de la dose [20] [22].

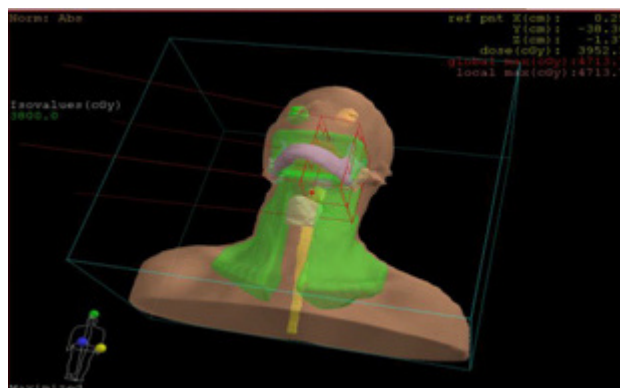


Figure (III.6): *Calcul de dose.*

f. Evaluation du plan de traitement (optimisation dosimétrique)

- Affichage en 2-D et en 3-D des distributions de dose.

- Analyse visuelle des distributions de dose.
- Analyse des distributions de dose au moyen d'histogrammes dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée).
- Utilisation d'outils d'optimisation pour répondre aux objectifs cliniques [20] [22].

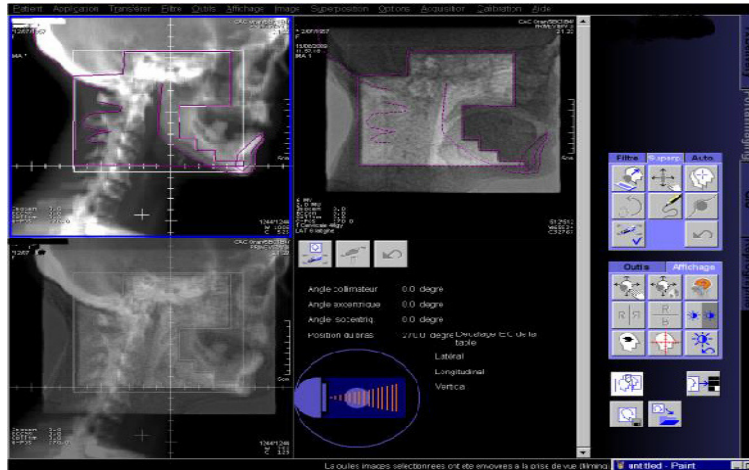


Figure (III.7): validation du traitement.

j. Mise en application du plan de traitement (optimisation dosimétrique)

- Calcul des Unités Moniteur (temps de traitement par faisceau).
- Vérification et validation du plan de traitement.
- Transfert du plan de traitement vers le système d'enregistrement et de vérification des traitements puis, vers l'appareil de traitement [20] [22].

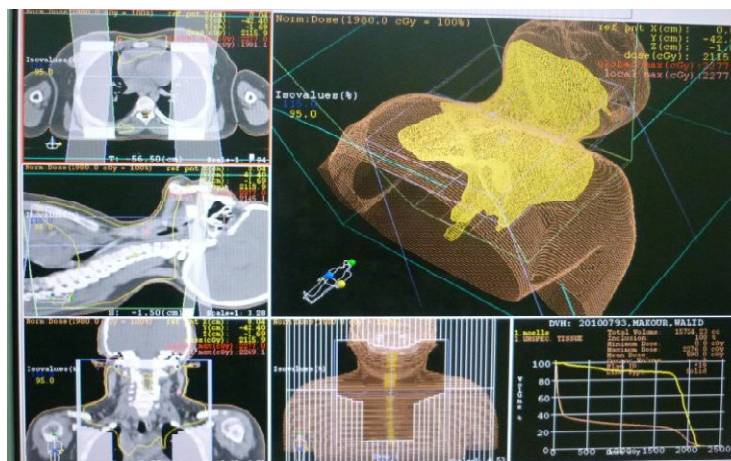


Figure (III .8):Optimisation du traitement.

IV. Histogramme dose-volume (DVH)

Un plan de traitement par radiothérapie devrait irradier uniformément un volume cible de planification (PTV) sélectionné, tout en minimisant les dommages induits par les rayonnements aux organes à risque (OAR). À cette fin, une dose de prescription (D_p) à délivrer au PTV doit être définie, tandis que les doses de rayonnement aux OAR doivent être maintenues aussi faibles que possible. Pour résoudre ce problème, les TPS sont utilisés pour simuler un certain nombre de plans provisoires. Pour un tel plan, le TPS fournit des histogrammes dose-volume (DVH) pour le PTV et chaque OAR délimité, ainsi que les courbes d'isodose sur l'ensemble du domaine de traitement. Le choix du plan de traitement est alors généralement fait, indépendamment des autres considérations physiques et radio-biologiques, principalement par l'inspection des DVH et des courbes d'isodose obtenues pour chaque plan provisoire considéré.

Dans un DVH différentiel, les volumes de structure (en pourcentage ou en volumes absolus) sont donnés en fonction de la dose déposée sur la verticale. Le volume total de l'organe qui reçoit une certaine dose est tracé dans la case de dose appropriée. La DVH différentielle fournit des informations sur les changements de dose au sein de la structure considérée ainsi que la visualisation de la dose minimale et maximale.

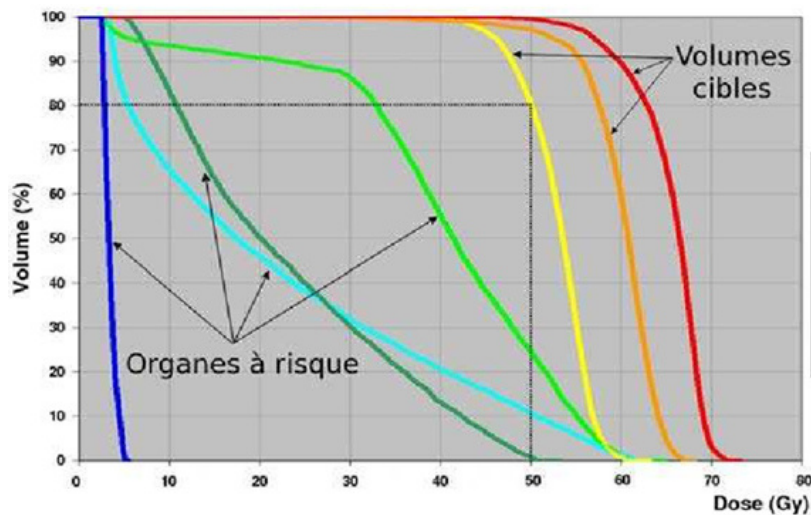


Figure (III.9) : Exemple d'histogramme dose-volume DVH, 80% du volume cible jaune reçoit 50 Gy

L'objectif idéal est de délivrer de façon homogène 100 % de la dose dans 100% du volume cible et 0% de cette dose dans les organes adjacents. Les facteurs de risque de complications des tissus sains sont connus et dépendent étroitement du volume irradié, de la dose totale et de la dose par fraction. On a décrit des contraintes de dose à ne pas dépasser

afin de diminuer les complications au niveau des tissus sains. Cette dose de tolérance dépend de la distribution de la dose et de l'architecture fonctionnelle de l'organe.

On distingue deux types d'organes : les organes avec structure tissulaire en série et les organes avec une structure tissulaire en parallèle.

Dans les tissus avec une structure en série (moelle épinière, tube digestif, nerfs), la destruction d'une sous-unité de l'organe altère toute la fonction de cet organe. Une dose élevée dans un faible volume est toxique. La dose de tolérance est représentée par la dose maximale délivrée à quelques cm³ soit à 2-3 % dans le volume de l'organe à risques. On parle alors de la D₂ de x Gy, ce qui signifie que la dose reçue par 2 % du volume de l'organe doit être inférieure ou égale à x Gy.

Pour les tissus avec structure en parallèle (poumons, reins, foie), l'organe est constitué de sous-unités indépendantes entre elles. La fonction est alors altérée quand un certain nombre de sous-unités est détruit. La dose de tolérance dépend de la distribution de dose au sein de l'organe et s'exprime de la façon suivante : V_x inférieure ou égale à y %. Cela signifie que la dose de x Gy ne doit pas être délivrée dans plus de y % du volume de l'organe à risques. On parle aussi de dose moyenne pour la moyenne des doses ponctuelles calculées par un logiciel de calcul dans chaque élément du volume de l'organe à risques.

V. Traitement

Une fois débuté, le traitement est délivré quotidiennement sauf cas particuliers, Les trois premiers jours de traitement, la position du patient est vérifiée par un système d'imagerie portale embarquée sur l'accélérateur linéaire. Ce dispositif permet de confronter les images de planification issues du logiciel de calcul et obtenues par reconstruction digitale à partir du scanner de simulation avec les images en cours de traitement. Une comparaison des images planaires (2D) ou volumiques (3D) permet un contrôle de positionnement et une correction des erreurs systématiques s'il ya lieu. Ensuite, durant le traitement, ce contrôle de repositionnement est réalisé une fois par semaine. Les images sont analysées par les infirmiers et les technologues et approuvées par le radiothérapeute. Durant le traitement, des consultations sont effectuées de façon hebdomadaire par le radiothérapeute. Elles ont pour but d'apprécier la tolérance clinique sur le plan général (poids, fatigue, état général) et sur le plan locorégional (apparition de complications locales aiguës).

Le patient est également soutenu par des psychologues et conseillé sur le plan hygiéno-diététique par une infirmière de consultation [33].

VI. Contrôle de qualité de TPS

VI.1. La réception du TPS

Des tests doivent être effectués, dès que le TPS est installé dans le service de radiothérapie, pour s'assurer qu'il est conforme aux spécifications données par le constructeur.

Ces tests concernent la vérification de l'équipement proprement dit (unité centrale, périphériques, logiciels de simulation virtuelle et de dosimétrie) et de son fonctionnement (calculs de dose et temps de calcul) pour des cas de référence (prise en compte des hétérogénéités, manque de volume diffusant...). Aucune mesure n'est nécessaire pour ces cas de référence ; il ne s'agit que d'une évaluation qualitative [32].

VI.2. La mise en service du TPS

Des tests doivent être réalisés, avant toute utilisation clinique d'un nouveau TPS ou d'une nouvelle version d'un TPS (évolution du système), afin d'évaluer quantitativement la validité des calculs de dose.

Ces tests à réaliser peuvent être définis à l'aide de la procédure de planification des traitements présentée précédemment puisqu'ils doivent couvrir l'ensemble des possibilités dosimétriques (calculs de dose) et non dosimétriques (acquisition des images, définitions anatomiques, définition des faisceaux...) des TPS.

VI.3. L'utilisation en routine clinique du TPS

Des tests périodiques, à intervalles réguliers, ont pour but de confirmer l'intégrité des périphériques utilisés comme données d'entrée (systèmes d'imageries, logiciels de transfert vers le TPS...), de vérifier les calculs de dose et de confirmer le bon fonctionnement des périphériques utilisés pour la sortie des données (imprimantes, logiciels de transfert des données vers le système de vérification puis vers l'appareil de traitement ...).

VI.4. Contrôle qualité des calculs de dose

Depuis une vingtaine d'années, de nombreux efforts ont été menés par les acteurs de la physique médicale pour adapter le contrôle qualité aux possibilités dosimétriques des TPS. Des rapports permettent d'une part, de seconder l'utilisateur dans le développement et la mise en œuvre du contrôle qualité et d'autre part, de donner une vision réaliste et complète de la charge de travail associé à ce contrôle (nombre de tests à réaliser, fréquence des tests, choix des critères d'acceptabilité...).

VI.5. Organisation du contrôle qualité

Cette organisation s'appuie sur les travaux de l'AAPM (1998). Le contrôle qualité concernant les calculs de dose consiste à comparer les distributions de dose calculées par le TPS avec des distributions de dose mesurées sous l'accélérateur linéaire.

VI.5.1. Vérification des données de base implémentées dans le TPS

L'objectif est de vérifier que le TPS est capable de reproduire précisément les données d'entrée qui sont des données expérimentales des accélérateurs du service de radiothérapie nécessaires pour effectuer les calculs de dose. Ces données proviennent, principalement, de mesures réalisées dans une cuve à eau. Ce sont généralement des courbes de rendement en profondeur, de profils de dose, de débit de dose en fonction des dimensions des champs d'irradiation et des profondeurs utilisées en clinique.

L'influence des modificateurs de faisceaux (filtre en coin, caches moulés) est également prise en compte avec des mesures additionnelles de profils de dose et de facteurs de transmission.

VI.5.2. Vérification qualitative de l'algorithme de calcul de dose

Dans ce contexte, il faut vérifier que l'algorithme de calcul est conforme aux spécifications fournies par le constructeur.

VI.5.3. Vérification quantitative des calculs de dose

On doit vérifier la validité des calculs de dose en prenant appui sur des distributions de dose pour un certain nombre de tests « simples ».

VI.5.4 Identification des limites et des performances de l'algorithme de calcul de dose

L'objectif c'est de connaître les limites de l'algorithme de calcul pour pouvoir interpréter correctement les calculs de dose pour chaque situation clinique (domaine de validité). Cela implique des tests extrêmes éloignés de la réalité clinique et des tests « simples ».

VI.5.5 Vérification dosimétrique pour des situations cliniques

La vérification de la validité des calculs de dose pour des situations cliniques combinant des hétérogénéités en 3D, des champs d'irradiation de forme complexes on Utilisant des fantômes anthropomorphiques.

Ces cinq points de contrôle précis nécessitant des outils appropriés. De fait, la vérification de ces items fait appel à des tests spécifiques qui sont étroitement corrélés aux matériels disponibles pour effectuer les tests et à l'utilisation du TPS en routine clinique. Ces tests de vérification dosimétrique peuvent être classés en deux catégories.

VII. Contrôle de la qualité de l'équipement en radiothérapie

Le but d'un programme de contrôle de la qualité est de s'assurer que les normes de fonctionnement d'une unité, qui étaient considérées comme étant acceptables au moment de la mise en service, sont maintenues le plus fidèlement possible pendant la durée de vie de l'appareil. Ainsi, les essais de contrôle de la qualité constituent habituellement des répétitions périodiques de la totalité ou d'une partie des essais d'acceptation et de mise en service [34].

VII.1. Contrôle qualité des accélérateurs

Dans un programme d'assurance qualité en radiothérapie, le premier élément est le contrôle qualité des appareils de traitement. Il repose sur une évaluation permanente et des mesures correctives de leurs performances fonctionnelles associées à une maintenance préventive, programmée périodiquement visant à éviter les distorsions de performances. C'est un travail d'équipe, effectué sous la responsabilité des physiciens, mais impliquant également des manipulateurs, des techniciens, des ingénieurs biomédicaux et les constructeurs. Les contrôles se déroulent selon trois étapes:

- La première étape intervient lors de la réception, de l'installation et avant la mise en service de l'accélérateur. Elle permet de vérifier si l'équipement considéré répond aux normes en vigueur au moment de la livraison. Les résultats de ces vérifications serviront de valeur de base pour les contrôles ultérieurs de performance.
- La deuxième étape comporte, pendant toute la durée d'utilisation de l'accélérateur, des contrôles réguliers effectués à des intervalles prédéfinis dans le programme d'assurance qualité, conformément aux règles et recommandations en vigueur. Les contrôles des accélérateurs portent sur les performances mécaniques, sur les systèmes de sécurité qui les équipent et sur la qualité des faisceaux d'irradiation.
- Le troisième volet comprend des contrôles ponctuels systématiques après chaque intervention de maintenance et/ou réparation effectuée par un des techniciens du fabricant. Ces derniers ne concernent que la partie sur la quelle porte l'intervention. Si toutefois l'intervention implique un des organes responsables de la production des faisceaux, les caractéristiques des faisceaux seront vérifiées et des nouvelles valeurs de base seront déterminées pour les systèmes de planification des traitements [35].

Les contrôles portent sur :

- La sécurité des patients et du personnel (voyants lumineux, systèmes anticollision, arrêts d'urgence, caméras vidéo, interphone etc. . . .).
- Les aspects mécaniques des appareils : centrage des collimateurs, correspondance entre les affichages mécaniques et numériques, orthogonalité et symétrie des collimateurs conventionnels et multi lames etc. . . .).
- La qualité des faisceaux : énergie, débit, homogénéité et symétrie des champs d'irradiation, pénombres etc [36].

VII.2. Contrôle qualité des équipements d'imagerie utilisés en radiothérapie

VII.2.1. Simulateurs

Le simulateur reste un moyen efficace de contrôle de la géométrie d'irradiation avant le début du traitement. Il est conçu pour reproduire les conditions géométriques de l'irradiation, et produit également des images. De ce fait, en supplément des contrôles géométriques, la qualité de ces images doit être évaluée en accord avec les recommandations établies pour l'imagerie diagnostique. Les contrôles de sécurité et de mécanique des simulateurs sont identiques à ceux qui sont à réaliser sur les accélérateurs [17].

VII.2.2. Simuloscanographes

La planification et la réalisation des traitements par irradiation externe font désormais appel à des systèmes d'imagerie numérique: les scanographes fournissent des images de bonne qualité avec un bon contraste et une résolution élevée. Ces systèmes participent soit à l'acquisition de données anatomiques indispensables lors de la planification soit aux processus de contrôle pratiqués pendant le traitement. Ils doivent également être inclus dans le programme d'assurance qualité en radiothérapie.

Les contrôles doivent porter sur la qualité des images produites et sur leurs caractéristiques géométriques. Pour cela, un certain nombre d'objets tests sont disponibles, qui permettent d'évaluer l'ensemble de ces paramètres [35].

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le Système de Planification de Traitement (TPS) en radiothérapie et son importance avant la réalisation du traitement. Nous avons décrit son principe et ses étapes de déroulement et enfin, nous expliqués le contrôle de qualité de l'équipement en radiothérapie (accélérateur, imagerie).



Chapitre IV

***Simulation d'un Système de planification de
traitement***

Introduction

Le système de planification traitement (TPS) c'est un dispositif médical composé d'un ordinateur, d'un logiciel et d'accessoires périphériques. Le TPS construit un modèle 3D virtuel du patient à traiter à partir de multiples coupes tomodensitométriques (TDM) transversales acquises en position de traitement, et éventuellement à partir de coupes provenant d'autres modalités comme l'IRM, TEP [22].

Le but du processus de planification de traitement est premièrement de simuler le dépôt de dose dans le corps du patient et d'optimiser deuxièmement la distribution de dose selon les objectifs et les contraintes cliniques qui définissent une différence entre l'irradiation de la tumeur et épargner les tissus normaux par l'utilisation du logiciel spécifique.

Chaque compagnie de fabrication des centre de traitement de cancer, construit sa propre accélérateur avec le TPS, l'algorithme de calcule des doses est intégré et inaccessible.

Il existe des logiciels libres destinés à simulé les traitements à base des méthodes Monte-Carlo pour la recherche scientifique ou l'éducation, parmi ces logiciel matRad.

Dans ce travail, on a utilisé matRad pour simuler le traitement du cancer de prostate par faisceau de photon. Ce logiciel permet de prédire la dose déposée en 3D dans la tumeur et les organes à risque environnant.

I. Le logiciel matRad

a. Vue générale

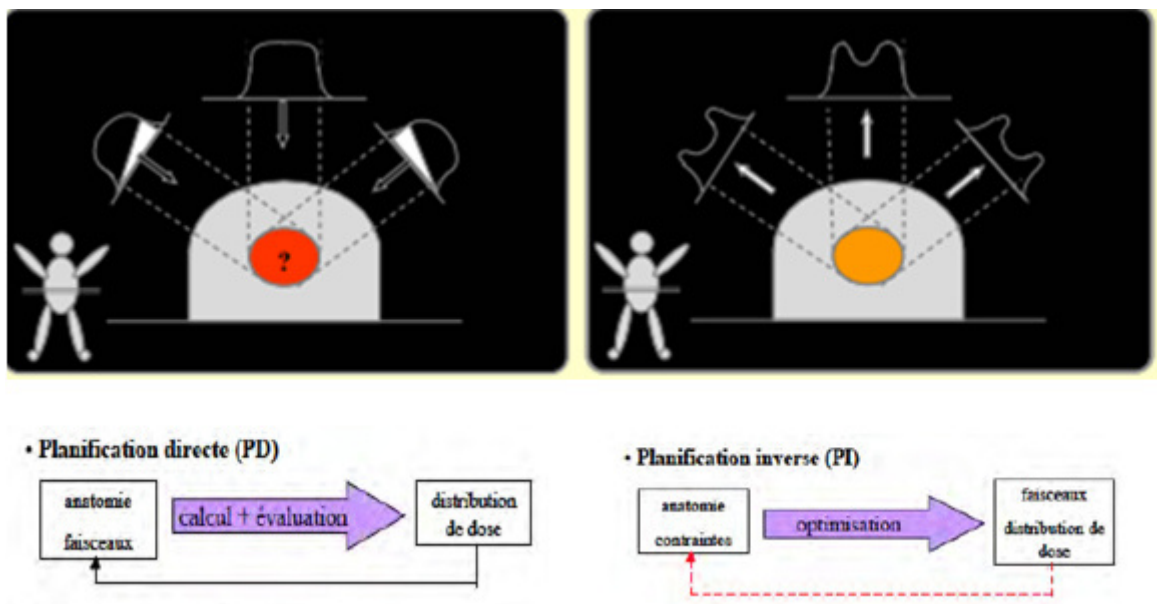
Le logiciel matRad est un logiciel gratuit, destiné pour la planification de la radiothérapie tridimensionnelle en utilisant les photons, les protons et les ions de carbone à modulation d'intensité. matRad est développé à des fins éducatives et de recherche; il est entièrement écrit en MATLAB [36]. Il présente une conception modulaire et séquentielle qui se reflète dans le script matRad. Après avoir importé vos propres données ou chargé l'un des cas fournis, on peut commencer à travailler avec les modules de calcul de dose et d'optimisation.

b. Planification inverse

Afin de délivrer une dose homogène à l'ensemble de la tumeur et protéger les organes critiques, le dosimétriste et le physicien devront trouver la bonne combinaison de faisceaux convergents. Ils vont donc, de façon itérative, faire varier dimension, position et pondération pour optimiser la distribution de la dose. Le processus d'optimisation itératif est limité par le

temps requis pour cette démarche et par les limites de l'esprit humain à imaginer différentes combinaisons possibles[33].

Dans les années '90'est développée une radiothérapie dite «conformationnelle avec modulation d'intensité» ou «Intensity-Modulated Radiation Therapy» (IMRT). Il s'agit d'une radiothérapie dans laquelle la fluence des faisceaux est modulée en cours de traitement à l'aide du collimateur multi-lames. Dès lors, une optimisation effectuée par le dosimétriste n'est plus concevable vu la multitude de paramètres modifiables. Dans ce cas, on appliquera une dosimétrie inversée (planification inverse). Elle consiste à «imposer» des objectifs de doses pour le volume et des contraintes de doses pour les organes à risques. Le logiciel de planification inverse réalise alors des calculs itératifs, basés sur les objectifs et les contraintes fixés. Il ajuste, à chaque itération, la combinaison des différents paramètres techniques pour converger vers le résultat final escompté. Ces itérations se poursuivent jusqu'à satisfaction des critères de doses spécifiés. Dès la planification terminée, cette dosimétrie prévisionnelle sera discutée avec le radiothérapeute. Lorsque plusieurs options de traitements assurent le même degré de couverture tumorale, le choix se fait en faveur du plan qui épargne au mieux les organes à risques[33].



Figure(IV.1):Planification directe et planification inverse.

II. Fonctionnement de logiciel matRad

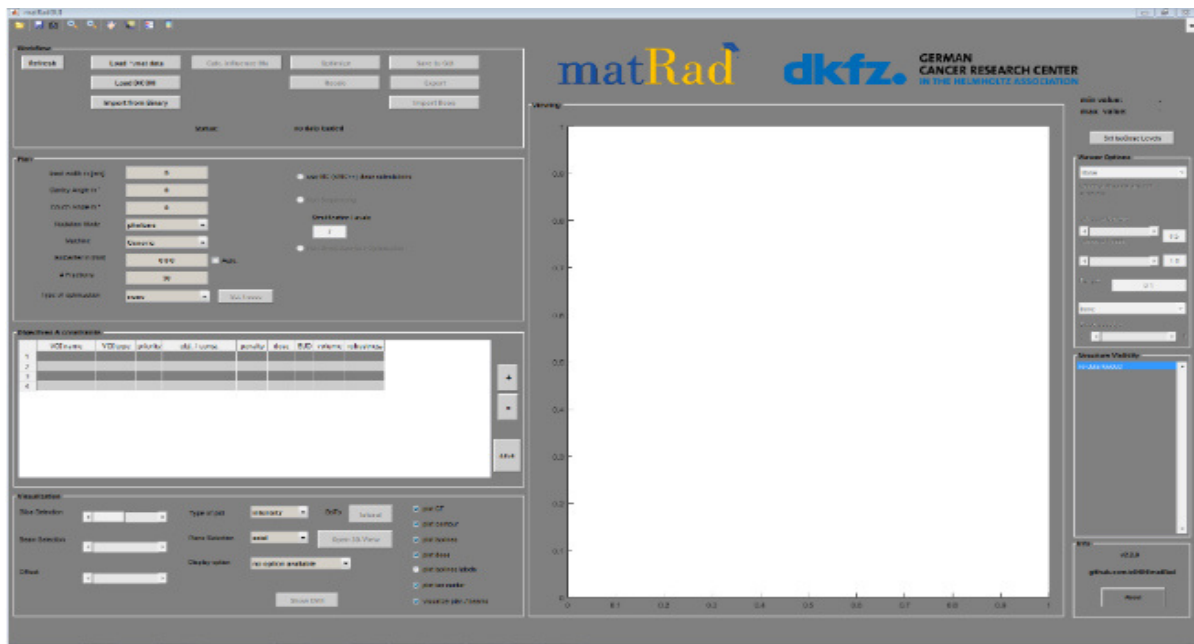
Le script matRad est exécuté à l'aide de MATLAB à partir des étapes suivant[37]:

1. Ouvrir le dossier matRad dans MATLAB

Dans le dossier matRad, il y a plusieurs fonctions MATLAB utilisées pour l'exécuter, nommées "matRad_*.m" et des fichiers (*.mat) contenant des données d'exemple de fantôme de patients. La fonction pour exécuter l'interface graphique de matRad est appelée "matRadGUI.m".

2. Démarrez l'interface graphique de matRad

L'exécution de matRad, fait démarrer l'interface graphique, la figure (IV.2) montre la visualisation de l'interface graphique.



Figure(IV.1):l'interface graphique du logiciel matRad

L'interface utilisateur graphique de matRad est regroupée en plusieurs blocs fonctionnels alors que chaque bloc s'adresse à certains aspects de la planification du traitement par exemple, la définition du plan, l'exploration des données, la définition des objectifs et des contraintes d'optimisation, etc.

3. Exécution la planification du traitement

➤ **Chargement les données patientes**

Pour charger un fantôme patient existant (fantôme cuve d'eau, prostate, foie, tête et cou et fantôme TG119), il faut le sélectionner dans la rubrique « Load *mat data ». La figure(IV.3) représente un exemple de sélection d'un fantôme patient.

On peut importer des fantômes de patient sous format DICOM (Load DICOM).

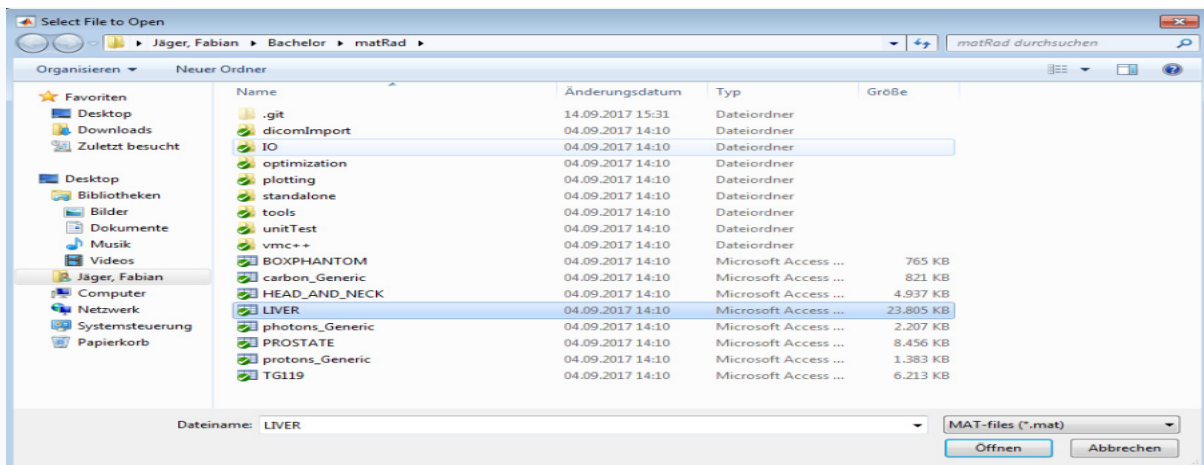


Figure (IV.2): un exemple de sélection d'un fantôme patient

Après la sélection d'un fantôme patient, les données du fantôme sont chargées dans l'interface graphique. L'image CT se visualise avec les contours des volumes d'intérêt (VOI).

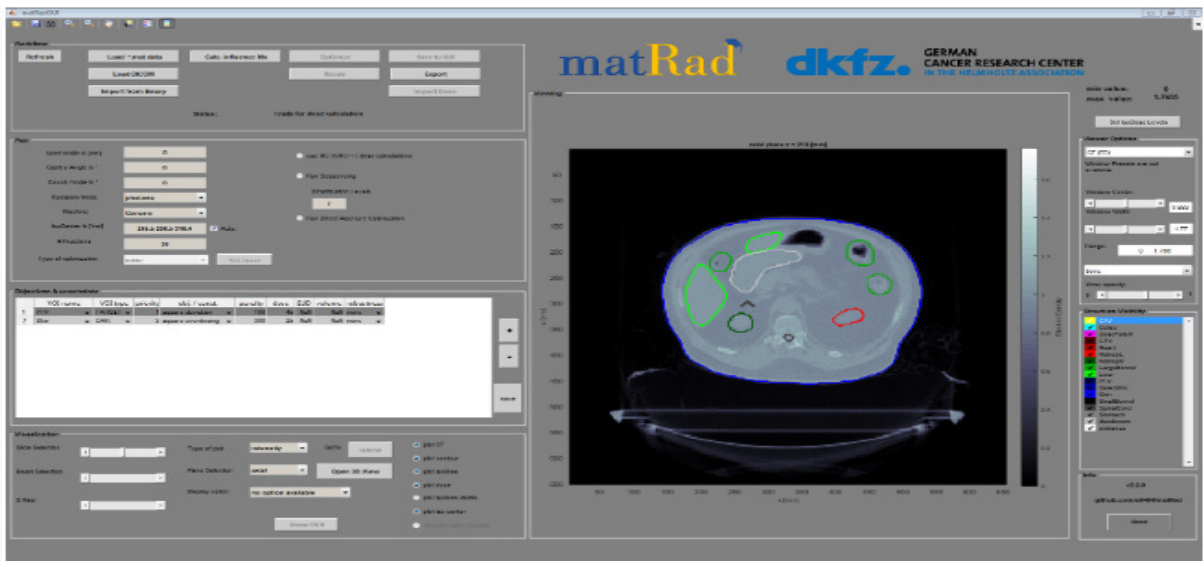
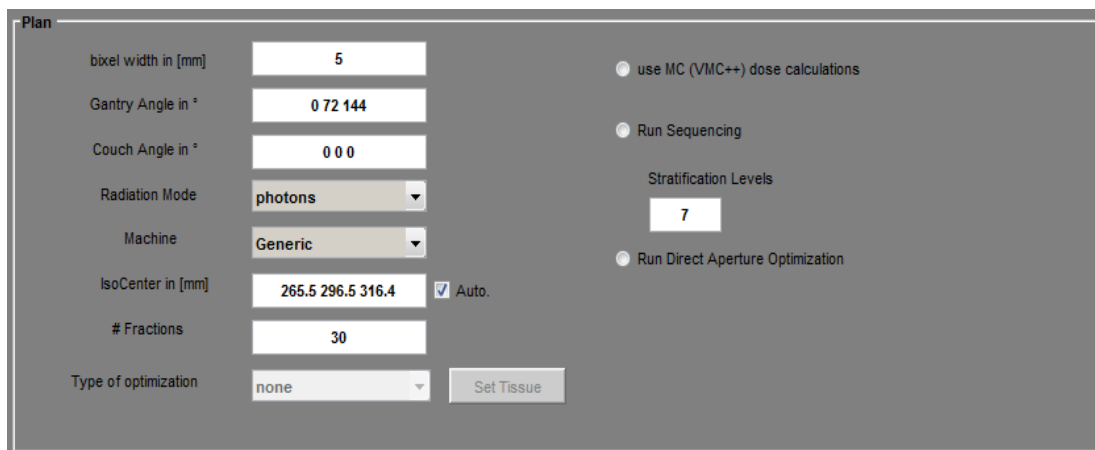


Figure (IV.3):Exemple d'un image CT et les contours des volumes d'intérêt (VOI)

➤ **Définir les paramètres du plan de traitement**

On définit les paramètres du plan de traitement suivants:

- La largeur du bixel (un élément rectangulaire de faisceau) et l'isocentre (l'intersection de L'axe de faisceau et l'axe de rotation d'accélérateur médical au centre de PTV).
- sélection des angles de faisceau (0 à 359 °).
- Sélection du mode de rayonnement (les photons, les protons et le carbone).



Figure(IV. 4): Fenêtre d'introduction des paramètres de plan de traitement

➤ **Calculer et optimiser la distribution de la dose**

Dans l'interface graphique en sélection (Calc influence Mx) puis (optimisation) pour avoir les résultats de distribution de dose finale.

On obtient la distribution de dose dans différents (VOI) sur l'image CT visualisé dans l'interface graphique figure (IV.6).