

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 tomодensitométriques (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

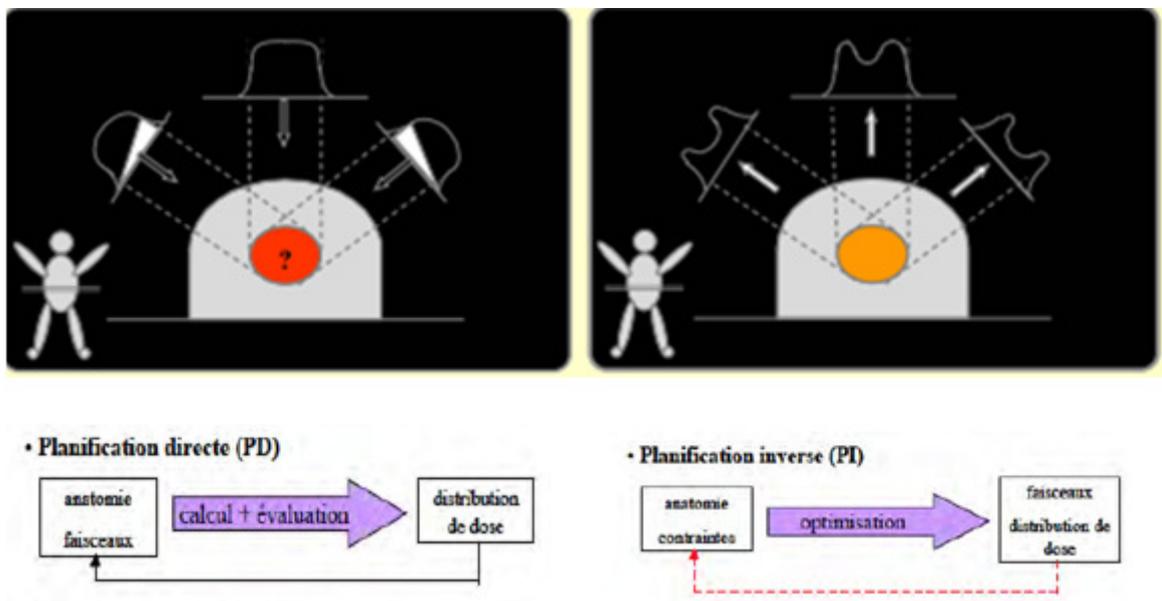
Le logiciel matRad est un logiciel gratuit, destiné pour la planification de la radiothérapie tridimensionnelle en utilisant les photons, les protons et les ions de carbone à modulation d'intensité. matRad est développé à des fins éducatives et de recherche; il est entièrement écrit en MATLAB [36]. Il 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

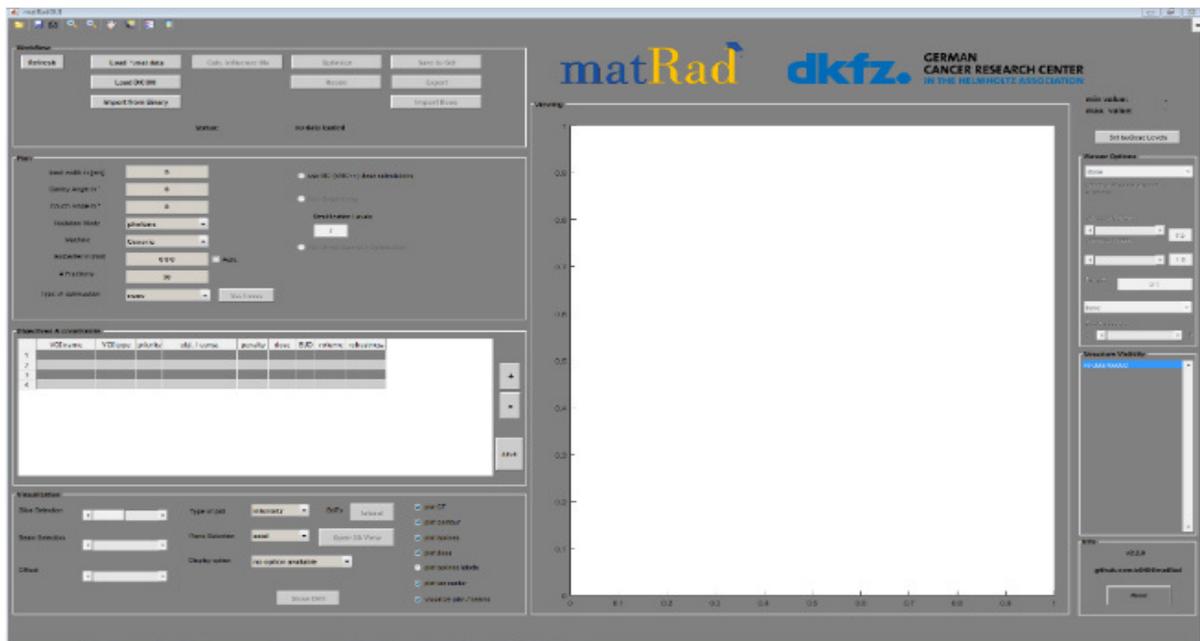
Le script matRad est exécuté à l'aide de MATLAB à partir des étapes suivant[37]:

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).

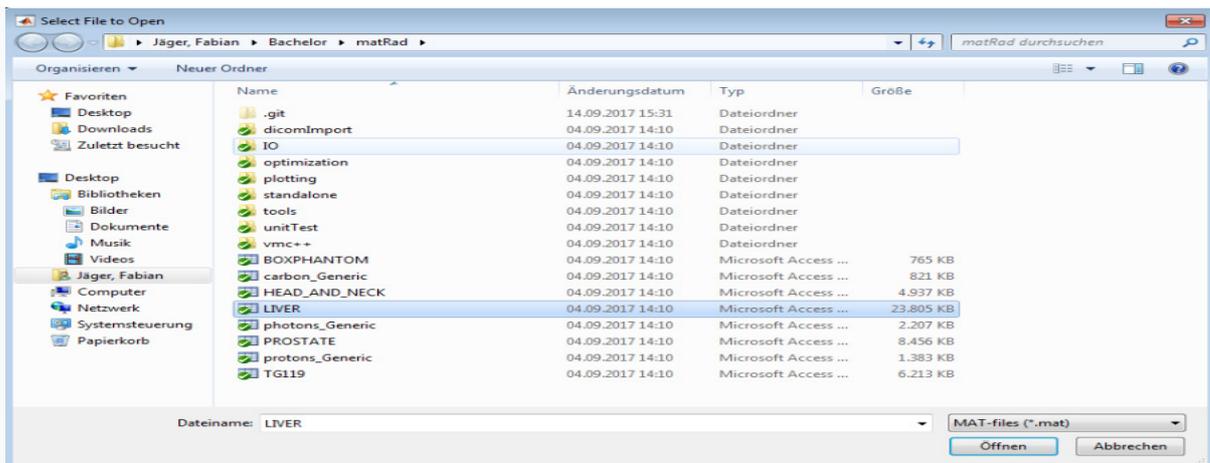


Figure (IV.2): un exemple de sélection d'un fantôme patient

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).

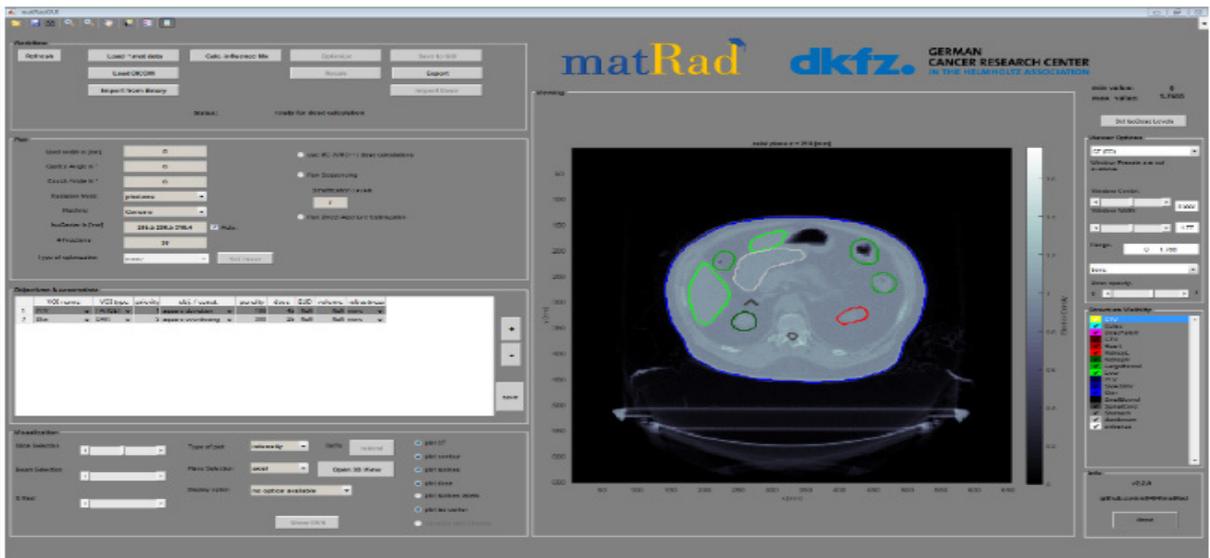
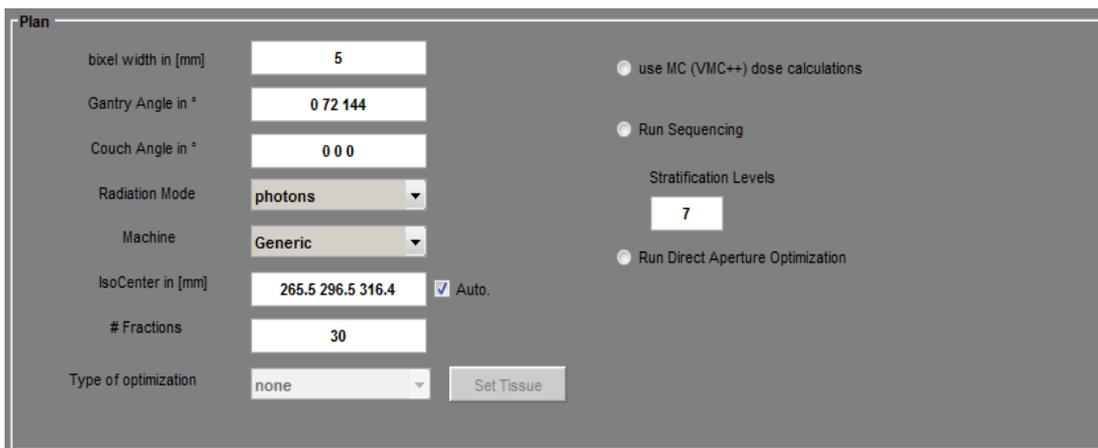


Figure (IV.3):Exemple d'un image CT et les contours des volumes d'intérêt (VOI)

➤ **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).

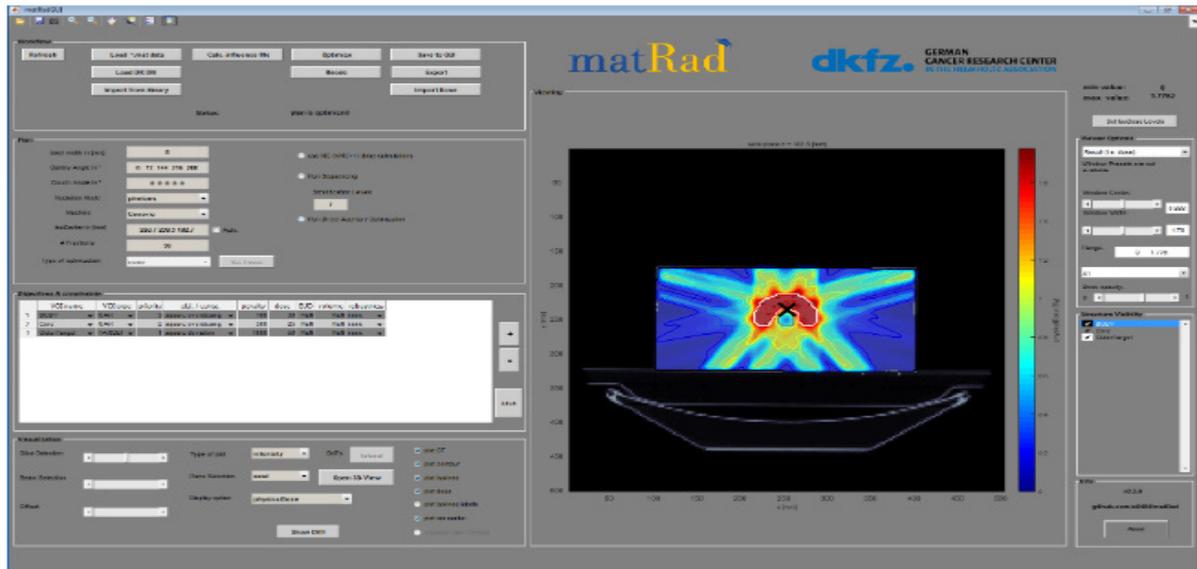


Figure (IV.5): Exemple la distribution de dose résultante

matRad peut calculé le DVH de tous les VOI qui indique la qualité (qui contient la dose moyenne / max / min) pour chaque VOI.

III. Simulation du plan de traitement d'un cancer de prostate par matRad

Le cancer de la prostate est l'une des principales de causes de décès dans le monde. Il existe différentes méthodes de traitement du cancer, telles que la chirurgie, la chimiothérapie et la radiothérapie, mais la radiothérapie est l'un des traitements préférés du cancer de la prostate.

En radiothérapie on prescrit une dose sur un volume avec un nombre de fractions ou séance précis dans un temps donné (étalement). La dose biologique efficace dépend de la dose totale mais aussi de la dose par séance et de la durée du traitement. En radiothérapie prostatique la dose par séance est de 1,8 à 2Gy/séance pour une dose totale de 70 à 76Gy étalé sur sept à huit semaines de traitement [38].

Dans ce travail, nous procéderons à la planification de traitement d'un cancer de prostate par le logiciel matRad. Pour ce faire nous poursuivrons les étapes indiqués au paragraphe (II).

Les données fantôme du patient (image scannée de la prostate) sont importées à l'interface graphique du matRad(figure IV.7).

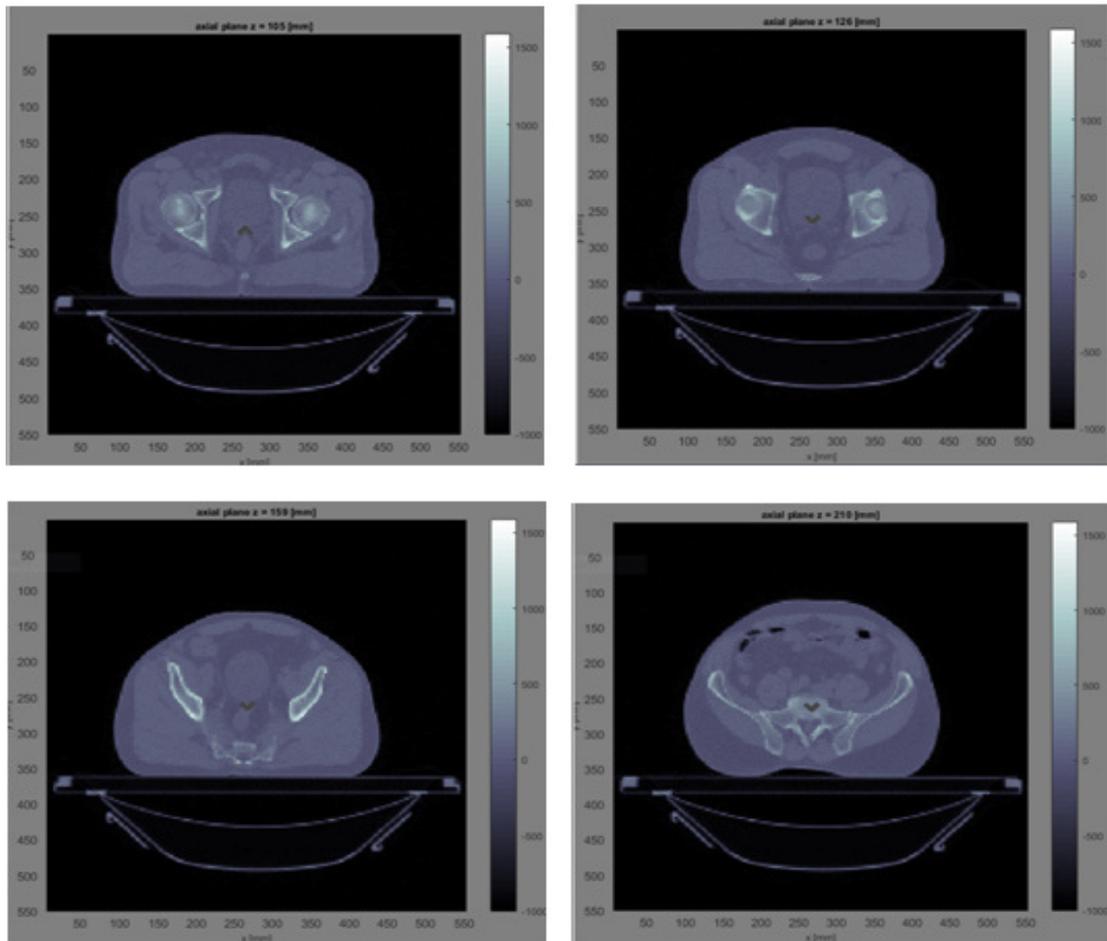


Figure (IV.6): Image radiographique d'un CT de la prostate

Cette image va être utilisée pour déterminer la distribution de dose dans les organes cibles à irradier et les organes à risque au voisinage des organes cibles. matRad réalise le « contourage » de l'ensemble de ces organes.

La figure (IV.8) représente le « contourage » des volumes cibles à irradier et les organes avoisinant le organe cible (prostate).

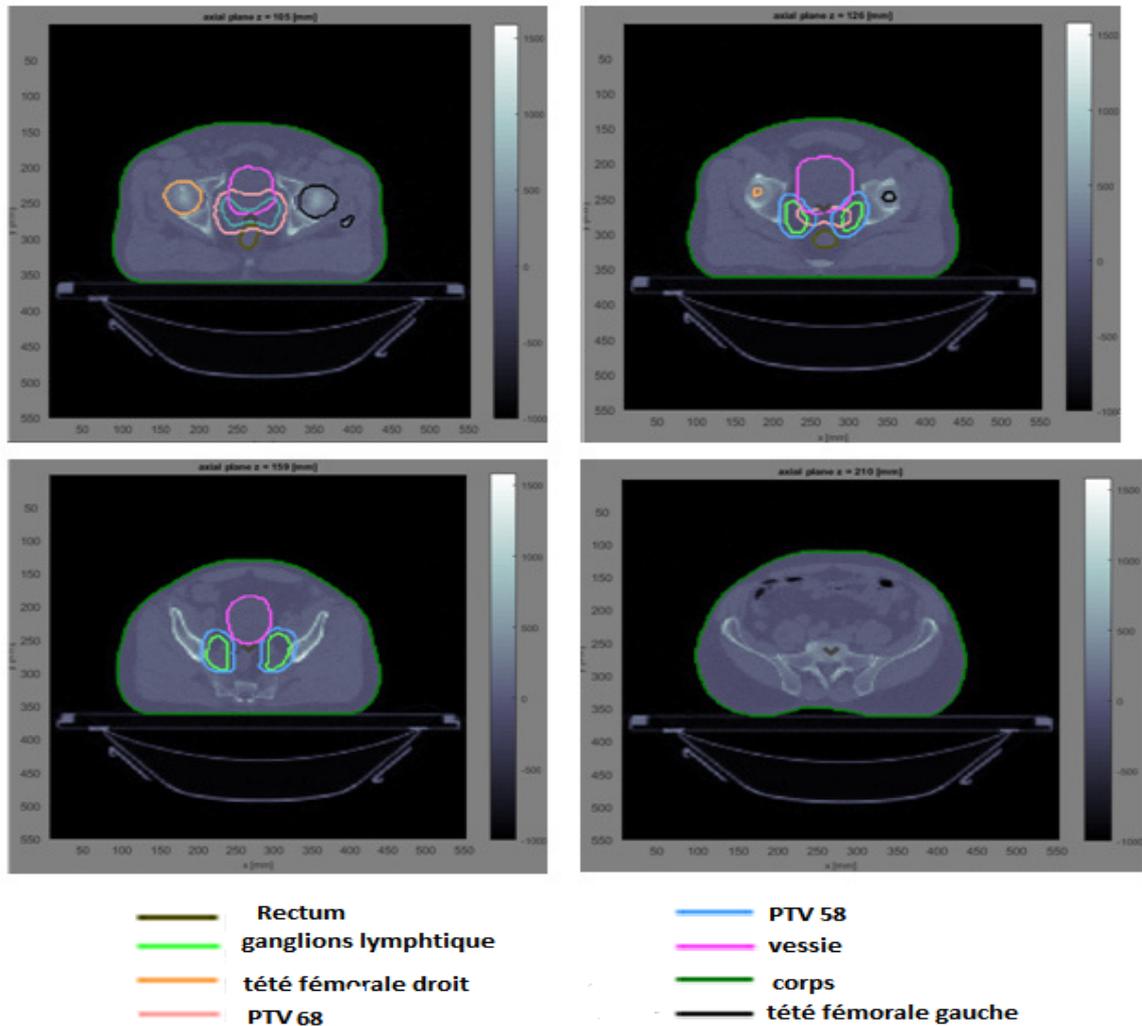


Figure (IV.7): «Contourage» des volumes cibles à irradier et des organe avoisinant le organe cible (prostate)

Les organes à risque (OAR), Parmi le rectum et la vessie sont les organes les plus importants et les plus proches de la prostate. Il y a donc une forte probabilité qu'ils se retrouvent traversés par les faisceaux d'irradiation. Les têtes fémorales et le corps peuvent aussi être concernées. Un volume précis à traiter est défini, il est basé sur le volume tumoral et inclut une marge suffisante pour prendre en compte notamment les mouvements prostatiques attendus ou observés, cette marge permet d'assurer la couverture de dose à la tumeur. Ce principe de volume tumoral et de marge est calculé lors de la planification dosimétrique.

On précise à la fin de l'étape de contourage la dose et le fractionnement souhaité pour chaque volume cible défini. Où il existe pour chaque organe à risque des doses moyennes ou maximales à ne pas dépasser (radioprotection). Par exemple, la dose reçue par le rectum doit être inférieure à [38] :

- 50Gy dans 50 % du volume rectum ;
- 70Gy dans 25 % du volume rectum ;
- 74Gy dans 5 % du volume rectum ;
- dose maximale à ne pas dépasser à 76Gy.

III.1. Calcul de la distribution de doses

Après avoir défini les organes et les volumes cible et les organes voisinage. nous avons réalisés des simulations de distribution de dose pour de plan de traitement de la prostate pour obtenir une répartition de dose convenable sur les structures définies à l'aide matRad.

Nous avons utilisé les paramètres d'irradiation suivante:

- largeur de bixel : 5 mm,
- Le mode de rayonnement : photons,
- Les angles d'irradiation: 90et270 degrés,
- Le nombre de faisceaux utilisés pour l'irradiation : 2 faisceaux,
- Le nombre de fractions : 30 fractions.

Les résultats du calcul par matRad de la distribution de doses dans la tumeur et dans les organes à risque est présents sur la figure (IV.6).

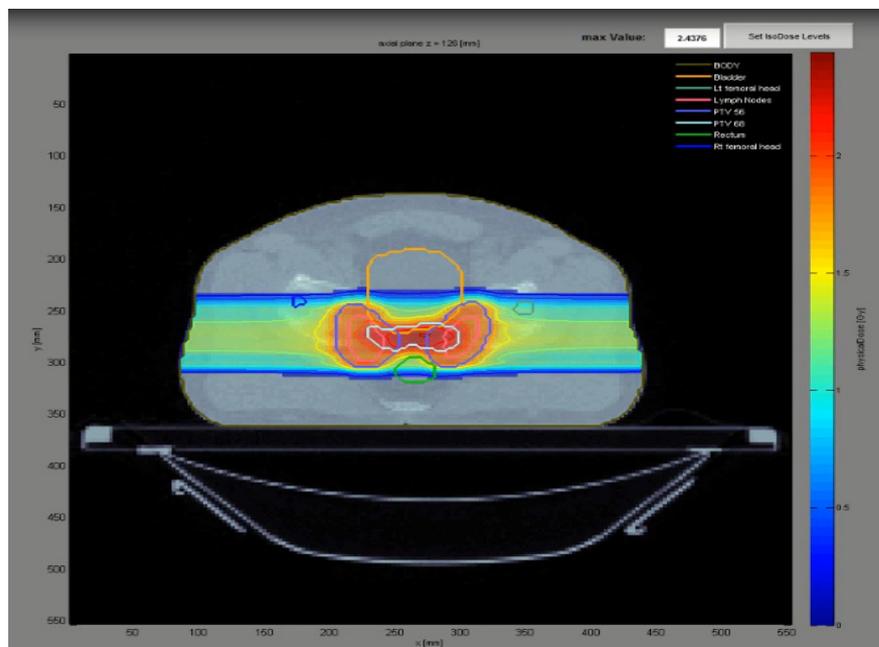


Figure (IV.8): Distribution de doses dans la tumeur et dans les organes à risque calculée par matRad

Afin de vérifier que le plan de traitement proposé par le TPS satisfait au mieux les contraintes médicales préétablies, des évaluations qualitatives et quantitatives de la distribution de dose sont nécessaires[39].

D'un point de vue quantitatif, l'évaluation de l'histogramme dose volume (HDV) est envisagée. La Figure(IV.10) représente un HDV d'une seule fraction.

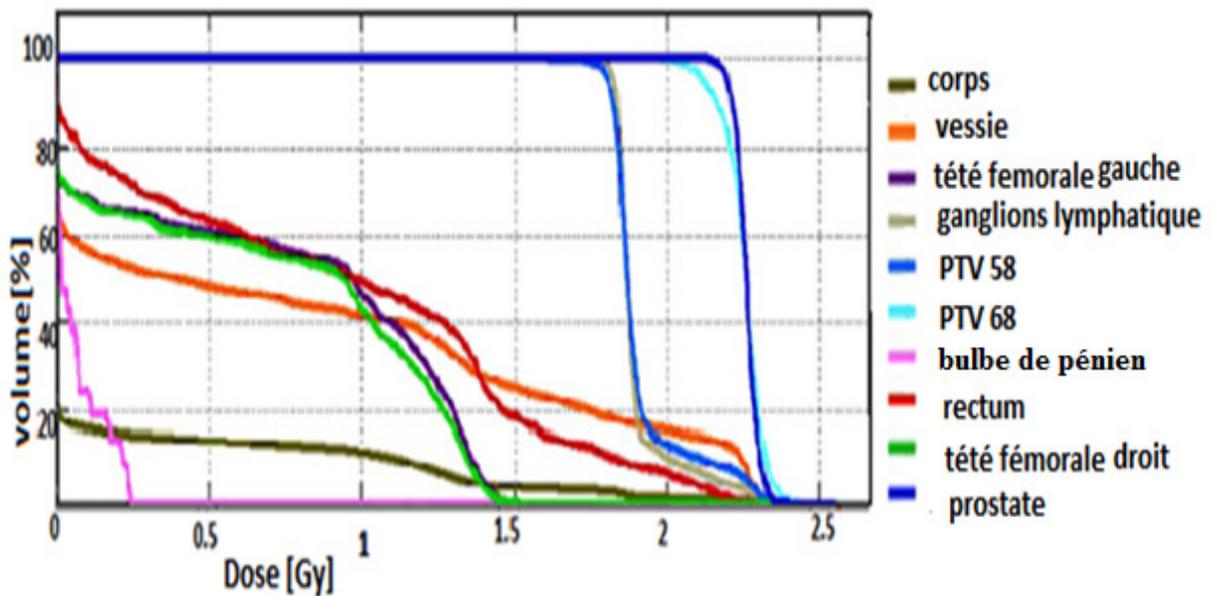


Figure (IV.9): Histogramme dose volume (DVH)

Le HDV comprend généralement l'ensemble des structures (volumes cibles et organes à risque) et des objectifs d'intérêt dans le plan de radiothérapie, chaque courbe représente une structure spécifique.

Chaque point d'une courbe représente le pourcentage en volume de la structure associée e recevant une dose au moins égale à la dose lue en abscisse.

les valeur de la dose dans chaque volume d'intérêt est représenté dans le tableau (IV.2).

	D50	Dmax	Dmin	D2	D5	D98	D95	V1Gy	V2Gy
Corps	0.1893	2.4376	0	1.8547	1.3321	0	0	0.1115	0.0113
Vessie	0.8075	2.4376	0	2.3065	2.2766	0	0	0.4214	0.1607
Tête fémorale gauche	0.7279	1.5047	0	1.4305	1.3949	0	0	0.4670	0
Ganglions lymphatiques	1.8968	2.3661	1.7607	2.2791	2.1650	1.8110	1.8248	1	0.1017
PTV56	1.9081	2.3729	1.4385	2.3050	2.2654	1.7792	1.8062	1	0.1285
PTV68	2.2518	2.4376	1.8791	2.3703	2.3445	2.0711	2.1172	1	0.9968
bulbe de pénien	0.0586	0.2400	0	0.2317	0.2284	0	0	0	0
Rectum	0.8997	2.2913	0	2.1656	2.0661	0	0	0.4960	0.0658
Tête fémorale droit	0.6991	1.5104	0	1.4174	1.3812	0	0	0.4334	0
Prostate	2.2604	2.4029	2.1233	2.3354	2.3208	2.1775	2.1985	1	1

Tableau(IV.1) : Paramètres dosimétriques des volumes cibles et des OAR.

D'après le tableau (IV.1) obtenu, on remarque que les doses reçues par chaque organe sont inférieure aux doses limite à ne pas dépasser. Par exemple on remarque que les doses maximales reçues par chaque organe sont inférieure aux doses maximales à ne pas dépasser; qui est environ 2.33 à 2.53 Gy pour une seule fraction.

Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons utilisé le logiciel matRad pour simuler la planification de traitement d'un tumeur dans la prostate par deux faisceaux de photon avec des angles d'irradiation de 90° et 270° avec 30 fractions nous avons obtenu la distribution de la dose dans chaque volume d'intérêt(organe). on a montré que les doses reçues par chaque organe sont inférieure aux doses limite.



Conclusion générale

Conclusion générale

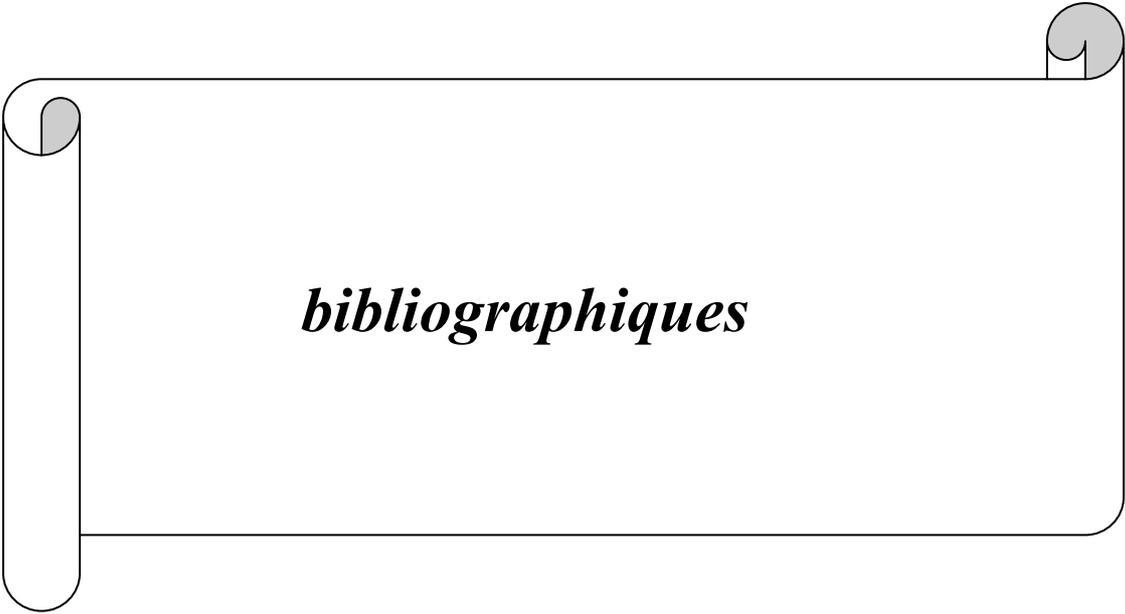
La radiothérapie est une technique de traitement du cancer dont un des principes est de détruire les cellules tumorales avec préservant au maximum les tissus sains. Le mode opératoire nécessite une connaissance morphologique de la tumeur ainsi que sa localisation précise dans l'organisme du patient. Ces informations sont obtenues à partir d'images issues d'un scanner ou encore d'images obtenues par résonance magnétique (IRM). L'objectif thérapeutique est défini par un radiothérapeute en obtenir la meilleure répartition de dose possible. Radiothérapie nécessite de disposer d'un logiciel de planification de traitement (TPS).

Le TPS est composé d'un algorithme de calcul de dose et d'une méthode d'optimisation. L'objectif est de planifier le traitement afin de délivrer la dose à la tumeur tout en sauvegardant les tissus sains et sensibles environnant. La planification des traitements consiste à déterminer les paramètres d'irradiation les mieux adaptés au patient.

Il existe plusieurs logiciels destinés pour simuler la planification de certains traitements parmi ces logiciels matRad écrit en MATLAB. matRad est un logiciel libre destiné pour la formation et la recherche dans le domaine médical, il prend en charge le traitement la planification des photons, protons et ions carbone.

Dans ce travail, nous avons utilisé matRad pour simuler la planification de traitement de prostate par deux faisceaux de photon avec des angles d'irradiation de 90° et 270° avec 30 fractions. Le but est d'obtenir la meilleure répartition de dose possible. Pour d'obtenir une meilleure contrôle tumoral et aussi obtenir une meilleure protection d'organe voisinage.

nous avons déterminé la dose déposée dans la tumeur et organe à risque, le DVH montre les volumes de dose dans chaque organe cette TPS satisfait au traitement de prostate puisque la dose dans la tumeur dans les limites prévues et la dose dans les organes à risque sont dans les limites à ne pas dépasser.



bibliographiques

- [1] D. EL hadj et L .Meherchi « système de double calcul dosimétrique »Mémoire, université Abou Bekr Belkaid Tlemcen 2010-2011.
- [2] Ounoughi. N « Dosimétrie d'un faisceau de rayons X ultra-mous par chambre d'ionisation à parois d'air en vue de l'étude des dégâts produits sur l'ADN. », thèse doctorat, université de Jijel, (2010).
- [3] Arbi .M « caractérisation d'un niveau capteur de rayonnement gamma a base de verre », mémoire pour obtenir du diplôme de master, université du 7 novembre à Carthage, (2007).
- [4] Saadia Benhalouche « Simulation Monte Carlo GATE en radiothérapie pour des faisceaux complexes et dynamiques en IMRT » Thèse de doctorat de laboratoire de traitement de l'information Médical, école doctorale ED SICMA ,université de Bretagne occidentale, 2014 .
- [5] A.Nachab « Etudes expérimentales et modélisations Monte Carlo de l'auto-absorption gamma et de la dosimétrie active par capteurs CMOS » Thèse de doctorat, Université de Louis Pasteur-Strasbourg I et L'Université de Chouaib Doukkali El Jadida, Maroc (2003).
- [6] Aline Selmi «L'influence des impuretés sur les coefficients des transports » MEMOIRE DE MASTERE, UNIVERSITÉ TUNIS-EL MANAR le, juin 2011,
- [7] Asma Barbouchi « Simulation monte Carlo des techniques de tomographie en utilisant la plate-forme gate »Mémoire, université de Tunis el Manar, (2006-2007).
- [8] Job Board .Press .Blog. People .Papers .Perms .Privacy .Copyright, Interaction d'un photon avec la matière (phénomènes élémentaires) effet 12,4eV, centre de préparation aux concours paramédicaux.pdf.
- [9] CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER, Personne compétente en radioprotection .Principes de radioprotection-réglementation.EDP Sciences 2007.France. ISBN : 978-2-86883-948-0.
- [10] Benlakhdar Fatiha « Etude de l'effet des nanomatériaux sur l'absorption des rayonnements dans un tissu biologique » Thèse de doctorat, USTO-MB. Oran, 2017/2018

- [11] M. BENSENANE Yacine. M. OURAIBA Mohammed Amin. « Utilisation de la Radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires » .Projet de Fin d'Etudes Pour l'Obtention du Diplôme de Master en Physique Médicale, Université ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEM le 08 Octobre 2011 Devant les membres de jury,
- [12] Julien ROUPIE « Contribution à l'étude de l'émission électronique sous impact d'électrons de basse énergie ($\leq 1\text{keV}$) : application à l'aluminium »Thèse de doctorat, université de Toulouse lundi 18 février 2013
- [13] ERVIN. B.PODGORSK "Radiation Physics for Médical Physicists". Edition: Springer, 2ème édition (2010), ISBN 978-3-642-00874-0.
- [14] AKEI. F « mesure par spectrométrie gamma à bas bruit de fond de l'activité spécifique des éléments radioactifs présents dans l'environnement .Application aux matériaux de construction »magister, université Mentouri Constantine, (2008).
- [15] AISSANI Marwa YAHOUNI Imène « Dosimétrie des photons de haute énergie » Mémoire, université Abou Bekr Belkaid Tlemcen 2010-2011.
- [16] KSOURI Wassim «Etude et réalisation des références dosimétriques nationales en termes de kerma dans l'air pour les faisceaux de rayons X de basses et moyennes énergies » Thèse de doctorat, université de Nice-Sophia Antipolis, le 5 décembre 2008.
- [17] Benseddik Med El Amine et Oumansour Med El Amine « Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur –procédure et application » Mémoire université de Tlemcen, le 29 septembre 2016.
- [18] Pierre-Yves Bondiau « Mise en oeuvre et évaluation d'outils de fusion d'image en radiothérapie » thèse doctorat, Université de Nice-Sophia Antipolis, le 9 Octobre 2008.
- [19] Jean-Noël BADEL « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise » Thèse de Doctorat de l'école doctorale : EEA, 09 Décembre 2009.

[20] Sara BEILLA « Modélisation Monte-Carlo d'un accélérateur linéaire pour la prise en compte des densités pulmonaires dans le calcul de la dose absorbée en Radiothérapie Stéréotaxique » Thèse de Doctorat, Université Toulouse ,2006.

[21] Chamberlain francis djoumessi zamo « modélisation par méthodes monte Carlo de l'espace des phases d'un Faisceau de photons en Radiothérapie, Mémoire de master 2 Physique Médicale 2006.

[22] Yassine Ben Hdech « Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par simulations Monte-Carlo PENELOPE » Thèse de Doctorat, Université de Nantes, 2011.

[23]MARC DELAPERRIÈRE « Primus basic functional description». SIEMENS AG MEDICAL SOLUTIONS CS TSC2.

[24] SALLAI Nabahat « Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire d'électron. » Mémoire pour l'obtention du diplôme de master en physique Médicale option : radioprotection et imagerie médicales, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, en Décembre 2011.

[25] Cheick Oumar THIAM « Simulation Monte Carlo de l'accélérateur linéaire clinique SL-ELEKTA Etude dosimétrique dans un fantôme d'eau » Rapport de stage, Université blaise pascal ,2003.

[26] Fabbro Robin « Modélisation d'un accélérateur linéaire clinique en vue de l'exploitation d'un détecteur à transmission dédié au contrôle qualité en radiothérapie » Thèse de Doctorat, Université Grenoble alpes, 2018.

[27] David BENOIT « Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux » Thèse de Doctorat III - Paul Sabatier, Université Toulouse, 2008.

[28] Yann PERROT « Évaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes voxélisés en utilisant la plateforme de simulation Monte

Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de grille » Thèse de Doctorat, 2011.

[29] Talal ABDUL HADI « La mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la Radiochirurgie » Thèse de Doctorat, Université Toulouse le mercredi 24/05/2017.

[30] Followill, D.S., Taylor, R.C., Tello, V.M., Hanson, W.F., An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, Med. Phys. 25 (1998) 1202–1205.

[31] Libor MAKOVICKA « Détermination des données dosimétriques de base et évaluation des systèmes de planification de traitement » Thèse de Doctorat, Université PARIC-SUD, 2014

[32] KALLOUCHE Hidayet BOUCHIKHI Asma « Les Tests d'acceptance Du Système De Planification Du Traitement En Radiothérapie Externe » Mémoire, Université des sciences et de la technologie ABOU BAKR BELKAID, 2011.

[33] E. Lennerts , P. Coucke « LA RADIOTHÉRAPIE : le parcours du patient, de l'information au traitement » Rev Med Liège 2014; 69 : Supp. I : 3-8

[34] Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie .Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie. 2015.

[35] Dr Bruno CHAUVET. Pr Jean-Jacques MAZERON, « livre blanc de la radiothérapie en France ». Société française de radiothérapie oncologique. (2013).

[36] Hans-Peter Wieser., Niklas Wahl., Eduardo Antonio Cisternas Jiménez., Thomas Klinge. « Development of the open-source dose calculation and optimization toolkit matRad», Medical Physics · April 2017:25-29.

[37] <https://github.com/e0404/matRad/wiki/How-to-execute-matRadGUI>.

[38] <https://www.urofrance.org/base-bibliographique/radiotherapie-conformationnelle-du-cancer-de-prostate#fig0025>.

[39] Mingchao YANG «Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide »Thèse de doctorat, Université PARIS-SUD,2014.

Résumé

En radiothérapie, il est indispensable d'avoir une connaissance précise de la dose délivrée dans le volume cible et dans les organes à risque avoisinants. Pour être utilisables cliniquement, les modèles de calcul doivent tenir compte des caractéristiques exactes des faisceaux utilisés et des densités des tissus.

Nous avons utilisé le logiciel matRad pour simuler la planification du traitement du cancer de prostate par deux faisceaux de photon avec des angles d'irradiation de 90 et 270 degrés avec 30 fractions. Ce logiciel permet de prédire la dose déposée en 3D dans la tumeur et les organes à risque environnant.

Nous avons déterminé la dose déposée dans la tumeur et organe à risque, le DVH montre les valeurs de dose dans chaque organe. cet TPS satisfait au traitement de prostate puisque la dose dans la tumeur est dans les limites prévues et la dose dans les organes à risque sont dans les limites à ne pas dépasser.

Abstract

In radiotherapy, it is essential to have precise knowledge of the dose delivered to the target volume and to neighboring organs at risk. To be clinically usable, the computational models must take into account the exact characteristics of the bundles used and the tissue densities.

We used matRad software to simulate prostate cancer treatment planning by two photon beams with irradiation angles of 90 and 270 degrees with 30 fractions. This software makes it possible to predict the dose deposited in 3D in the tumor and the surrounding organs at risk.

We determined the dose deposited in the tumor and the organ at risk, the DVH shows the dose values in each organ. this TPS satisfies the treatment of the prostate since the dose in the tumor is within the expected limits and the dose in the organs at risk are within the limits not to be exceeded.