
Dosimétrie interfractionnelle sur base de l'imagerie CBCT

Auteur : Johnston, Noémie

Promoteur(s) : Baart, Véronique; Henry, Pascal

Faculté : Faculté des Sciences

Diplôme : Master en sciences physiques, à finalité spécialisée en radiophysique médicale

Année académique : 2019-2020

URI/URL : <http://hdl.handle.net/2268.2/10082>

Avertissement à l'attention des usagers :

Tous les documents placés en accès ouvert sur le site le site MatheO sont protégés par le droit d'auteur. Conformément aux principes énoncés par la "Budapest Open Access Initiative"(BOAI, 2002), l'utilisateur du site peut lire, télécharger, copier, transmettre, imprimer, chercher ou faire un lien vers le texte intégral de ces documents, les disséquer pour les indexer, s'en servir de données pour un logiciel, ou s'en servir à toute autre fin légale (ou prévue par la réglementation relative au droit d'auteur). Toute utilisation du document à des fins commerciales est strictement interdite.

Par ailleurs, l'utilisateur s'engage à respecter les droits moraux de l'auteur, principalement le droit à l'intégrité de l'oeuvre et le droit de paternité et ce dans toute utilisation que l'utilisateur entreprend. Ainsi, à titre d'exemple, lorsqu'il reproduira un document par extrait ou dans son intégralité, l'utilisateur citera de manière complète les sources telles que mentionnées ci-dessus. Toute utilisation non explicitement autorisée ci-avant (telle que par exemple, la modification du document ou son résumé) nécessite l'autorisation préalable et expresse des auteurs ou de leurs ayants droit.



FACULTÉ DES SCIENCES - DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE

MÉMOIRE DE MASTER EN PHYSIQUE MÉDICALE

Dosimétrie interfractionnelle sur base de l'imagerie CBCT

JOHNSTON NOÉMIE
Année académique 2019-2020

Promoteur : PASCAL HENRY
Copromoteur : VÉRONIQUE BAART

Remerciement

Avant d'entrer dans le vif du sujet, je tiens à remercier mon promoteur de mémoire Monsieur Pascal Henry pour son aide, indispensable pour la réalisation de ce mémoire, et pour tout le temps qu'il m'a consacré.

J'aimerais aussi remercier ma copromotrice Madame Véronique Baart pour ses conseils précieux et pour m'avoir intégrée au sein de l'équipe des physiciens du service de radiothérapie du CHU de Liège pour la durée du mémoire.

Merci à toute l'équipe de radiothérapie du CHU de Liège, qui m'a chaleureusement accueillie pendant ces plusieurs mois de travail et merci à tous ceux au sein de ce service qui m'ont aidé à trouver les réponses à mes interrogations. Je voudrais aussi remercier l'équipe de physiciens en radiothérapie, qui n'ont jamais hésité à prendre le temps de répondre à mes questions.

Merci à mes lecteurs, ainsi qu'au président du jury, pour la lecture et l'évaluation de ce travail.

Finalement j'aimerais remercier mes proches et mes amis pour leur soutien moral tout au long de ce travail.

Résumé

But : Le but de cette étude est d'évaluer le calcul de dose à partir des images CBCT et dans le cas de changements anatomiques, de trouver des seuils à partir desquels une resimulation est nécessaire, pour les modalités ORL, poumon, sein et pelvis.

Méthode : Nous avons évalué la dose sur des images de 3 fantômes anthropomorphiques, ainsi que sur 21 patients, pour les 4 modalités citées ci-dessus.

Afin d'atteindre cet objectif, nous avons établi une concordance entre unités HU CBCT et densités massiques à l'aide d'un tableau de conversion fournie par *Raystation*. Ce tableau permet de convertir les unités HU en 7 densités fixes.

Après obtention des densités massiques, nous avons enregistré les images CBCT sur les images CT en utilisant les déplacements effectués par les infirmiers lors du traitement. Nous avons copié les différentes structures depuis le CT vers le CBCT par registration rigide et nous avons réadapté l'external à la nouvelle géométrie du patient. Finalement nous avons effectué le calcul de dose.

Résultats : Dans le cas des fantômes anthropomorphiques, ainsi que des patients où la géométrie n'a pas changé de façon significative au cours des fractions, nous avons pu observer une bonne estimation de la dose à partir des images CBCT. Ce calcul de dose nous a aussi permis de mettre en évidence des problèmes de positionnement et des changements anatomiques.

Conclusion : L'outil de calcul de dose sur base d'images CBCT de *Raystation* permet d'évaluer correctement la dose lorsque la géométrie du patient ne change pas. Dans le cas contraire il est beaucoup plus difficile d'en extraire des informations dosimétriques, car la définition des différentes structures n'est plus forcément correcte et il est très difficile de définir des seuils applicables à tous les patients. Malgré cela, cet outil permet d'extraire des informations anatomiques et des informations sur le positionnement.

Table des matières

1	Introduction	9
2	IGRT	10
2.1	IGRT au CHU de Liège	12
3	CT de simulation	13
4	Systèmes d'imagerie embarqués	15
5	Cone beam CT	16
5.1	Détecteur du CBCT	17
5.2	Reconstruction	17
5.3	Problèmes liés au CBCT	19
6	Radiothérapie adaptative	21
6.1	Le CBCT en tant qu'outil pour l'ART	22
7	Matériels	23
7.1	Accélérateurs linéaires	23
7.2	iViewGT TM - Elekta	23
7.3	Générateur kV <i>Sedecal</i> 40 kW et XVI - Elekta	23
7.4	Fantômes	24
7.5	CT de simulation	26
7.6	Système de planification de traitement	27
8	Méthodes	28
8.1	Courbe de calibration entre unités Hounsfield et les densités du CT de simulation	28
8.2	Contrôle de qualité du CBCT	28
8.3	Reproductibilité des unités Hounsfield pour le CBCT	29
8.4	Table de concordance HU CBCT et densité massique	30
8.5	Comparaison des densités CT et CBCT	31
8.6	Estimation de la dose	32
9	Courbes de calibration du CT	37
10	Constances des nombres CBCT	38
11	Densité CBCT vs densité CT	40
12	Calcul de dose sur les images CBCT	41

		2
12.1	Etude sur fantômes anthropomorphiques	41
12.2	Etude sur patients	46
13	Matériels	62
14	Résultats	63
14.1	Constance des nombres CBCT	63
14.2	Densité CBCT vs densité CT	63
14.3	Calcul de dose sur les images CBCT	63

Table des figures

1	Coregistration dans la région ORL	12
2	Coregistration en présence de clips	13
3	Coefficient massique en fonction de l'énergie	15
4	CBCT et CT	17
5	Détecteur plan FPI	17
6	Artéfacts en anneau	20
7	Artéfacts du CBCT liés au mouvement	21
8	Coupe transversale du filtre Bowtie F1	24
9	Fantôme crâne	25
10	Fantôme CIRS	26
11	Outil de table de conversion <i>Raystation</i>	28
12	CATPHAN®600	29
13	Tranche d'uniformité	29
14	Exemple d'un tableau de conversion HU CBCT - densité massique dans <i>Raystation</i>	31
15	Plan de traitement pour le poumon	33
16	Plan de traitement pour la région ORL	33
17	Plan de traitement pour le fantôme pelvis	34
18	Attribution automatique des densités (CBCT)	34
19	Attribution manuelle des densités (CBCT)	34
20	CBCT du fantôme pelvis avec un bolus de 3mm	35
21	CBCT du fantôme pelvis avec un bolus de 8mm	35
22	CBCT du fantôme pelvis avec un bolus de 5mm	35
23	Sein classique 3D-CRT	35
24	Sein VMAT sans bolus virtuel	35
25	Sein VMAT avec bolus virtuel	35
26	Courbe de calibration de référence pour une tension de 120kV	37
27	Densités massiques en fonction des unités HU pour 120kV	38
28	Densités massiques en fonction des unités HU pour 3 énergies	38
29	Constance des unités HU CBCT au cours du temps	38

		4
30	Densité à partir des images CT et CBCT pour 4 ROI	40
31	Traitement pulmonaire sur le fantôme CIRS	41
32	Traitement ORL sur le fantôme crâne	42
33	Traitement du sein sur le fantôme CIRS	42
34	Dose moyenne de planification (CT) et au cours des différentes fractions (CBCT)	43
35	Différence de distribution de dose pour un traitement pulmonaire	46
36	Dose moyenne reçue par les OAR pour un traitement du poumon	46
37	Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) sur les images CT et CBCT	47
38	Traitement ORL, cas d'une fonte tumorale	48
39	Évaluation de la dose à partir des images CT et CBCT pour un traitement ORL, mise en évidence d'une fonte tumorale	48
40	Traitement du sein	49
41	Distribution de dose pour un traitement de sein, gonflement visible	49
42	Traitement du sein, cas d'un gonflement	50
43	Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) pour 5 patientes traitées au sein en prône	51
44	Coregistration des images CBCT sur les images CT, patiente traitée en prône, mise en évidence d'un gonflement du ventre (2019)	51
45	Coregistration des images CBCT sur les images CT, patiente traitée en prône (2020)	52
46	Coregistration des images CBCT sur les images CT, traitement de la prostate, mise en évidence d'un gonflement du ventre	52
47	Traitement de la prostate	53
48	Traitement du rectum	54
49	Arbre décisionnel quant à l'implémentation possible de l'estimation de la variation de dose	55
50	Objectifs cliniques du traitement pulmonaire sur le fantôme CIRS	64
51	Objectifs cliniques du traitement ORL sur le fantôme crâne	64
52	Objectifs cliniques pour un traitement du sein	64
53	Résultats de l'estimation de la dose sur le fantôme pelvis, pour différentes densités	65
54	Statistiques de dose du traitement pulmonaire sur le fantôme CIRS	66
55	Statistiques de dose du traitement ORL sur le fantôme crâne	66
56	Statistiques de dose pour un traitement du sein	67
57	Objectifs cliniques d'un traitement pulmonaire	68
58	Objectifs cliniques d'un traitement ORL	68
59	Objectifs cliniques d'un traitement ORL avec fonte tumorale	68
60	Objectifs cliniques d'un traitement du sein	68
61	Objectifs cliniques d'un traitement du sein avec gonflement	68

		5
62	Objectifs cliniques d'un traitement en prône du sein	69
63	Objectifs cliniques d'un traitement de la prostate	69
64	Objectifs cliniques d'un traitement du rectum	69
65	Statistiques de dose d'un traitement pulmonaire	70
66	Statistiques de dose d'un traitement ORL	70
67	Statistiques de dose d'un traitement ORL avec fonte tumorale	70
68	Statistiques de dose d'un traitement du sein avec gonflement	71
69	Statistiques de dose d'un traitement en prône du sein	72
70	Statistiques de dose d'un traitement de la prostate	72
71	Statistiques de dose d'un traitement du rectum	73

Liste des tableaux

2	Protocole XVI CHU Liège	24
3	Densités massiques, densités électroniques normalisées à la densité de l'eau et unités HU des inserts du <i>Gammex 467 - SN 100430// 802 428-1639</i>	25
4	Densité du fantôme CIRS-poumons	25
5	Tableau de densité <i>Raystation</i>	27
6	Protocoles standards du CBCT	30
7	Constance des unités HU CBCT au cours du temps	39
8	Unité HU et densité massique (g/cm^3)	40
9	Filtration totale pour un tube XVI de 100 kV	62
10	Caractéristiques électriques du générateur kV	62
11	Conditions environnementales admissibles pour le fonctionnement du système XVI	62
12	HU moyen pour les différentes modalités sur l'Elekta 1	63
13	HU moyen pour les différentes modalités sur l'Hémera	63
14	Variation des HU au cours du 07/11/2019 sur l'Hémera	63
15	Différence relative entre les densités massiques moyennes du CBCT et du CT	63

Lexique

AAPM	=	<i>The American Association of Physicists in Medicine</i>	=	Association américaine des physiciens en médecine
ALARA	=	<i>As Low As Reasonably Achievable</i>	=	Aussi bas que raisonnablement atteignable
ART	=	<i>Adaptative Radiotherapy</i>	=	Radiothérapie adaptative
CBCT	=	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>	=	Imagerie volumique par faisceau conique
CHU			=	Centre Hospitalier Universitaire
CT scan	=	<i>Computed Tomography scan</i>	=	Tomodensitométrie
CTV	=	<i>Clinical Target Volume</i>	=	Volume cible clinique
D1			=	Dose reçue par 1% du volume de la ROI
DIBH	=	<i>Deep Inspiration Breath-Hold</i>	=	Inspiration profonde bloquée
DQE	=	<i>Detective Quantum Efficiency</i>	=	Efficacité quantique de détection
EPID	=	<i>Electronic Portal Imaging Device</i>	=	Dispositif électronique portal d'imagerie
FDK			=	Feldkamp, Davis et Kress
FOV	=	<i>Field Of View</i>	=	Champs de vue
FPI	=	<i>Flat Panel Imager</i>	=	Détecteur plan
GTV	=	<i>Gross Target Volume</i>	=	Volume cible brut
HRT			=	Hauteur relative de la table
HU	=	<i>Hounsfield Unit</i>	=	Unité Hounsfield
ICRU	=	<i>International Commission on Radiation Units</i>	=	Commission internationale sur les unités de radiation
IGRT	=	<i>Image-Guided Radiation Therapy</i>	=	Radiothérapie guidée par l'image
IMRT	=	<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i>	=	Radiothérapie à intensité modulée
IRM			=	Imagerie par résonance magnétique
ITV	=	<i>Internal Target Volume</i>	=	Volume cible interne
kVp	=	<i>Peak kilo Voltage</i>	=	Tension de pic
linac	=	<i>Linear accelerator</i>	=	Accélérateur linéaire
MLC	=	<i>Multi-Leaf Collimator</i>	=	Collimateur multi-lames
NKI	=	<i>Netherlands Cancer Institute</i>	=	Institut d'oncologie des Pays-Bas
OAR	=	<i>Organs At Risk</i>	=	Organes à risques
ORL	=	<i>Otorhinolaryngology</i>	=	Oto-Rhino Laryngologie
PDD	=	<i>Percentage Dose Depth</i>	=	Pourcentage de dose en profondeur
PET	=	<i>Positron Emission Tomography</i>	=	Tomographie à émission de positon
PTV	=	<i>Planning Target Volume</i>	=	Volume cible de planification
QE	=	<i>Quantum Efficiency</i>	=	Efficience quantique

ROI	=	<i>Region Of Interest</i>	=	Région d'intérêt
RX			=	Rayons X
SNR	=	<i>Signal to Noise Ratio</i>	=	Ratio signal sur bruit
SPECT	=	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>	=	Tomographie par émission monophotonique
TG	=	<i>Task Group</i>	=	Groupe de travail
TPS	=	<i>Treatment Planning System</i>	=	Système de planification de traitement
TV	=	<i>Television</i>	=	Télévision
UM			=	Unité moniteur
VMAT	=	<i>Volumetric-Modulated Arc Therapy</i>	=	Thérapie en arc modulé volumétriquement

Introduction

1 Introduction

La radiothérapie trouve son origine dans la découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, lorsqu'il découvre que des rayonnements invisibles émanant d'un tube cathodique donnent une impression sur une plaque photographique. Suite à cette découverte les rayons X sont utilisés pour visualiser le squelette humain. Mais à cette époque la prise de clichés radiologiques nécessitait une durée d'exposition non négligeable, entraînant des érythèmes à la peau des patients et des manipulateurs. Cette observation mena au premier traitement du cancer par rayons X en juillet 1896 par le docteur Victor Despeignes à Lyon. [1][2]

En 1896 Henri Becquerel découvre la radioactivité et en 1898 Pierre et Marie Curie découvrent le radium. Physiciens, Chimistes, Biologues, Médecins se penchent sur le monde des rayonnements, et, entre 1904 et 1906, Jean Bergonié (radiologiste) et Louis Tribondeau (histologiste) montrent que les cellules cancéreuses sont plus sensibles aux rayons X que les cellules saines [1]. Les premiers traitements se font avec des rayonnements du radium et ce n'est que dans les années 1950 qu'apparaissent les premiers appareils de radiothérapie. L'année 1955 est marquée par l'arrivée des appareils de télécobalthérapie, utilisant du Cobalt 60 créé artificiellement [2]. On passe alors de rayonnements de maximum 200 keV pour le radium à des rayonnements de 1,25 MeV pour le cobalt 60 [2]. Ce progrès a en partie été rendu possible grâce à la découverte de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie en 1934.

Les progrès ne s'arrêtent pas là et à la fin des années 60 apparaissent les premiers accélérateurs linéaires d'électrons (linac). Ces nouvelles machines permettent de traiter les patients soit avec des électrons, soit avec des photons. On va alors pouvoir atteindre des différences de potentiels allant jusqu'à 25MV pour les photons. Une autre amélioration est la collimation du faisceau de particules, grâce à l'introduction du collimateur multi-lames (MLC), permettant un meilleur ciblage des volumes à traiter, tout en diminuant la dose aux organes à risques (OAR). [2]

D'autres innovations sont apparues, comme par exemple l'apparition de la tomodynamométrie en 1974 et le développement des systèmes de planification de traitement (TPS) dans les années 90. La tomodynamométrie va permettre d'utiliser des images en 3 dimensions pour mieux ajuster la balistique de l'irradiation (forme, nombre, incidence et énergie des faisceaux).

Les derniers grands progrès en radiothérapie datent des années 2000 avec l'introduction de la modulation d'intensité pendant le traitement (IMRT et plus tard le VMAT), rendant le traitement encore plus conformationnel, sans oublier l'amélioration de l'imagerie de planification, avec l'ajout des images par résonance magnétique et des images fonctionnelles issues du PET. Parmi ces évolutions on retrouve aussi l'utilisation de l'imagerie pour guider le traitement de radiothérapie. [2]

La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) s'est imposée depuis de nombreuses années comme un outil incontournable lors des traitements. Un de ses premiers objectifs est de contrôler la bonne position du patient tout au long de son traitement. En stéréotaxie l'IGRT est indispensable, et sert à vérifier

la position de la cible tumorale au cours du traitement. L'IGRT permet de réduire de façon non négligeable les incertitudes liées à la localisation de la tumeur. En effet, le plan de traitement est défini à partir de l'imagerie du CT, effectuée lors de la simulation du patient, si lors du traitement la position du patient est trop différente de la position de planification, cela impliquera que le plan ne correspond plus à la réalité.

Un corollaire de l'IGRT est la mise en évidence de variations anatomiques au cours du traitement. Ces variations anatomiques comprennent le gonflement d'un sein, la perte de poids drastique, la diminution de la taille de la tumeur, des gonflements dans les régions ORL, etc.

Lorsque de tels changements ont lieu, un nouveau plan de traitement doit être défini. Pour ce faire, il faut reprendre des images tomодensitométriques du patient, ce qui a pour conséquence une perte de temps pour l'équipe de radiothérapie et pour le patient, un inconfort supplémentaire, mais aussi une dose supplémentaire pour ce dernier.

Plus récemment encore, la radiothérapie adaptative (ART) a été incorporée progressivement dans la routine clinique. L'ART est le processus de traitement en radiothérapie, pendant lequel le plan de traitement peut être modifié avant chaque fraction, en fonction de l'anatomie du patient à cet instant précis [3].

Le but de ce travail est de quantifier l'impact dosimétrique de ces variations inter-fractionnelles : de vérifier que la dose délivrée correspond bien à la dose planifiée sur base des images volumiques obtenues par faisceau conique (CBCT), aussi après un changement anatomique ; ainsi que de comparer la dose recalculée, à l'aide du système de planification de traitement (TPS), sur les CBCT à la dose obtenue sur base d'une resimulation CT.

2 IGRT

L'idée principale derrière l'IGRT est l'utilisation de l'imagerie pendant le traitement dans le but de s'assurer du bon positionnement du patient. Un déplacement de la région cible au cours du traitement peut engendrer une délivrance de dose moindre à la cible et accrue aux organes à risques. La solution la plus simple pour remédier à cela est de définir un volume cible qui comprend toutes les incertitudes (systématiques et aléatoires) impactant sur la position de la tumeur.

Les volumes cibles sont défini dans les rapports 50[4] et 62[5] de l'ICRU. Le volume tumoral brut (GTV) est le volume de la tumeur qui est visible macroscopiquement sur les images anatomiques ou les images fonctionnelles. Le volume tumoral clinique (CTV) est une extension du GTV, qui tient compte des extensions microscopiques. Cette extension tient compte des barrières anatomiques et elle est définie à partir d'études sur des coupes histologiques. On peut définir plusieurs CTV : le CTV tumorale (CTV-T), le CTV entourant les ganglions (CTV-N). Il arrive que le CTV-N entoure des régions sans GTV, il s'agit alors de région à risque de propagation de la tumeur.

Finalement le volume tumoral de planification (PTV) est une extension purement géométrique (ne tient pas compte des barrières anatomiques) du CTV, qui justement tient compte des incertitudes sur la localisation de la tumeur. Le PTV tient compte des erreurs systématiques Σ et des erreurs aléatoires σ , qui peuvent survenir pendant une fraction ou entre deux fractions. En suivant la formule de Van Herk, la marge est définie comme suit :

$$M_{PTV} = \alpha\Sigma + \beta(\sigma - \sigma_p)$$

avec α et β deux coefficients défini en fonction de l'intervalle de confiance recherché (α) et de la couverture de dose souhaitée (β).

En pratique il arrive que les marges soient définies par la pratique clinique et non par la formule de Van Herk.

Les **erreurs systématiques** reflètent un écart entre la phase de simulation et celle de traitement. La distribution de dose sera décalée par rapport au calcul de simulation et il est donc important de corriger ces erreurs tout au long du traitement. Parmi les erreurs systématiques on retrouve, les erreurs de délinéation, les erreurs inter-fractions et les erreurs intra-fractions. Parmi les erreurs aléatoires, on retrouve aussi les écarts de positionnement dus aux modifications anatomiques qui surviennent progressivement au cours du traitement (e.g. fonte tumorale, perte de poids, gonflement). Afin d'éviter de délivrer de la dose à côté de la cible, il faudrait tenir compte des incertitudes de positionnement systématiques de l'entièreté de la population (intervalle de confiance de 100%), ce qui entraînerait un surdosage trop important aux structures saines dans la majorité des cas. Le paramètre α va permettre de régler la taille des marges PTV afin de garantir un intervalle de confiance souhaité (on cherche typiquement à garantir d'atteindre la cible pour 90% des cas).

Les **erreurs aléatoires** vont se traduire par une position qui sera légèrement différente à chaque fraction, ce qui induit un "floutage" de la dose (*dose blurring*). À la fin du traitement la tumeur aura été irradiée, mais pas forcément avec la bonne dose partout. Les doses aléatoires peuvent être inter-fractionnelles ou intra-fractionnelles (e.g. mouvements imprédictibles d'organes internes). Les erreurs aléatoires vont déterminer la dose que la cible va recevoir et c'est grâce au paramètre β que nous allons pouvoir choisir la taille de la marge afin de garantir une certaine couverture (en général on cherche à ce que la cible reçoive au moins 95% de la dose de prescription).

Comme le PTV permet de tenir compte de toutes ces erreurs, plus il sera grand par rapport au CTV et plus on va déposer de la dose dans des régions non tumorales. L'idéal est donc de s'assurer que la tumeur est bien irradiée, tout en diminuant les marges PTV.

Afin de se rendre compte de ces erreurs, des films radiographiques étaient traditionnellement placés en dessous du patient, permettant d'obtenir une image de celui-ci. Mais cette méthode était chronophage, de par la perte de temps liée au développement et à la lecture du film et elle était limitée à une précision de mise en place d'environ 5mm [6]. De nos jours, de nombreuses méthodes à lecture instantanée, ont été développées. Parmi ces méthodes on retrouve :

1. CT kV ou MV ("in-room CT")
2. Imagerie MV
3. CBCT kV ou MV
4. Imagerie radiographique et fluoroscopique
5. Image par résonance magnétique (IRM)
6. PET (images fonctionnelles)
7. Tracking 4D de prostate basée sur l'échographie ("*Ultrasound-based 4D Prostate Tracking*")

Ces méthodes peuvent être utilisées entre certaines, voir chaque, fractions du traitement ou même pendant le traitement, pour un "tracking" de la tumeur. Remarquons que lorsqu'on parle de tracking il ne s'agit pas forcément d'un suivi de la tumeur même, mais un suivi d'un substitut de la tumeur, comme par exemple des fiduciels ou des repères osseux.

Un désavantage évident de l'IGRT, quel que soit la méthode utilisée, est l'apport de dose. Le contrôle de la dose liée à l'imagerie en radiothérapie sera différent qu'en imagerie de diagnostique ou qu'en procédure chirurgicale guidée par l'imagerie. En effet les doses délivrées dans le cadre de la thérapie sont bien supérieures à celles délivrées par l'imagerie, ce n'est pas pour autant que le principe ALARA (as low as reasonably achievable) ne s'applique pas.

Les méthodes d'IGRT les plus courantes sont le Cone Beam CT MV (il utilise alors le faisceau de traitement) ou kV (tube RX monté sur la gantry), le CT "in-room" ou encore l'imagerie MV, qui utilise le

faisceau de traitement. Dans les deux sections suivantes je vais m'attarder sur le Cone Beam CT kV et l'imagerie embarquée MV, ces deux dispositifs étant présent sur les accélérateurs linéaires du CHU de Liège.

2.1 IGRT au CHU de Liège

Le système d'IGRT utilisé par le CHU de Liège est le CBCT kV (70-150 kVp [3]). Dans les rares cas où il est impossible d'effectuer un CBCT (p.ex. position du patient trop latéralisée tel que le système XVI ne peut pas faire le tour du patient), il existe une possibilité de faire une imagerie MV à l'aide du panneau de détection EPID. Dans ce cas il faut effectuer deux prises de vues perpendiculaires l'une à l'autre.

Le CBCT kV offre une résolution de bas contraste bien supérieure au panneau EPID, même si elle reste inférieure au scanner hélicoïdal. Par sa haute résolution spatiale à haut contraste et son efficacité quantique (QE) élevée ($\approx 60\%$), le CBCT est utilisé dans de nombreux centres de radiothérapie [3]. Lors du traitement le patient sera positionné sur la table de traitement dans la même position que lors de la simulation. Le CBCT est alors utilisé pour affiner le placement. A l'aide d'une coregistration des images CBCT sur les images de simulation, on peut déterminer les déplacements de tables qu'il faut effectuer pour retomber sur la position de planification.

On effectue d'abord un CBCT pendant les 4 premiers jours de traitement, on moyenne ensuite les déplacements effectués lors de ces 4 jours. Si la moyenne est inférieure à 3,5mm, pour les modalités ORL et Crâne, ou 4,5mm, pour toutes les autres modalités, alors on continue à faire les CBCT uniquement une fois toutes les semaines, en appliquant la moyenne des déplacements. La tolérance reste de 3,5mm et 4,5mm entre les CBCT hebdomadaires. Le médecin va toujours vérifier les images CBCT, afin de donner son approbation.

Il est très important de ne pas se fier aveuglément à la moyenne des déplacements, celle-ci pourrait être trompeuse (e.g. déplacements importants, mais qui se compensent). D'autre part, si le déplacement dépasse les tolérances, alors il faut recommencer le protocole et redéfinir une moyenne de déplacement qui soit dans les tolérances.

Le déplacement est défini par rapport à l'isocentre, il est donc crucial que ce dernier soit indiqué sur les images. Un autre point important est le fait que le recalage peut se faire en tenant compte des translations et des rotations dans l'espace. Or à Liège, la table de traitement ne permet que les translations comme correction. Il est donc important d'effectuer le recalage uniquement en tenant compte des translations.

Si le recalage n'est pas satisfaisant il faudra aller repositionner le patient dans le bunker et recommencer la procédure.



FIGURE (1) Coregistration dans la région ORL[7]

Pour ce qui est de la coregistration même, le CHU de Liège a décidé d'adopter la procédure d'IGRT décrite par le NKI à Amsterdam [8]. La première étape consiste à choisir une région d'intérêt (ROI), appelée *clipbox*, dans laquelle le recalage va se faire. Il est important que cette ROI ne soit pas trop petite. De plus, le choix de la ROI se fait différemment en fonction de la localisation traitée.

De manière générale, si la tumeur se trouve à proximité de structures osseuses, le recalage se fait par rapport à ceux-ci, en particulier si le PTV est proche de la colonne vertébrale. En effet il est très important de minimiser la dose à la moelle, et pour cela il faut éviter toutes incertitudes quant à sa position au cours du traitement. Etant donné que les vertèbres se ressemblent fortement entre-elles, il est nécessaire de bien inclure la vertèbre dans son entièreté (i.e. inclure le processus épineux), ainsi qu'un nombre suffisant de vertèbres. Notons aussi que même si le PTV ne sert pas directement de référence pour la coregistration, il est important de vérifier sa position dans les images CBCT par rapport à celle dans les images du CT de simulation.

Au lieu de l'os on peut aussi faire la coregistration sur des implants/ prothèses/etc., si ceux-ci sont présents. Dans le cas où il y a par exemple une multitude de clips dans le sein ou la prostate, le but n'est évidemment pas de superposer chaque clip de l'image CT sur l'image CBCT, mais il faudra que tous les clips restent compris dans un certain volume.

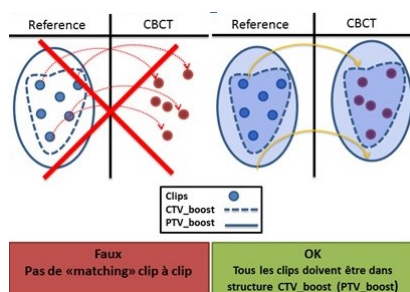


FIGURE (2) Coregistration en présence de clips[7]

Une autre possibilité est la coregistration d'images sur base des nuances de gris. Quel que soit le moyen de coregistration choisi, il faut toujours faire attention au choix du fenêtrage (niveau de gris approprié pour la région considérée). La coregistration se fait de façon automatique, mais, si besoin, il existe toujours une possibilité de la faire manuellement.

Les images coregistrées sont alors toujours vérifiées et approuvées par un médecin.

Finalement, en plus du recalage, l'imagerie permet de mettre en évidence des changements anatomiques tels que le gonflement d'un sein, le rétrécissement de la tumeur, la perte de poids etc. En fonction du changement, le médecin en charge de ce patient demandera une resimulation.

3 CT de simulation

La première étape dans le traitement d'un patient en radiothérapie, est d'obtenir des images anatomiques et parfois même fonctionnelles, afin de déterminer les contours des régions cibles, ainsi que des organes à risques. De nos jours, c'est le scanner qui est utilisé.

En fonction de la pathologie, les images CT sont parfois fusionnées avec des images PET, SPECT ou IRM. Dans le cas où la tumeur se trouve dans une région qui sera soumise aux mouvements respiratoires durant le traitement, des images supplémentaires sont nécessaires pour caractériser ce mouvement. Une possibilité est de faire plusieurs scanners (passage rapide, lent, en respiration bloquée, ...) et ensuite d'agrandir les marges du PTV. Mais cette approche a été remplacée par d'autres méthodes

permettant d'avoir des marges PTV un peu moins grandes. Pour cela il est indispensable d'avoir un CT 4D, il s'agit d'un scanner couplé à un dispositif permettant de mesurer le cycle respiratoire du patient. Les images ainsi obtenues sont triées par phase du cycle et la position de la tumeur est connue à des instants précis du cycle respiratoire. Une première possibilité est de définir la marge de sécurité à partir du volume cible interne (ITV), qui traduit la position de la tumeur au cours du cycle respiratoire. L'ITV est défini à partir d'un CT 4D, il englobe toutes les positions de la tumeur au cours du cycle respiratoire. On peut aussi traiter en mode "*gating*", c'est-à-dire que la machine ne délivrera qu'à un certain moment du cycle respiratoire, on peut aussi traiter lorsque le patient retient sa respiration. Une autre possibilité est de traiter en "*mid-position*", cette méthode consiste à définir la position moyenne de la tumeur à partir des images CT et de définir les marges PTV sur base de cette position. Ceci permet de réduire la taille des marges d'environ 20% par rapport à la méthode ITV.

Finalement on peut aussi suivre la localisation de la tumeur pendant le traitement même, en s'aidant de repères tel que des fiducielles ou en suivant la tumeur même. Le tracking de la tumeur nécessite la prise d'images radiographiques pendant le traitement (*in vivo*), ainsi qu'un suivi du cycle respiratoire.

En plus de l'acquisition d'images pour le contourage des régions d'intérêts, le CT de simulation sert aussi à déterminer la position que le patient aura tout au long de son traitement. Historiquement cela était fait avec un simulateur, qui constituait en une table identique à celle qui se trouve en simulation et des imageurs kV. Mais les simulateurs classiques ont été remplacés dans la majorité des centres par le simulateur CT, comme c'est le cas ici au CHU de Liège. Dans ce cas-ci, le simulateur est directement couplé au scanner, c'est-à-dire que les images utilisées pour le placement du patient sont celles obtenues à partir du scanner de contourage. Le modèle du *table top*, partie de la table sur laquelle le patient se couche, est le même en simulation et en traitement, permettant ainsi un placement reproductible du patient.

De plus dans la pièce de simulation, on retrouve des lasers de positionnement, qu'on retrouve aussi dans le bunker de radiothérapie. À l'aide de moyens de contentions, des paramètres de la table (HRT, lasers de positionnement, ...) et des tatouages et billes de plomb, on peut définir une position précise et reproductible du patient sur la table. En fonction de la localisation traitée, les moyens de contention seront plus ou moins strictes.

Finalement un dernier aspect indispensable du CT, est l'acquisition d'images traduisant l'atténuation des différents tissus et donc de leur densité. Le calcul de dose se fait sur les images CT, autrement dit à partir d'une carte d'atténuation pour un faisceau kV. Or l'algorithme de calcul de dose va fournir une estimation de la dose déposée dans les tissus par un faisceau de photons MV. Il va donc falloir utiliser un substitut pour passer d'une tension de l'ordre du kV à une tension MV. Le substitut utilisé est la densité électronique. Pour un faisceau avec des énergies thérapeutiques (MV) l'interaction physique prédominante est l'effet Compton, alors que pour un faisceau kV c'est l'effet photoélectrique qui domine. La section efficace de l'effet Compton est quasi indépendante du numéro atomique, mais elle dépend fortement de la densité électronique du milieu, d'où le choix de la densité électronique comme substitut pour passer d'un faisceau kV à un faisceau MV.

Comme énoncé ci-dessus, les images obtenues à l'aide d'un scanner correspondent à des projections de l'atténuation du faisceau de photons incidents. Or cette atténuation dépend de la densité de chaque tissu :

$$I = I_0 \cdot \exp\left(-\frac{\mu}{\rho} x \rho\right) \quad (1)$$

avec I_0 qui est l'intensité initiale, x est l'épaisseur de tissus traversé et $\frac{\mu}{\rho}$ est le coefficient d'atténuation massique. Le coefficient d'atténuation dépend aussi de l'énergie du faisceau.

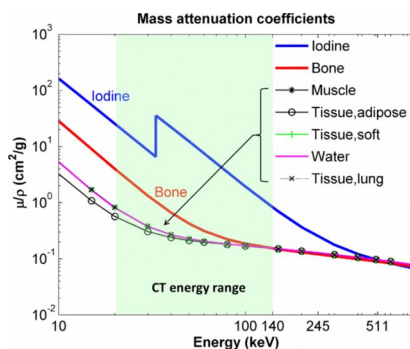


FIGURE (3) Coefficient massique en fonction de l'énergie[9]

Chaque niveau de gris sur l'image d'un CT va donc correspondre à une densité électronique spécifique. Afin de définir la conversion niveau de gris - densité électronique, on utilise un fantôme avec différents inserts, dont on connaît la densité électronique exacte.

Notons que la valeur d'un pixel dans l'image ne correspond pas exactement à la densité électronique, on parle de nombre CT ou encore d'unité Hounsfield (HU) :

$$1HU = 1000 \cdot \frac{\mu}{\mu_{eau}} - 1000 \quad (2)$$

Or comme le coefficient d'atténuation dépend de l'énergie, il faudra établir une courbe de calibration pour chaque énergie utilisée. Ces courbes de densité sont alors introduites dans le logiciel de planification de traitement (TPS) afin que ce dernier puisse calculer les estimations de doses par la suite.

Typiquement ces courbes de calibrations sont caractérisées par une régression bilinéaire. Ceci s'explique du fait qu'il y a une segmentation de l'image CT entre le mélange air-eau et le mélange eau-os.

4 Systèmes d'imagerie embarqués

Un système d'imagerie embarqué (encore appelée imageur portal) est un dispositif (attaché ou non à l'accélérateur) qui permet d'acquérir des images dans un but qualitatif, afin de vérifier le positionnement du patient, et/ou dans un but quantitatif, afin de vérifier des traitements qui ont été délivrés ou afin de faire de la dosimétrie "in vivo". L'acquisition d'images peut donc se faire avant, pendant ou après le traitement.

Historiquement les premières images en radiothérapies (et en radiologie) étaient obtenues à partir d'un détecteur analogique. Ce détecteur s'appelait une cassette et il contenait un film radiologique.

Une cassette se compose de deux milieux scintillants qui englobent un film. Les photons X vont interagir avec les écrans scintillants, produisant des photons lumineux, qui vont à leur tour interagir avec l'émulsion du film, créant une image latente. En-dessous des deux scintillateurs, se trouve une plaque de cuivre de 1mm, celle-ci permet d'enlever les diffusés. Les principaux désavantages de ce genre de système sont la sensibilité limitée du film, ainsi que la nécessité de développer le film. Le délai qui résulte du développement augmente le risque que le patient bouge. Dans les années 1990 des nouveaux systèmes d'imagerie voient le jour grâce aux progrès fait dans la technologie liée aux détecteurs, apportant avec eux l'avantage de la visualisation instantanée.

On peut diviser les imageurs portaux en deux catégories, parmi lesquelles on retrouve les types principaux suivant :

1. Systèmes optiques : se composent, à quelques variantes près, d'une plaque métallique et d'un scintillateur, afin de transformer les photons X en photons lumineux, le tout couplé à une caméra.
 - (a) Imageur à caméra TV
 - (b) Imageur à fibre optiques
 - (c) Imageur au silicium amorphe
2. Systèmes non-optiques :
 - (a) Imageur à chambres d'ionisation
 - (b) Imageur à diodes

Quel que soit le type, l'imageur portal est constitué d'un détecteur situé en face de la tête du linac et il est souvent solidaire au linac. Le faisceau de rayons X utilisé pour l'imagerie est le faisceau MV de traitement même.

Les accélérateurs linéaires installés au CHU de Liège sont équipés d'un système d'imagerie embarqué avec un détecteur en silicium amorphe. L'imageur portal au silicium amorphe se compose tout d'abord d'une plaque de cuivre, les photons incidents vont libérer des électrons Compton par collision inélastique avec les électrons de valence des atomes du cuivre. Ces électrons vont à leur tour interagir avec le scintillateur, qui consiste chez ELEKTA d'une couche de $Gd_2O_2S:Tb$, excitant les atomes de ce milieu. En ce désexcitant ceux-ci vont émettre des photons phosphorescents, qui vont pouvoir être détectés par des photodiodes au silicium amorphe. L'absorption de la lumière dans le détecteur va générer des paires électrons-trou [10]. En présence d'un champ électrique, ces charges vont pouvoir former un courant mesurable qui est proportionnel au flux lumineux incident.

La taille des pixels d'un tel système se situe typiquement autour de $0,8mm \times 0,8mm$. La photodiode occupe la majeure partie du pixel. Il s'agit d'un système très compact, permettant la lecture en temps réel. Il est très sensible et possède un DQE d'environ 1%.

Un phénomène indésirable qui peut avoir lieu avec un tel détecteur, est le *ghosting* (image fantôme). C'est un phénomène dû aux imperfections du réticule de silicium. Après avoir pris une première image, cette dernière peut subsister dans l'image suivante. Cet effet est assez faible et il dépend du nombre d'UM délivré. Un autre effet indésirable, est la persistance de l'image (*lag*), elle est due à un transfert incomplet des charges au système de lecture. Ces charges persistent environ 30 secondes et seront donc lues avec un certain décalage.

Pour ce qui est de l'utilisation dosimétrique des imageurs portales au silicium amorphe, la mesure est reproductible à 1% à long terme, la mesure est linéaire avec la dose pour une certaine gamme (au CHU de Liège la linéarité a été vérifiée pour 2 à 300 UM) et la mesure est indépendante de l'énergie, ainsi que du débit de dose (si le débit de dose est trop élevé, il y a une possibilité de saturation). La réponse du détecteur dépend de la position du pixel et elle dépend aussi de l'énergie, elle se voit augmentée pour des basses énergies.

5 Cone beam CT

La tomodynamométrie par faisceau conique (i.e. CBCT) est une méthode d'imagerie médicale de tomodynamométrie. Elle a été commercialisée en 2001 pour l'imagerie dentaire et maxillofaciale[11]. Comme énoncé dans l'introduction, le CBCT est utilisé en radiothérapie pour réduire les erreurs d'installation avant chaque session de traitement. Dans le cas de la tomodynamométrie conventionnelle (i.e. CT) on a un faisceau dit *fan beam* avec un détecteur 1D incurvé. Une rotation complète du faisceau permet d'acquérir une seule coupe. De nos jours les CT possèdent un certain nombre de ces détecteurs, afin d'acquérir un volume plus rapidement (on parle alors de *multislice CT*).

Dans le cas du CBCT, le faisceau est conique et on utilise un détecteur 2D plan. Une rotation permet alors d'acquérir un certain volume (soit de nombreuses coupes au lieu d'une).

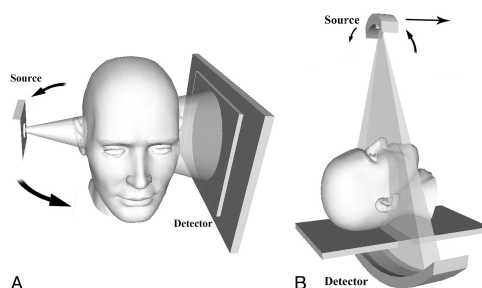


FIGURE (4) A=CBCT ; B=CT [12]

5.1 Détecteur du CBCT [3]

Le détecteur couplé aux tubes à rayon X du CBCT est un détecteur plan (FPI). La technologie des FPI a été analysée en premier par Jaffray et Siewerdsen en 2012 [13]. Elle se base sur l'utilisation d'une matrice 2D de transistors de fin film (TFTs) de silicium amorphe hydrogéné (a-Si :H), le tout reposant sur une grande surface de matériaux scintillant (Thallium dopé à l'iodide de Caesium). Un tel système possède une très bonne efficacité de couplage optique, c'est-à-dire qu'il possède une très bonne efficacité de conversion des photons lumineux en signal électrique et en signal de sortie (readout signal). Il possède aussi une absorption optique élevée, une bonne uniformité sur une grande surface et un $DQE \approx 60\%$. La matrice d'image du modèle d'ELEKTA est de $1024 \times 1024 \times 16$ bits (soit $41 \times 41 \text{ cm}^2$) avec un "nominal frame rate" de 5,5 fps (frame per seconds).

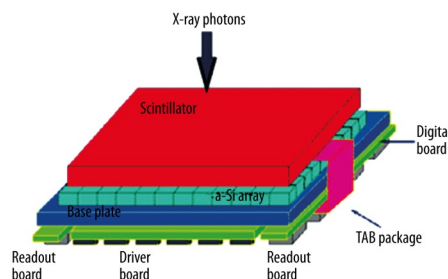


FIGURE (5) Détecteur plan FPI [3]

5.2 Reconstruction

Le principe de base de la tomodynamométrie repose sur l'enregistrement de projections sous de multiples incidences suivi de la reconstruction tomographique, permettant d'obtenir des coupes, qui sont des images 2D de l'atténuation des photons incidents.

Le mathématicien autrichien Johann Radon a démontré en 1917 que toute fonction réelle à deux variables peut être complètement reconstituée à partir de la **totalité** de ses projections selon des droites concourantes. En pratique, une orbite circulaire (comme c'est le cas du CBCT) autour d'un objet ne permet **pas** d'obtenir **toutes** les projections de l'objet et la reconstruction exacte est donc impossible. Ceci peut être démontré mathématiquement par la violation de la condition de Tuy [14].

Condition de Tuy

La reconstruction stable et unique de $f(x_0)$ à partir de projections d'un faisceau conique non-tronqué est possible ssi chaque plan contenant un voisinage de x_0 intersecte le chemin Γ de la source.

Il existe plusieurs méthodes de reconstruction, la méthode la plus rapide et la plus utilisée est la rétroprojection filtrée. Cette méthode a le désavantage de ne pas permettre de bien tenir compte de l'atténuation du faisceau et de sa diffusion. De nos jours, les scanners conventionnels utilisent des méthodes de reconstructions itératives, qui sont plus précises, mais qui ont un temps de calcul plus long. Pour le CBCT par contre, c'est encore la rétroprojection filtrée qui est utilisée.

Notion de base de la rétroprojection filtrée

Je vais décrire la reconstruction se basant sur la rétroprojection filtrée de manière purement illustrative.

Le système considéré se compose de la source kV, du détecteur et de l'objet se situant entre les 2. Le détecteur est composé de cellules individuelles, qui vont chacune enregistrer l'intensité du rayonnement qui les traverse. En supposant qu'on connaît l'intensité initiale du faisceau I_0 , on peut connaître l'intensité I enregistrée par une cellule. En condition idéale, l'atténuation des photons suit la loi de Beer-Lambert (discrétisée) et pour un faisceau mono-énergétique on aura :

$$I = I_0 e^{-\sum \mu_i \Delta x_i} \quad (3)$$

Avec Δx = la distance que le faisceau parcourt dans un milieu caractérisé par le coefficient d'atténuation μ à la position i .

Si on suppose que $\Delta x \rightarrow \infty$, alors le détecteur détecte ce qu'on appelle un profil :

$$P = -\ln \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (4)$$

$$= \sum \mu_i(x, y) \Delta x_i \quad (5)$$

En théorie il faudrait pouvoir en déduire l'atténuation dans chaque voxel de l'image, mais en réalité le profil mesuré sera recopié dans tous les voxels traversés par le faisceau incident de cette projection. Mathématiquement, le plus simple est de diviser p par le nombre (n) de voxels traversés et d'assigner la valeur ainsi obtenue à chacun de ces voxels.

Afin d'affiner le calcul, il faudrait connaître la distance exacte traversée par le faisceau dans chacun des voxels. Meilleure l'interpolation sera et moins il y aura d'artéfacts. Afin de connaître avec le plus de précision possible cette distance il faut un maximum de projections.

La rétroprojection filtrée se base sur le théorème de la coupe centrale.

Ce théorème postule que la transformée de Fourier 2D de la fonction f décrivant l'atténuation dans une coupe donnée est égale à la transformée de Fourier 1D de la projection p de f .

$$P(k, \theta) = F(k_x, k_y) \quad (6)$$

avec $k_x = k \cdot \cos(\theta)$ et $k_y = k \cdot \sin(\theta)$

La rétroprojection filtrée d'un faisceau fan-beam est donnée par :

$$f(x, y) = B\{F^{-1}(P(k, \theta)|k|)\} \quad (7)$$

$$= B\{p(r, \theta) \times q(r)\} \quad (8)$$

Avec $q(r)$ qui est le filtre, $q(r) = \int_{-\text{inf}}^{\text{inf}} |k| e^{i2\pi kr} dk$;
 B est la rétroprojection $B\{p * (r, \theta)d\theta\} = \int_0^\pi p * (r, \theta)d\theta$.

Remarque : En vérité les données mesurées ne correspondent pas exactement à l'atténuation du faisceau, divers facteurs viennent dégrader l'image et créent des artéfacts :

1. durcissement du faisceau
2. photons diffusés
3. mouvement du patient
4. faisceau polychromatique
5. etc.

Reconstruction pour la géométrie du CBCT [3]

Avec la géométrie conique du CBCT, on va pouvoir reconstruire les données volumétriques 3D directement à partir des données des projections 2D. On appelle cette méthode la reconstruction *cone-beam*. L'algorithme de reconstruction le plus courant pour un CBCT avec un isocentre fixe, autour duquel il effectue une trajectoire circulaire, est l'algorithme Feldkamp, Davis et Kress (FDK) [15]. Cet algorithme est une extension de la rétroprojection filtrée. L'idée générale derrière cette méthode est que les projections mesurées sont prépondérées, puis filtrées et finalement rétroprojetées le long de l'axe de projection. Autrement dit cet algorithme applique un poids approximatif aux valeurs de projections au lieu d'utiliser les distances analytiques que le sous-faisceau mesuré a parcouru depuis la source jusqu'au détecteur [14].

Au cours de la pré-pondération, l'algorithme corrige aussi pour l'inclinaison des plans par rapport au rayon central. Ceci permet de tenir compte de l'atténuation accrue des photons à la périphérie.

Cet algorithme est à première vue très simple, mais malheureusement les données récoltées avec une orbite circulaire sont insuffisantes pour une reconstruction exacte. D'autre part la discrétisation du problème va apporter des erreurs pour les plans loin du plan horizontal, qui contient le point source. Par conséquent, plus l'angle d'ouverture du cône du CBCT est grand et plus la qualité d'image se dégrade lorsqu'on s'écarte de la tranche centrale. Ceci rend les images aussi plus sensibles aux artéfacts [16]. De nombreuses corrections ont été proposées, mais le temps de calcul reste toujours trop élevé et par conséquent, la reconstruction FDK reste la plus utilisée en routine clinique.

5.3 Problèmes liés au CBCT

Un des grands désavantages du CBCT est que, par sa géométrie, il y aura beaucoup plus de photons diffusés qui vont contribuer à l'image que dans le cas d'un CT "fan beam". La quantité de diffusées détectée est même supérieure à la radiation primaire détectée [3]. Le nombre important de diffusés dégrade la qualité de l'image sur plusieurs niveaux. Il peut expliquer la présence de certains artéfacts, il implique une moins bonne homogénéité, un moins bon contraste et un bruit important dans les images reconstruites. De manière générale la qualité de l'image et les nombres HU vont être affectés par les différents paramètres d'acquisitions :

- voltage du tube à rayons X
- type de filtre utilisé
- champ de vue (i.e. FOV)
- hardware (spécifique au vendeur)
- méthodes de reconstruction
- taille du patient/fantôme

Les trois inquiétudes principales liées au CBCT sont : les artéfacts, la qualité de l'image et la dose au patient. Dans la qualité de l'image, on retrouve aussi la variation et l'imprécision des nombres HU, qui seront un problème dans le cadre de la radiothérapie adaptative (et sera décrit par la suite).

Artéfacts[3]

Les artéfacts observés le plus fréquemment sont : les anneaux, le diffusé et le bruit, le durcissement de faisceau, les artéfacts liés aux mouvements et l'aliasing.

Les artéfacts en anneau apparaissent lorsqu'il y a un problème de manufacture du détecteur, ou lorsqu'une des sous-unités du détecteur est cassée.

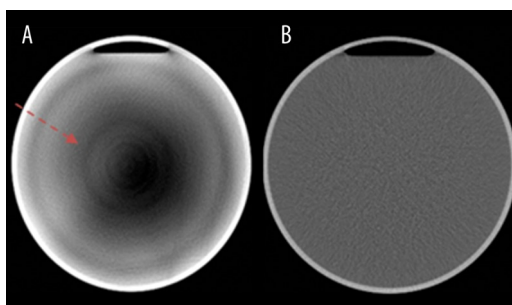


FIGURE (6) (A) artéfacts en anneau, (B) CT de simulation sans l'artéfact [3]

Le diffusée est la cause principale d'inhomogénéités, tel que les artéfacts dit de "cupping", la perte de contraste et l'augmentation du bruit dans les images CBCT. Il existe différents moyens de correction, mais pas de solution uniformément acceptée.

Pour ce qui est du bruit, il comprend tout signal indésiré, qu'il soit distribué aléatoirement ou non. On différencie le bruit électronique, qui est un bruit gaussien, et le bruit quantique, qui est un bruit poissonien. Le bruit poissonien provient des fluctuations des photons qui excitent l'objet étudié. Il est d'autant plus important que le courant du tube à RX est bas (le bruit quantique est d'autant plus important que le nombre de photons est faible). Ceci va entraîner un ratio signal-sur-bruit (SNR) bien moindre à celui d'un scanner classique. Un tel SNR va rendre la reconstruction plus difficile et on aura production de coefficients d'atténuations (et donc de nombre HU) inconsistant. Il n'existe pas encore de méthode pratique pour réduire le bruit.

Le durcissement du faisceau est un phénomène lié au fait que le faisceau de photons est polychromatique. Lorsque le faisceau traverse un objet, ce sont d'abord les photons à basse énergie qui sont atténués, l'énergie nominale du faisceau s'en retrouve augmentée. Pour un objet plutôt circulaire (p.ex. un cylindre), le faisceau sera plus atténué au centre qu'en périphérie. On observe alors un gradient du gris vers le noir, en allant vers le centre, c'est l'artéfacts de "cupping". Si l'objet possède des régions de haute densité, comme c'est le cas par exemple avec des prothèses, alors on observe des bandes noires entre et autour des régions de hautes densités. Une possibilité pour minimiser cet effet, est l'utilisation d'un filtre en papillon ("*bow-tie filter*").

Le CBCT étant limité en vitesse, par la rotation de la gantry, il est plus facilement sujet à des artéfacts de mouvement. Ceux-ci peuvent être du flou dans l'image ou des traits noirs partant des régions de hautes densités. La solution la plus directe est d'utiliser des bons moyens de contention.

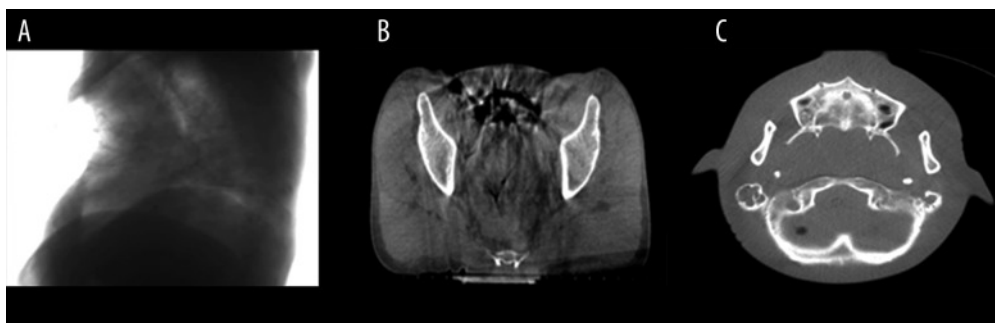


FIGURE (7) (A) Flou dû au mouvement respiratoire (B) Stries induit par les mouvements des intestins et le gaz (C) Dédoublément des contours, dû aux mouvements du patient [3]

Les artefacts d'aliasing apparaissent dans des voxels plus éloignés de la source, où il y a un sous-échantillonnage des données. L'aliasing est réduit en utilisant des méthodes de rétroprojections plus avancées, mais ces méthodes ont un temps de calcul considérable.

Qualité d'image

Le plus grand problème du CBCT est lié au manque de projections, menant aux artefacts cités ci-dessus. Ces artefacts vont dégrader la qualité de l'image. A cause des limitations informatiques, les algorithmes capables de mieux compenser pour ce manque de données ont un temps de calcul trop important et ne sont pas encore applicables en routine clinique.

Dose du CBCT

Etant donné que le CBCT est utilisé à de nombreuses reprises tout au long du traitement, la dose cumulée, qui est de l'ordre de grandeur de quelques dizaines de mGy/CBCT, n'est pas négligeable. Dans la majorité des cas, la dose de l'imagerie n'est pas prise en compte, étant donné que la dose de traitement est bien supérieure. Certaines machines plus récentes, comme par exemple le Halcyon de Varian, tiennent compte de la dose de l'imagerie dans le système de planification de traitement [17]. Il est important de diminuer la dose autant que possible et de choisir un CBCT basse-dose si possible.

6 Radiothérapie adaptative

La radiothérapie adaptative (ART) peut être définie comme le processus de changer temporairement (ou non) le plan de traitement en fonction de changements anatomiques observés [18]. Grâce aux indications sur l'anatomie du patient et de la tumeur juste avant la fraction, on va pouvoir modifier les paramètres de prescription, tel que les marges du PTV et le nombre de fraction [3]. L'ART peut intervenir à trois moments différents : entre 2 traitements ("offline"), juste avant le traitement ou encore en temps réel pendant le traitement même ("online") [18]. Castelli et al. [19] ont montré que l'ART, dans le cas du cancer tête et cou, a permis de réduire la dose moyenne à la parotide entre 0,6 et 6 Gy et la dose maximale à la moelle entre 0,1 et 4 Gy, tout en améliorant la couverture et l'homogénéité dans la majorité des cas étudiés.

Les changements anatomiques ont été mis en évidence et parfois quantifiés dans plusieurs études [20, 21, 22, 23, 24, 25], ainsi par exemple la prostate peut bouger de quelques millimètres et rarement de plus d'un centimètre [21]. Dans le cas de tumeurs pulmonaires, Kishan et al. [20] ont montré que le GTV a augmenté d'une médiane de 35,06% sur un intervalle médian de 13 jours.

6.1 Le CBCT en tant qu'outil pour l'ART

Le CBCT peut être utilisé comme outil d'ART, étant donné qu'il permet de visualiser, tant bien que mal, la tumeur et de mettre en évidence des changements anatomiques. Afin de visualiser ces changements anatomiques ou des changements de position, il faut fusionner les images du CT de simulation (sCT) avec les images du CBCT.

Les premiers résultats cliniques de l'utilisation du CBCT pour l'ART ont montré que, pour le cancer de la prostate, il permettait de réduire les marges PTV de 29% en moyenne, ainsi que de réduire la dose moyenne aux parois anal de 4.8Gy [26].

Comme mentionné ci-dessus, le CBCT vient avec une série de problèmes. Parmi ces problèmes, le plus grand obstacle à surmonter est la grande variabilité des nombres CBCT par rapport au nombres CT et leur variation au cours du temps. Un autre obstacle est le fait qu'en fonction de la localisation traitée, la taille du FOV du CBCT n'est pas assez grande pour englober tout le patient.

Afin de pouvoir faire du calcul de dose sur les images CBCT il faut avoir la meilleure intégrité géométrique de l'image possible. Il faut donc que l'échelle de l'image soit bonne, qu'il n'y ait pas de distorsions et de préférence qu'il n'y ait pas d'artéfacts.

De nombreuses méthodes de correction des nombres CBCT ont été étudiés. Parmi ces méthodes on retrouve l'utilisation de déformations rigides ou non sur les images de planification du CT de simulation [27, 28, 29], des tables Hounsfield patient-spécifique [30, 31], le remplacement de pixel dans des CBCT poumons qui risque de produire des déséquilibres électroniques latérales artificiels [32], la redéfinition des densités en fonction de la segmentation des différents tissus [33, 34], l'utilisation d'algorithmes de correction du diffusé [35] et une calibration des HU en se basant sur des mesures faites sur des fantômes [30, 36, 37]. En fonction de la région anatomique étudiée, certaines de ces méthodes, voir certaines combinaisons de ces méthodes, seront plus ou moins efficaces.

Tables Hounsfield patient-spécifique

Au cours de ce travail, nous nous sommes tournés vers l'utilisation de tables Hounsfield du CBCT qui sont patient-spécifique. Il existe plusieurs façons de déterminer une table HU pour le CBCT. Une possibilité est de comparer les nombres CT et CBCT dans des régions d'intérêt homogènes, dans lesquelles la densité électronique est connue [30, 38]. Ceci est atteint en scannant un fantôme Catphan avec le CT et le CBCT. Les nombres CBCT sont alors ajustés aux nombres CT. Ceci peut être fait soit pour chaque patient (table patient-spécifique) ou alors pour les valeurs moyennes d'un échantillon de patients ou encore pour un échantillon de patients, mais spécifiques à des localisations anatomiques [30]. De telles courbes de conversion ont une différence dans les résultats dosimétriques de 5% [39]. Dans le cas où ces tables sont spécifiques à des localisations anatomiques, la différence descend en dessous de 2% [30]. À cause des fluctuations des nombres CBCT, une calibration assez fréquente est nécessaire.

Une autre possibilité est d'utiliser des tables de densité fournies avec le logiciel de planification de traitement [34, 40].

Matériels et Méthodes

7 Matériels

7.1 Accélérateurs linéaires

Nous avons utilisé deux accélérateurs linéaires, auxquels nous ferons référence par la suite sous le nom de Elekta 1 et Heméra. Les deux accélérateurs linéaires numériques utilisés sont des *Elekta Synergy* avec comme dispositif de limitation du faisceau *AgilityTM*, comme système d'imagerie MV un *iViewGTTM*, comme système d'imagerie kV le *XVI R5.0* et comme système de support du patient la *table precise*.

7.2 iViewGTTM - Elekta [41]

Le système *iViewGTTM* est un système d'imagerie embarquée MV, il comporte quatre fonctions de base : la détection, l'acquisition, le traitement et l'affichage d'images. Il s'agit d'un détecteur de type silicium amorphe. Le détecteur a une distance source-surface fixe d'environ 160 cm. La couche sensible du détecteur consiste de 1024×1024 pixels et d'un pas de $400\mu m$, ce qui résulte en une aire active de $409.6 \times 409.6 mm^2$. Rétroprojetée à l'isocentre de la machine, cela représente une aire de $259 \times 259 mm^2$ et un pas de $253\mu m$.

7.3 Générateur kV *Sedecal 40 kW* et *XVI - Elekta* [42]

Le générateur kV *Sedecal* possède une tension pic qui varie entre 80 et 140 kVp. La capacité thermique de l'anode est de 425 kJ (détail sur la filtration en annexe 13).

XVI est un dispositif d'imagerie électronique de type CBCT pour l'acquisition d'images kV. Il est utilisé en routine pour le placement du patient. Le tube à kV est monté sur un bras rétractable et en face ce trouve le panneau de détecteur. Tous deux se trouvent sur le tambour du statif de l'accélérateur numérique, à 90° de la tête de l'accélérateur. La distance entre la source et le détecteur est de 153.6cm et la distance source-axe est constante, et est de 100cm. Afin de pouvoir prendre des images il faut déplier le détecteur et étirer le bras de la source kV.

Il existe 3 positions du panneau de détection, S (petit), M (moyen) et L (grand), qui permettent d'identifier les positions du champ de vision (FOV). Etant donné qu'à Liège on n'utilise que les positions S et M, je ne décrirai que celles-ci :

1. Position S : Le petit champ de vision est centré sur le panneau de détection, i.e. le centre du panneau est aligné avec l'axe central de l'irradiation kV. Le volume reconstruit aura au plus 270mm de diamètre.
2. Position M : Ici le centre du faisceau et le centre du détecteur sont décalés de 115mm. Cette position permet de réaliser des reconstructions *VolumeViewTM* d'au plus de 410mm de diamètre, tout en évitant les collisions avec l'arceau de sécurité du bras du détecteur MV, lorsque ce dernier

est déplié.

Dans le bras de la source kV, on retrouve aussi la cassette du collimateur et celle du filtre, toutes deux échangeables. La cassette du collimateur est composée d'une feuille de plomb percée par une fenêtre de taille, forme et position variables. Elle définit la zone d'irradiation.

Les filtres permettent de définir la forme du profil du faisceau collimaté et ils permettent de diminuer le rayonnement. À Liège nous disposons de deux filtres, le filtre F0, qui n'agit pas sur le faisceau, et le filtre Bowtie F1, qui permet de réduire la dose à la peau, de réduire la saturation des images au niveau du panneau du détecteur kV, ainsi que de diminuer les artéfacts de courbure sur l'ensemble du champ de vision. Ceci permet d'avoir une meilleure qualité d'image et une augmentation de la netteté des structures cutanées.

La cassette filtre Bowtie F1 est constituée d'une structure en aluminium, dont la coupe transversale a une forme de nœud papillon (cf. Figure 8).

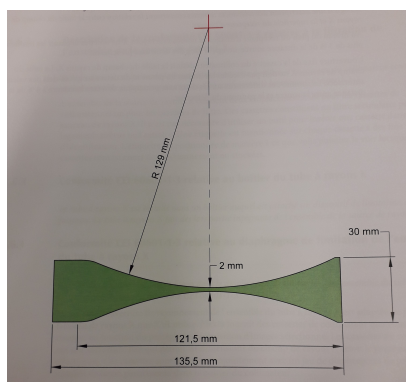


FIGURE (8) Coupe transversale du filtre Bowtie F1 [42]

Au cours de cette étude nous avons utilisé 4 modalités pour scanner nos fantômes.

	position du panneau kV	kV filtre	Collimateur	Projection de champ ($mm \times mm$)		
				A l'isocentre	Sur le détecteur kV	FOV (diamètre max.)
Tête et cou	S	F1	S20	276.7×276.7	425.0×425.0	$270mm$
Poumon	M	F1	M20	276.7×276.7	425.0×425.0	$410mm$
Sein	S	F1	S20	276.7×276.7	425.0×425.0	$270mm$
Pelvis	M	F1	M20	276.7×276.7	425.0×425.0	$410mm$

TABLE (2) Protocole XVI CHU Liège

7.4 Fantômes

Les fantômes que nous avons utilisés sont les suivants :

1. Gammex 467 - SN 100430// 802 428-1639 : fantôme cylindrique avec 16 inserts de densités connues. Ce fantôme sert à établir (et à vérifier) la courbe de calibration du CT.
2. CATPHAN®600 : fantôme cylindrique conçu pour l'évaluation de la performance du CT multi-coupes, possédant des tranches du fantômes avec une sensibilité élevée (*enhanced sensitometry*) dédiées à la planification en radiothérapie [43]. Ce fantôme est utilisé pour les contrôles de qualité de CT multi-coupes, de CT de simulation et peut aussi être utilisé pour des contrôles d'uniformité du CBCT.

	Densité (g/cm ³)	Densité électronique/densité H ₂ O	HU
Air		0,01	-1000,2
Eau solide	1,016	0,987	-5,1
Poumon 300	0,29	0,282	-710,4
Poumon 450	0,47	0,461	-530,5
Sein	0,983	0,96	-50,9
Os cortical	1,822	1,694	1201
Cerveau	1,053	1,049	20,1
Eau solide	1,016	0,987	-7,7
Eau	1	1	-4,6
Tissus adipeux	0,943	0,926	-96,5
B-200	1,145	1,098	207,5
CB-2 30%	1,334	1,279	440,4
Eau solide	1,016	0,987	-4,2
CB-2 50%	1,559	1,469	793,6
Os interne	1,152	1,104	215
Foie	1,106	1,074	78,8
Eau solide	1,016	0,987	-7,3
Support central	1,016	0,987	-1,7

TABLE (3) Densités massiques, densités électroniques normalisées à la densité de l'eau et unités HU des inserts du *Gammex 467 - SN 100430// 802 428-1639*

3. Fantôme crâne : Il s'agit d'un fantôme anthropomorphique d'un crâne avec ses cervicales et une enveloppe d'équivalent tissus mous, représentant les tissus formant la tête du patient. De plus, il possède un insert appelé *MiniCube* composé d'un matériel équivalent eau.



FIGURE (9) Fantôme crâne

4. CIRS - poumon : Il s'agit d'un fantôme anthropomorphique du torse humain. Il est composé de matériaux époxy. Le fantôme contient aussi une colonne vertébrale composée d'os cortical et trabéculaire. Il possède aussi un dispositif pour simuler le déplacement, par la respiration, d'une tumeur en équivalent tissu mou.

Matériel	Densité (g/cm ³)
Plastic Water®DT	1.04
Lung	0.21
Cortical Bone	1.91
Trabecular Bone	1.20
Soft tissue target	1.06

TABLE (4) Densité du fantôme CIRS-poumons

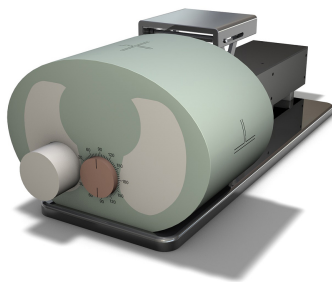


FIGURE (10) Fantôme CIRS [44]

5. Fantôme ImRT : Il s'agit d'un fantôme fourni par Iba, modélisant le pelvis d'un patient. Il se compose d'un cube de RW3 ($\rho = 1,045g/cm^3$) de dimensions $18cm \times 18cm \times 18cm$ auquel nous avons ajouté deux demi-cylindres de RW3 pour modéliser les ailes iliaques, augmentant les dimensions du fantôme à $33cm \times 36cm \times 18cm$.

En plus des fantômes nous avons aussi utilisé des bolus de différentes épaisseurs (3, 5 et 8 mm), afin de simuler un gonflement. Le bolus est constitué d'une couche de polyuréthane ("synthetic rubber"), de densité tissu-équivalent.

7.5 CT de simulation

Pour ce qui est de la préparation du traitement, le CHU de Liège utilise un CT de simulation. Il s'agit d'un *CT Big Bore (NCTB107)*, Philips, avec un anneau de 85 cm. Tous les protocoles cliniques utilisent une tension de 120kV, le courant, les filtres de reconstruction et la durée d'exposition varient en fonction des localisations et du poids des patients.

Poumon :

1. Matériels de contention : Posifix®, masque thermoformant, cale tête, mousse pour soutenir les bras au-dessus de la tête.
2. Modalités CT : scan de C2/C3 jusqu'au bord inférieur de L2. Les coupes font 3mm d'épaisseur.

Sein :

1. Matériels de contention :
 - (a) Sein classique : plan incliné avec une inclinaison de 10° avec (si possible) les bras de la patiente en arrière, cale-tête, mousse rouge pour surélever les genoux et un cale-pied gris.
 - (b) Prône : utiliser le système *Sagilt*, patiente allongée sur le ventre avec les deux bras en avant et le sein à traiter dans le vide et l'autre sein écarté le plus possible. Utiliser un masque pour fixer les hanches de la patiente.
2. Modalités CT : scan depuis 2cm au-dessus du cartilage thyroïdien jusqu'à L2 avec des coupes de 3mm.

Pelvis :

1. Matériels de contention : Combifix et soit un Posifix®, soit une plaque de plexi, avec une mousse pour le pelvis.
2. Modalités CT : la limite supérieure dépend de l'organe traité et varie entre L3, L4 et L5 et la limite inférieure est le tiers supérieur des cuisses. L'épaisseur de coupe est de 3mm.

ORL :

1. Matériels de contention : avant la simulation il faut vérifier l'état dentaire du patient et il faut lui enlever tous ces bijoux. Il faut aussi raser la barbe du patient à 5mm. Comme moyens de contentions on utilise le Combifix, le Posifix®, avec une mousse adaptée pour la tête, on utilise aussi un masque de fixation et un matelas fin.
2. Modalités CT : la limite supérieure correspond simplement au haut du crâne et la limite inférieure au tiers supérieur pulmonaire. Pour la simulation du fantôme, nous avons choisi une épaisseur de coupe de 1 mm, c'est l'épaisseur de coupe choisi pour les traitements stéréotaxiques. Pour d'autres traitements ORL la simulation est faite avec une épaisseur de coupe de 3mm. La majorité des simulations ORL se fait aussi avec un agent de contraste. Lorsque cela est le cas, on fait une série d'images à blanc (sans agent de contraste) et une avec.

7.6 Système de planification de traitement

Le calcul de dose a été fait sur les images CT et CBCT, à l'aide du système de planification de traitement (TPS) *Raystation 7.0* de *RaySearch Laboratories Sweden*. Ce logiciel utilise comme algorithme le *Collapsed Cone Convolution (CCC)*.

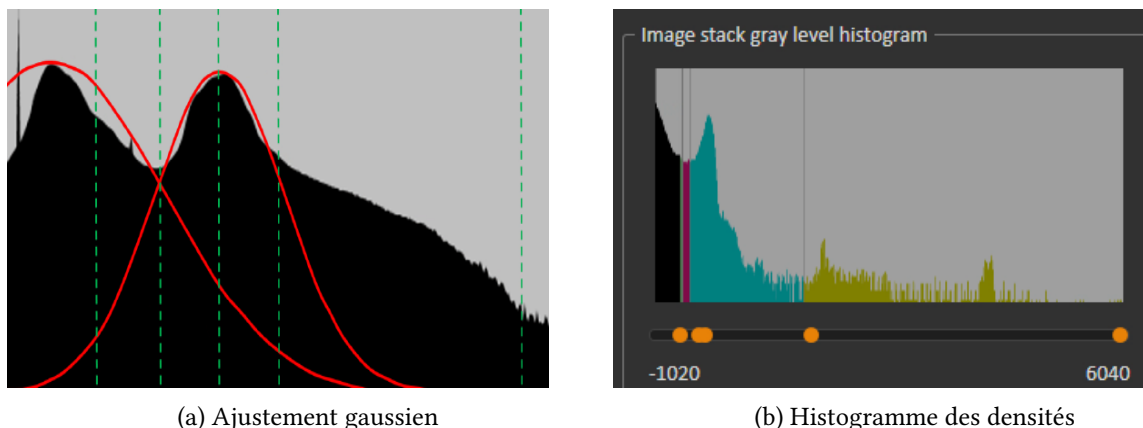
Pour ce qui est du calcul de dose sur les images venant du scanner de simulation, le logiciel nécessite une courbe de calibration unité Hounsfield (HU) et densité électronique. Cette courbe lui est fournie lors du commissioning du TPS et on se contente par la suite de vérifier sa constance au cours du temps. Pour ce qui est du calcul de dose sur les images CBCT, nous avons choisi d'utiliser l'outil proposé par *Raystation*. Il s'agit d'une table de concordance entre les unités HU CBCT et les densités de masses (qui sont retranscrites en densités électroniques pour le calcul de dose proprement dit), où le nombre de densités est limité à 7 :

Matière	densité de masse (g/cm^3)
Air	0.00121
Poumons	0.26
Tissus adipeux	0.95
Tissues	1.05
Cartilage/os	1.6
Autre	3

TABLE (5) Tableau de densité *Raystation*

A chacune de ces densités est associé un seuil exprimé en unité Hounsfield (HU).

Il n'est pas possible de modifier ces 7 densités, mais l'utilisateur peut modifier l'intervalle de valeur HU qui correspondra à chacune des densités. *Raystation* fournit un algorithme automatique qui propose une première segmentation des différentes catégories sur base d'un ajustement de l'image des histogrammes des unités HU CBCT par une distribution normale (cf. Figure 11a). À l'aide d'un curseur il est possible d'ajuster ces seuils (cf. Figure 11b).



(a) Ajustement gaussien

(b) Histogramme des densités

FIGURE (11) Outil de table de conversion *Raystation*

8 Méthodes

8.1 Courbe de calibration entre unités Hounsfield et les densités du CT de simulation

Comme énoncé plus haut [3], le TPS nécessite les densités de chaque voxel afin de pouvoir faire le calcul de dose. Pour cela il suffit de lui fournir une courbe de conversion unité Hounsfield - densité électronique pour chaque énergie des rayons X utilisée lors de la simulation. Le TPS *Raystation* fournit pour le CBCT une table de conversion densité massique - HU, nous avons donc établi les courbes de conversions en termes de la densité massique, afin de pouvoir faire des comparaisons entre CT et CBCT. Cette courbe(s) de calibration a été établie(s) lors du commissioning. Au CHU de Liège toutes les modalités d'acquisition du scanner de simulation se font avec 120kV et par conséquent la courbe de référence a été établie pour cette énergie uniquement.

Dans le cadre de cette étude nous avons vérifié la constance de la courbe de référence et nous avons aussi établi les courbes de calibration pour deux autres énergies, afin de voir l'influence de l'énergie sur la courbe de calibration. Nous avons donc obtenu des courbes de calibration pour les 3 modalités suivantes :

1. 90 kV, 150 mAs, 2mm
2. 120 kV, 150 mAs, 2mm
3. 140 kV, 150 mAs, 2mm

Pour cela nous avons utilisé le fantôme *Gammex 467 - SN 100430// 802 428-1639*. Nous avons scanné le fantôme avec les 3 modalités ci-dessus, ensuite nous avons mesuré les unités HU moyenne au sein d'une ROI placée sur les différents inserts. Nous avons aussi pris note de l'écart-type au sein de chaque ROI. Nous avons alors établi les trois courbes de calibration, simplement en portant sur un graphique la densité massique de chaque insert en fonction des unités HU moyen, mesurées au sein des structures de différentes densités. Finalement nous avons ajusté les données avec une régression bilinéaire.

Nous avons alors comparé les courbes, ainsi que les équations des régression bilinéaires, entre elles et avec la courbe de référence, ainsi qu'entre les différentes énergies.

8.2 Contrôle de qualité du CBCT

Le contrôle de qualité de l'IGRT est effectué partiellement lors des contrôles mensuels et le physicien de radiologie fait un contrôle plus approfondi et spécifique à l'imagerie kV une fois par an (contrôle de la qualité du tube à RX, de l'imagerie 2D et 3D et du CTDI).

Voici le contrôle mensuel :

- **Recalage automatique :**

Pour ce contrôle nous avons utilisé le fantôme *Pentaguide*, qui permet de vérifier les déplacements automatiques du patient suite à la superposition de l'image CBCT sur l'image CT de référence. À l'aide des lasers externes on positionne le fantôme volontairement sur un autre point que le centre du fantôme. Nous avons fait une acquisition CBCT et de la même manière qu'en routine clinique, nous avons superposé l'image CBCT à l'image de simulation. Nous avons alors lancé le recalage automatique, la table va alors effectuer des déplacements de translations afin de repositionner le fantôme sur sa position de simulation.

Cela fait, il suffit de vérifier que le recalage s'est bien effectué, on vérifie à l'aide des lasers externes que le point laser (matérialisé par une cible sur le fantôme) se trouve bien à l'isocentre de traitement, à 1 mm de tolérance près. Étant donné qu'on connaît la distance entre ces deux points, cela permet aussi de vérifier que le déplacement effectué était le bon.

- **Ball bearing :**

Ce contrôle permet de vérifier la position du centre MV (soit le centre du faisceau) et il permet aussi de vérifier la concordance entre le centre kV et MV. Nous avons placé un fantôme Winston-Lutz sur la table, à l'aide des lasers de positionnement (qui indiquent l'isocentre de la machine) et nous avons pris une série d'images MV. Nous avons pris 2 images tous les quarts de tour, une avec le collimateur à 0° et une avec le collimateur à 180°. Ceci va permettre au logiciel de calculer le centre du faisceau MV. Il fournit alors la correction à appliquer pour se placer sur ce centre. À l'aide de vis nous avons pu corriger la position de la bille. Une fois cela fait nous avons répété la prise d'images et nous avons vérifié que cette fois le décalage par rapport au centre se trouvait en dessous des 0.5 mm de tolérance.

Cela étant fait, nous avons alors vérifié la concordance isocentre kV et isocentre MV en prenant une série d'images CBCT. Après la reconstruction, le logiciel fournit des flexmaps, qui tiennent en compte les mouvements de l'isocentre kV lors de la rotation du tube et du panneau kV. Ces contrôles sont effectués mensuellement ou suite à une intervention du panneau XVI.

8.3 Reproductibilité des unités Hounsfield pour le CBCT

Comme mentionné précédemment (6.1), les unités HU du CBCT sont connues pour être variables au cours du temps et surtout peu précises. Par conséquent nous avons analysé leur constance dans le temps. Pour cela nous avons utilisé le fantôme CATPHAN®600.

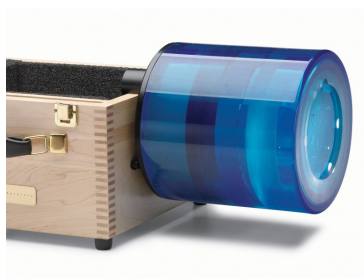


FIGURE (12) CATPHAN®600 [43]

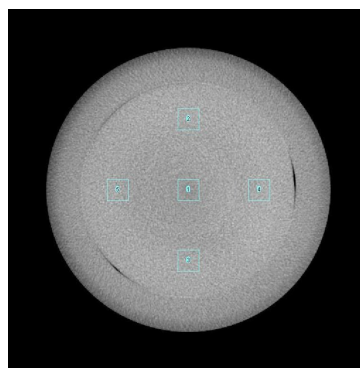


FIGURE (13) Tranche d'uniformité [45]

Nous avons placé le fantôme au bout de la table, en nous aidant des lasers externes de positionnement, ainsi que des billes métalliques présentes sur le fantôme, nous avons placé l'isocentre de la machine sur la tranche du fantôme correspondant à une tranche d'eau solide. Il suffit alors d'irradier le CAT-PHAN® avec le tube à RX en utilisant les modalités des protocoles cliniques pour les localisations : ORL-tête, Pelvis-thorax et Sein.

Les modalités du CBCT que nous avons utilisées pour ces différentes régions sont :

Protocole	Collimation	kV	mAs
ORL	S20	100	20
Pelvis	M20	120	350
Poumon	M20	120	350
Sein	S20	120	200

TABLE (6) Protocoles standards du CBCT

Quel que soit la modalité choisie, nous avons reconstruit les images avec des coupes de 3mm.

Afin de vérifier la valeur des HU CBCT, nous avons utilisé l'outil de mesure du logiciel XVI prévu à cet effet. Nous avons défini une boîte de mesure de 1cm^2 . Au sein de cette boîte nous avons pris la valeur moyenne et l'écart-type des unités HU CBCT. Nous avons fait cela pour 9 positions différentes : au centre et sur les 4 points cardinaux, à 4,5cm du centre et à 7,5cm du centre.

Il faut faire attention que la boîte de 1cm ne comprenne pas de l'air, en effet ceci fausserait la moyenne des unités HU, ainsi que leur écart-type.

Nous avons alors répété cette procédure sur plusieurs jours, sur les deux accélérateurs linéaires du CHU de Liège. Sur l'Héméra nous avons aussi regardé la déviation des unités HU au cours d'une journée, pour cela nous avons pris trois fois les mesures : le matin, le midi et le soir. Il n'existe pas de valeur acceptée universellement pour caractériser l'uniformité de l'image et nous nous sommes donc contenté d'analyser l'écart-type.

Nous avons aussi calculé l'écart-type des unités HU pour les inserts d'eau solide dans le fantôme *Gammex 467*, afin de comparer la stabilité des unités HU du CT à celle du CBCT.

Étant donné que nous avons choisi d'utiliser l'outil fournit par *Raystation* afin de faire la conversion unité HU et densité électronique, la variabilité des HU CBCT n'aura pas d'impact sur le calcul de dose. Dans notre cas, il n'est donc pas nécessaire d'estimer l'erreur relative ou absolue que ces derniers auraient apportées.

8.4 Table de concordance HU CBCT et densité massique

Le but de ce travail est de voir si le calcul de dose sur base des images CBCT est possible. Pour ce faire nous avons dû choisir une méthode pour obtenir une correspondance entre unités HU du CBCT et densités électroniques. Il existe différentes méthodes afin d'établir une telle équivalence (cf. 6.1).

La méthode la plus semblable à celle utilisée pour les images CT, serait d'établir une courbe de calibration unité HU - densité électronique, mais les unités HU du CBCT étant peu stables, il faudrait mettre à jour cette courbe fréquemment. La fréquence de calibration est dépendante de chaque CBCT et des filtres de reconstruction.

Nous avons choisi d'utiliser la table de densité fournie avec *Raystation 7.0*, afin de conserver une méthode rapide et simple d'utilisation, qui pourra facilement être implémentée en routine clinique. Le grand avantage de cet outil est qu'il ne nécessite pas d'établir une courbe de calibration. Comme le nombre de densité attribuable est limité à 7, les variations des unités HU ne vont plus influencer l'at-

tribution des densités.

Alex Dunlop et al. [34] ont validé l'utilisation de la table de densité fournie par RaySearch pour le calcul de dose sur des images de poumons, de pelvis (sans excès de tissus adipeux) et pour les cas tête et cou. Les résultats qu'ils ont obtenus, sont une différence de dose absolue de 0.7% pour le pelvis sans excès de tissus adipeux, de 0.6% dans le cas tête et cou et finalement 1.4% pour des cas de poumons entre la dose calculée sur les images CT et la dose calculée sur les images CBCT [34].

Nous avons aussi décidé de conserver l'attribution automatique des intervalles d'HU CBCT aux 7 densités, à l'exception des cas où cette attribution automatique était visiblement incorrecte (e.g. poumon assimilé à l'intervalle air au lieu de l'intervalle air/poumon). Dans ces cas-là nous avons ajusté les limites des intervalles manuellement. Dans les cas où nous avons évalué plusieurs CBCT d'un même patient, la table de densité CBCT définie pour le premier CBCT restera la même pour tous les autres CBCT.

8.5 Comparaison des densités CT et CBCT

Afin de quantifier l'erreur associée aux densités¹ obtenues à partir des images CBCT, nous avons comparé les densités moyennes au sein de différentes régions d'intérêts dans les images CT de 19 patients pour la localisation du sein et de 15 patients pour la localisation du poumon, avec les densités moyennes obtenues à partir des images CBCT. Pour le sein, nous avons choisi les régions d'intérêts suivantes : PTV-sein, poumon droit, poumon gauche et cœur. Pour le poumon nous avons considéré les mêmes ROI, à l'exception du PTV-sein.

Nous avons choisi d'effectuer cette comparaison dans la région thoracique à cause de sa géométrie relativement simple et de la taille suffisamment grande des différentes structures. Dans des régions comme le pelvis où l'on retrouve de nombreuses structures proches les unes des autres et de densité similaire, l'attribution de densités est de manière générale plus difficile (CT inclus).

Les ROI ont été copiés depuis les images CT vers les images CBCT, après que les deux séries d'images aient été coregistrées. Pour la coregistration des images CT et CBCT, nous avons utilisé l'outil de fusion disponible dans *Raystation*. Étant donné qu'en routine clinique la coregistration des images CBCT avec les images de simulations est faite sur base uniquement de translations, nous avons aussi uniquement utilisé des translations. Nous avons fait une translation automatique et si cette dernière n'était pas satisfaisante, nous avons effectué un ajustement manuel. Nous avons suivi les protocoles appliqués par les infirmiers en routine clinique.

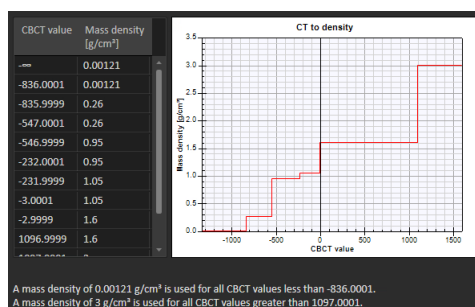


FIGURE (14) Exemple d'un tableau de conversion HU CBCT - densité massique dans *Raystation*

1. dans ce travail, le terme "densité" seul fera toujours référence à la densité massique

Comme expliqué ci-dessus, nous avons conservé la table de conversion déterminée automatiquement par *Raystation*, à l'exception des cas où la configuration proposée était mauvaise, nous avons alors utilisé les curseurs afin de redéfinir les différents intervalles des unités HU correspondant à une certaine densité. Nous avons alors utilisé cette table afin de déterminer la densité massique correspondant à la moyenne des unités HU au sein de chaque ROI.

Pour les images CT, nous avons créé une courbe de calibration densité massique - HU, afin de pouvoir comparer les densités massiques entre elles. Nous avons simplement appliqué l'équation de la régression bilinéaire correspondant aux unités HU concernées, afin d'obtenir la densité.

Cela étant fait, nous avons pu comparer les densités moyennes dans ces ROI. Nous avons regardé la différence relative entre les données CT et CBCT.

$$\text{diff}(\%) = \frac{\overline{\rho_{CBCT}} - \overline{\rho_{CT}}}{\overline{\rho_{CT}}} \cdot 100$$

Un problème rencontré est que dans le cas de la localisation du sein le CBCT effectué est un CBCT avec un demi arc de cercle. Le champ de vue obtenu est donc réduit de moitié et ne comprend que le sein et le poumon du côté traité, ainsi qu'une partie plus ou moins importante du cœur. Afin de remédier à cela nous avons utilisé la même méthode que Dunlop et al. [34]. Nous avons défini un FOV, à partir duquel *Raystation* permet de mettre à jour le contour externe, tout en tenant compte du CT de simulation et des niveaux de gris du CBCT. Cet external s'étend au-delà de l'image CBCT (si cette dernière est incomplète) et épouse parfaitement le contour CBCT du patient. Ceci nous permet de tenir compte des changements anatomiques ou changement de positionnement du patient. Dans la région sans nombres CBCT, nous avons imposé une densité de $1g/cm^3$.

Il s'en suit que la densité obtenue pour le poumon opposé au sein traité sera forcément incorrecte dans les images CBCT, dans ce cas nous avons décidé d'ignorer cette valeur et de la remplacer par la valeur attendue. En faisant cela il n'y a pas de risque d'introduire un biais, étant donné que la densité attribuée aux poumons est assez éloignée de l'air et des tissus adipeux et que l'intervalle d'unités HU correspondant à la région pulmonaire est suffisamment grande pour permettre une certaine variabilité des unités HU.

Finalement nous avons aussi regardé l'impact de l'instabilité des unités HU CBCT sur l'attribution d'une densité. Nous avons simplement appliqué le tableau de conversion limité au 7 densités sur les images CT et nous avons comparé la densité attribuée pour les unités HU CT, à celle attribuée pour les unités HU CBCT.

8.6 Estimation de la dose

Afin de quantifier l'impact des changements anatomiques et d'évaluer le calcul de dose sur base d'images CBCT, nous avons recalculé des plans de traitements d'anciens patients sur les CBCT de positionnement. De la même façon que précédemment, nous avons utilisé la table de conversion nombre CBCT - densité fournie par *Raystation*. Pour ce qui est de la coregistration des images CBCT sur les images du CT de simulation, nous avons repris exactement les mêmes déplacements effectués par les infirmiers lors du traitement. De cette manière la dose calculée sur le CBCT représentera, aux incertitudes liées au CBCT près, la dose que le patient aura reçu lors de son traitement. Ensuite nous avons ajusté le contour externe et avons rajouté une densité de $1g/cm^3$ dans les régions tronquées du CBCT. Nous avons fait cela pour tous les patients. Lorsque le CBCT n'est pas tronqué, cette méthode permet de simplement adapter le contour externe à la nouvelle géométrie du patient.

La dernière étape avant le calcul de dose, est de recopier les structures, tels que les organes à risques et les PTV, depuis le CT vers les CBCT. Pour cela nous avons simplement utilisé une registration rigide. Tout cela fait nous avons effectué le calcul de dose à l'aide de l'onglet *Treatment adaptation*. Cette fonc-

tionnalité de *RayStation* permet de recalculer un plan de traitement approuvé, qui avait été planifié sur des images de simulation sur les images CBCT. Elle permet d'obtenir une estimation de la dose pour une fraction précise ou pour l'accumulation totale des fractions étant donné les différents CBCT. En plus de l'estimation de la dose, on obtient aussi une carte de la différence de dose entre le CBCT et le CT, les objectifs cliniques, les DVH et les statistiques de dose.

Nous avons choisi de comparer les objectifs cliniques (ce qui correspond majoritairement à la dose maximale) pour les OAR et les cibles, ainsi que la dose moyenne et la D1 (dose sur 1% du volume) aux OAR les plus relevant, le PTV et l'external. Nous avons à chaque fois calculé l'erreur relative maximale et l'erreur relative moyenne :

$$\delta_{max} = \frac{\max(D_{CBCT}) - D_{CT}}{D_{CT}} \quad (9)$$

$$\delta_{mean} = \frac{\overline{D_{CBCT}} - D_{CT}}{D_{CT}} \quad (10)$$

Avec D qui représente soit une dose, soit un pourcentage, en fonction du clinical dose.

$\max(D_{CBCT})$ représente la valeur extrême (la plus éloignée) par rapport au CT, parmi tous les CBCT considérés. $\overline{D_{CBCT}}$ représente la valeur moyenne des CBCT.

Nous avons aussi porté les résultats sur des graphiques pour permettre une visualisation plus simple des résultats. Nous avons créé des histogrammes pour le pourcentage de volume des cibles qui reçoivent 95% de la dose de prescription (D95), ainsi que pour les doses moyennes ou maximales aux OAR et à l'external. Lorsqu'il y avait un changement anatomique notable, nous avons créé des graphiques traduisant l'évolution dans le temps de la D95 pour les cibles ou des graphiques de l'évolution dans les temps de la dose aux OAR.

Etude sur des fantômes anthropomorphiques

Nous avons commencé par estimer la dose pour nos 3 fantômes.

Pour ce faire, nous avons commencé par scanner les fantômes en utilisant les protocoles cliniques associés. La tension valait toujours 120kV, par contre le nombre de mAs était différent pour les 4 modalités. Ainsi nous avons fait une acquisition avec 250mAs pour la modalité poumon, avec 200mAs pour la modalité sein, avec 325mAs pour la modalité pelvis et 205 mAs pour la modalité ORL. Nous avons choisi une épaisseur de coupe de 3mm pour toutes les modalités, à l'exception de la modalité ORL, pour laquelle nous avons choisi 1mm.

Pour le traitement du poumon nous avons choisi un plan VMAT de 60 Gy en 30 fractions sur le PTV, composé d'un arc allant de 179° à 0°, avec le collimateur à 5°. Le plan avait 230,98 UM par fractions.

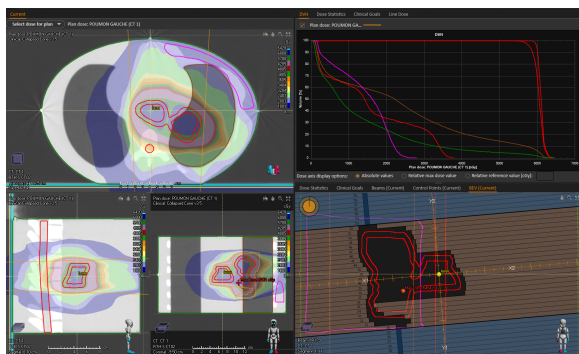


FIGURE (15) Plan de traitement pour le poumon

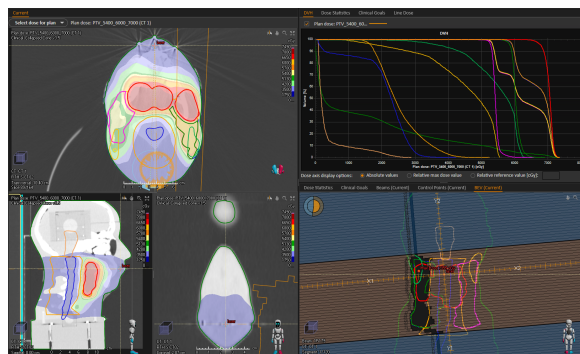


FIGURE (16) Plan de traitement pour la région ORL

Pour la région ORL nous avons choisi de reprendre un plan qui avait servi au traitement d'un patient, il s'agit d'un traitement VMAT avec 2 arcs opposés. Le collimateur est à 5° . Le plan se compose de 3 niveaux de doses, 54 Gy, 60 Gy et 70 Gy, délivrés en 35 fractions. Le plan avait 241,94 UM par fractions pour le premier arc et 223,69 UM par fractions pour le deuxième arc.

Dans le cas du fantôme de la région pelvienne, nous avons défini un plan en 3D-CRT de 8×200 cGy, composé de 4 faisceaux de 6MV, dans les 4 directions cardinales. Pour les 4 faisceaux l'angulation du collimateur était de 0° .

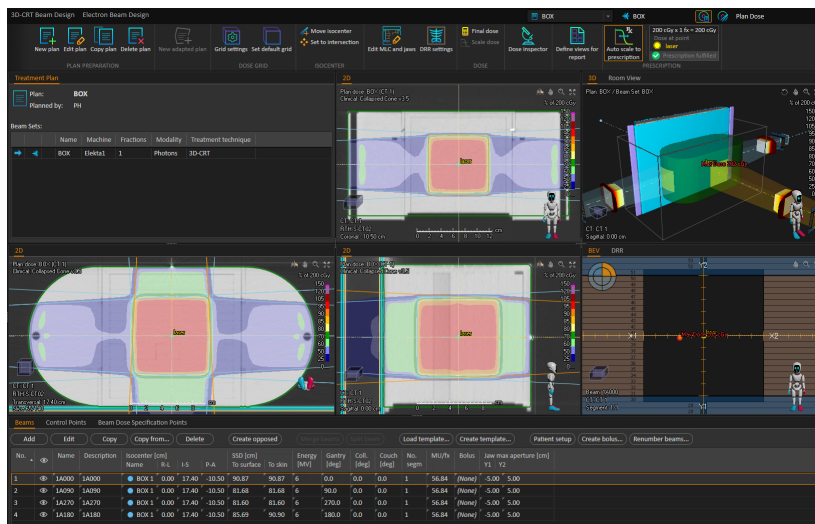


FIGURE (17) Plan de traitement pour le fantôme pelvis

Étant donné que le fantôme n'est rien d'autre qu'un bloc d'eau solide uniforme, nous en avons profité pour imposer différentes densités du tableau de densité à 7 valeurs. Ceci nous a permis de vérifier l'impact que peut avoir l'attribution d'une mauvaise densité pour le calcul CBCT. Afin de comparer les doses CBCT et CT, nous avons défini une ROI cubique au centre du fantôme, par la suite nous feront référence à cette structure sous le nom de *box*. Compte tenu du fait que la densité au sein de cette box vaut $1,03 \text{ g/cm}^3$ d'après les images CT, nous avons imposé une densité de $1,05 \text{ g/cm}^3$ sur l'ensemble du fantôme, il s'agit de la densité attribuable aux images CBCT qui est la plus proche de celle du CT (ce qui correspond aussi à ce qui a été automatiquement attribué). Nous avons ensuite aussi défini une densité de $0,95 \text{ g/cm}^3$ et de $0,26 \text{ g/cm}^3$.

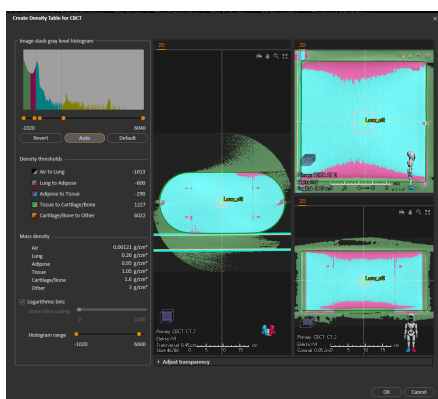


FIGURE (18) Attribution automatique des densités (CBCT)

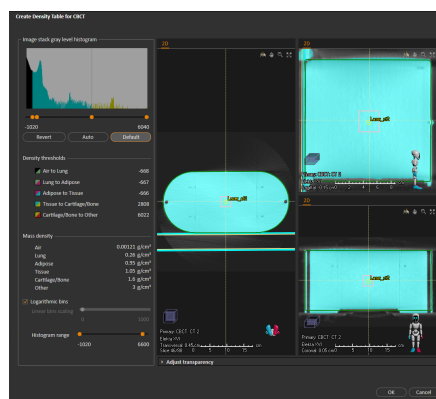


FIGURE (19) Attribution manuelle des densités (CBCT)

D'autre part nous avons aussi ajouté 3 épaisseurs de polyuréthane différentes afin d'évaluer l'impact qu'un tel changement a sur la dose. Nous avons ajouté une couche de 3mm et ensuite de 8mm (3+5 mm) sur la face antérieure du fantôme. Nous avons aussi rajouté un bolus de 5mm, mais cette fois sur la face antérieure, ainsi que les deux faces latérales du fantôme.

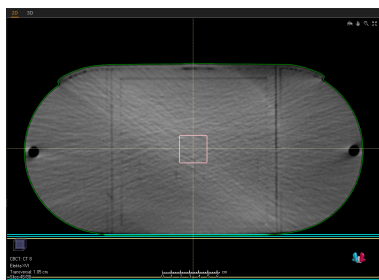


FIGURE (20) CBCT du fantôme pelvis avec un bolus de 3mm

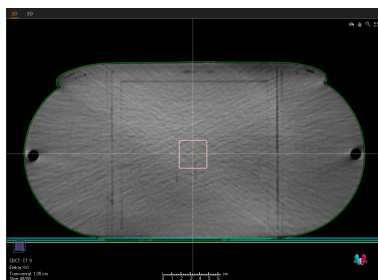


FIGURE (21) CBCT du fantôme pelvis avec un bolus de 8mm

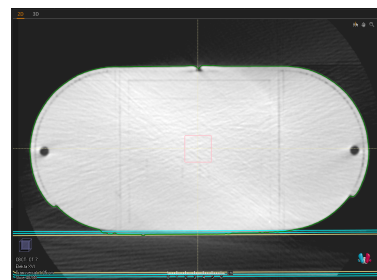


FIGURE (22) CBCT du fantôme pelvis avec un bolus de 5mm

Pour la localisation du sein, nous avons défini trois plans différents de 40,05 Gy délivrés en 15 fractions. Tout d'abord nous avons défini un plan 3D-CRT classique, composé de deux faisceaux tangentiels de 6MV, à 306° et à 128°, chaque faisceau revient à 122,5 UM par fractions. Le collimateur est à 0°. Nous avons aussi ouvert les lames devant le sein. Ceci est fait afin d'être sûr de bien délivrer de la dose sur tout le sein malgré les mouvements du sein (e.g. mouvement respiratoire ou gonflement), lors d'un traitement sur un patient.

Ensuite nous avons aussi défini un plan VMAT se composant d'un arc allant de 300° à 170° et avec le collimateur à 5°. Le nombre d'UM par fraction est de 409,3 UM. Tous les plans VMAT utilisent des faisceaux de 6MV.

En plus de cela nous avons défini un plan VMAT avec un bolus virtuel, défini de la même façon que le plan VMAT sans bolus virtuel, mais cette fois avec 410,27 UM par fraction. Le bolus virtuel va nous permettre d'assurer que les lames sont un peu plus ouvertes aux pourtours du sein.

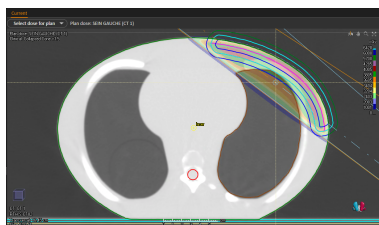


FIGURE (23) Sein classique 3D-CRT

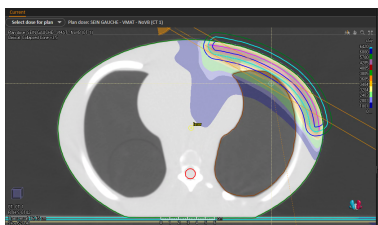


FIGURE (24) Sein VMAT sans bolus virtuel

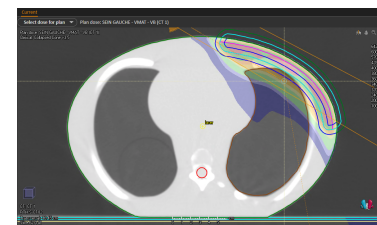


FIGURE (25) Sein VMAT avec bolus virtuel

Pour chacun de ces plans nous avons effectué un CBCT avec les modalités cliniques correspondantes. Dans le cas du fantôme pelvis et du fantôme CIRS nous avons fait une série de CBCT du fantôme seul, mais aussi du fantôme avec des bolus de différentes épaisseurs (3, 5, 8mm). Cela nous a permis d'imiter un gonflement.

Etude sur des patients

Après avoir évalué les plans de traitements sur des fantômes, nous avons repris des plans de traitements de patients préalablement traités sur une des régions étudiées. Nous avons évalué le plan de traitement sur au moins un CBCT du patient.

Pour la région du sein nous avons évalué le plan de traitement sur 10 patientes et sur un total de 87 CBCT. Parmi ces 10 patientes, 2 patientes n'ont pas présenté de difficultés lors du traitement, une patiente a été resimulée à cause d'un gonflement du sein lors de sa septième fraction et les 7 patientes restantes ont été traitées en prône. La position du prône étant une position difficile à reproduire, on peut s'attendre à de moins bons résultats que pour un sein classique. Pour la région pulmonaire nous avons évalué 3 plans avec un total de 16 CBCT. Nous avons évalué 4 plans ORL, ce qui est revenue à 28 CBCT. Finalement nous avons aussi évalué 4 plans de traitement pour la région pelvienne, avec un total de 31 CBCT. Trois patients ont été traités au niveau de la prostate et un au niveau du rectum.

Résultats et Discussion

9 Courbes de calibration du CT

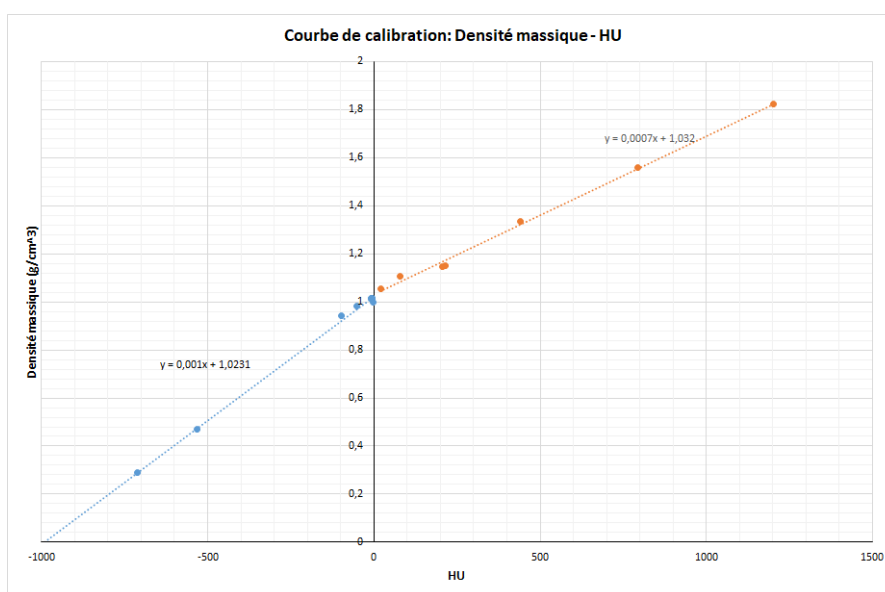


FIGURE (26) Courbe de calibration de référence pour une tension de 120kV

Afin d'obtenir les densités correspondant à différentes unités HU des images CT, nous avons dû utiliser les équations des régressions linéaires de la courbe de calibration (cf. Figure 26).

Pour des unités HU allant de -1000 HU à 0 HU, nous avons utilisé l'équation (11) :

$$\rho(g/cm^3) = 0,001 \cdot xHU + 1,0231 \quad (11)$$

et pour les unités HU allant de 0 HU à 1500 HU nous avons utilisé l'équation (12) :

$$\rho(g/cm^3) = 0,0007 \cdot xHU + 1,0248 \quad (12)$$

Dans ces deux équations, xHU représente la mesure en unité HU.

Comme on peut le voir sur la figure (27), la mesure que nous avons faite est très proche de la référence (petites croix rouges). Les deux paires d'équations correspondent aux équations des deux paires de régressions linéaires caractérisant l'aspect bilinéaire de la courbe de calibration.

Lorsqu'on compare les courbes pour les trois tensions différentes (cf. Figure 28), on remarque qu'il y a effectivement des différences. Ceci est lié à la dépendance en énergie du coefficient d'atténuation μ .

On observe que pour la première régression linéaire (-1000 à 0 HU) les 3 courbes se superposent plutôt bien, mais à partir de 0 HU elles se séparent. Pour une tension de 140kV, on se rapproche plus d'une droite que d'une régression bilinéaire et plus la tension est faible, plus l'angulation de la régression bilinéaire est importante.

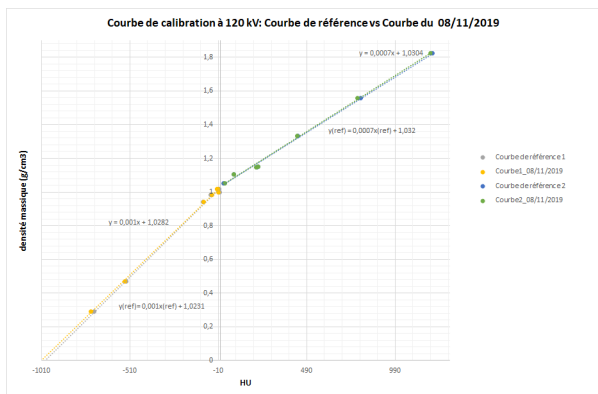


FIGURE (27) Densités massiques en fonction des unités HU pour 120kV

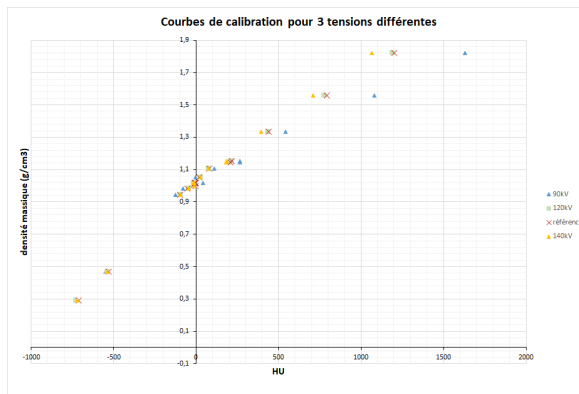
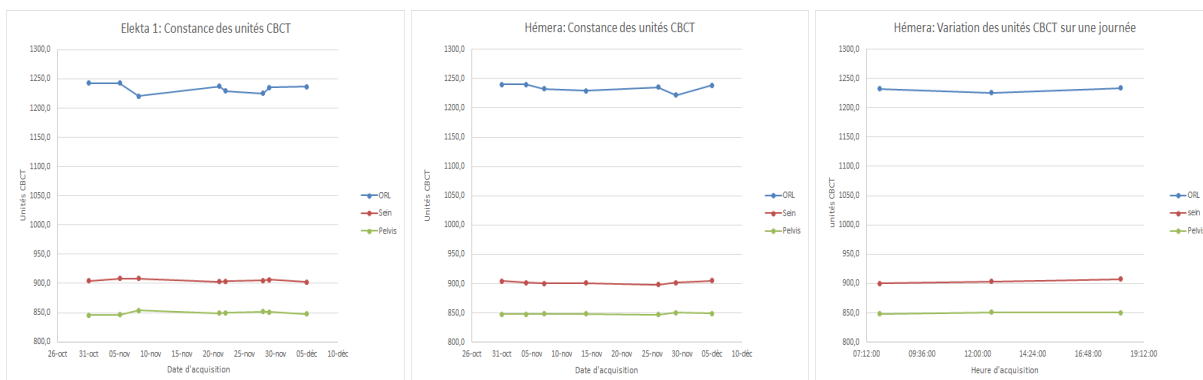


FIGURE (28) Densités massiques en fonction des unités HU pour 3 énergies

10 Constances des nombres CBCT

Les résultats ² de l'étude sur la constance dans le temps des nombres CBCT montrent que la variation des nombres CBCT est moins importante qu'attendue, mais elle est bien présente (cf. Figure 29).



(a) Elekta 1

(b) Hémera

(c) Hémera, sur une journée

FIGURE (29) Constance des unités HU CBCT au cours du temps

On remarque que l'accélérateur Hémera est plus stable que l'Elekta 1, ceci peut être dû au fait que le panneau de détection du CBCT a été remplacé plus récemment sur l'Hémera. On remarque aussi que c'est pour la modalité ORL que les variations sont les plus importantes ($\sigma = 8,05$), ceci s'explique du fait que, pour la modalité ORL, la tension du tube à RX est de 100 kV au lieu de 120 kV (comme c'est le cas pour les autres modalités). Plus la tension du tube est basse, plus le nombre de photons sera faible et plus les fluctuations statistiques seront importantes. Pour ce qui est de la variation des unités HU CBCT au cours d'une journée, on remarque que la valeur moyenne reste identique à celle moyennée sur plusieurs semaines. L'écart-type lui est aussi similaire.

Nous avons aussi calculé la valeur moyenne des unités HU du CT pour les différents inserts d'eau solide dans le fantôme *Gammex 467 - SN 100430// 802 428-1639*, mesurée lors du commissioning pour une tension de 120 kV et nous avons trouvé $-6,07HU$, soit $993,93HU + 1000$. Nous avons ensuite regardé l'écart-type entre la mesure de référence des unités HU du CT et la mesure faite en 2019, et nous avons observé un écart-type moyen de 5,83.

2. Valeur des HU au cours du temps en annexe 14.1

		ORL	Sein	Pelvis/Poumon
HU moyen +1000	Elekta 1	1233,7	905,2	849,3
	Hémera	1230,8	903,7	849,9
	Hémera (1 jour)	1230,8	903,7	849,9
écart-type	Elekta 1	8,05	2,32	2,82
	Hémera	6,54	2,31	1,07
	Hémera (1 jour)	4,46	3,51	1,46

TABLE (7) Constance des unités HU CBCT au cours du temps

Ces résultats nous montrent que l'écart-type des unités HU du CT et du CBCT sont similaires pour une tension de 120 kV. Même dans le cas d'une tension de 100 kV (modalité ORL), l'écart-type des unités HU du CBCT vaut au plus 8,05, ce qui reste relativement faible. Les unités HU du CBCT sont plus stables que ce à quoi nous nous attendions.

Par contre nous pouvons tout de suite remarquer que la valeur des unités HU de l'eau solide est différente entre les images CT et CBCT. Ceci peut évidemment venir du fait qu'il ne s'agit pas du même fantôme et la densité sera forcément différente. Les unités HU (CT) de l'eau solide pour le fantôme *Gammex 467* valent en moyenne $-6,1HU$, alors que pour le fantôme CATPHAN® elles valent entre $5HU$ et $18HU$ [46], ce qui en terme de densité revient à $1,02g/cm^3$ dans le cas du *Gammex 467* et entre $1,03g/cm^3$ et $1,04g/cm^3$ pour le CATPHAN® (en utilisant la courbe de calibration CT). La différence entre les densités des deux fantômes étant de l'ordre du pourcent, elle ne suffit pas à expliquer la différence de densité entre le CT et le CBCT. En effet dans le cas de la modalité sein on peut observer une différence relative au CT des unités HU de l'ordre de 9% pour les deux accélérateurs, pour la modalité pelvis/poumon cette différence relative est de l'ordre des 15% et finalement pour la modalité ORL, elle est de l'ordre de 24%.

En plus de la différence en densité, les modalités d'acquisition ne sont pas exactement les mêmes. Comme expliqué ci-dessus, pour la modalité ORL la tension était de 100kV, alors que pour les deux autres modalités, ainsi que pour l'acquisition de la courbe de calibration du CT, la tension vaut 120 kV, ce qui explique la différence plus importante entre la modalité ORL et l'acquisition CT. D'autre part les mAs ne sont pas non plus les mêmes, l'acquisition CT du *Gammex 467* est fait avec 400 mAs, alors que dans le cas de l'acquisition CBCT pour la modalité pelvis/thorax l'acquisition est faite avec 350 mAs, pour la modalité ORL elle est fait avec 20 mAs et pour la modalité sein elle est faite avec 200 mAs. Le rapport signal sur bruit (SNR) sera meilleur pour les modalités avec un nombre de mAs plus élevé.

Finalement, cette différence est aussi due à la difficulté qu'a le CBCT à attribuer les unités HU correctes, à cause d'artéfacts et de bruit dans l'image (cf. section 5.3). Ceci explique aussi pourquoi les unités HU pour la modalité sein sont les plus proches de celles obtenues pour le CT. En effet, dans le cas de la modalité du sein il y aura moins de diffusés grâce à la limitation de la rotation à un demi arc de cercle, contrairement aux autres modalités où la rotation est complète.

Étant donné que nous avons fait cette étude préliminaire uniquement pour avoir un aperçu qualitatif sur la variabilité des unités HU CBCT au cours du temps, nous ne pouvons pas en conclure la fréquence à laquelle il faudrait mettre à jour la courbe de calibration CBCT, en vue de l'utiliser à des fins dosimétriques. Si on décide d'utiliser une courbe de calibration, il faudra refaire une étude plus approfondie sur la variabilité des unités HU CBCT au cours du temps, mais surtout sur leur variabilité par rapport aux unités HU du CT.

La fédération européenne de l'organisation pour les médecins médicaux (EFOMP) recommande d'agir au plus tard à partir d'un écart de $\pm 50 HU$ entre la mesure et la valeur obtenue lors du commissioning, si on souhaite utiliser le CBCT pour le calcul de dose [47]. La stabilité va dépendre du CBCT, des mo-

alités d'acquisition et du traitement d'image, ainsi Schröder et al. [48] ont estimé que pour eux une calibration de la courbe après chaque maintenance était suffisante.

Au lieu d'une courbe de calibration CBCT, nous avons décidé d'utiliser une simple table de conversion, limitée à sept densités différentes, fournie par *Raystation*. Cette table de conversion à l'avantage d'être simple d'utilisation et ne nécessite aucune manipulation supplémentaire du CBCT, en dehors des images de positionnement.

11 Densité CBCT vs densité CT

Nous avons relevé les unités HU CBCT et les unités HU CT au sein de différents organes pour les images de seins et de poumons, et nous avons ensuite comparé les densités que le tableau de conversion CBCT et la courbe de calibration CT fournissent. Nous avons fait cela pour des patients de 2018 et 2019.

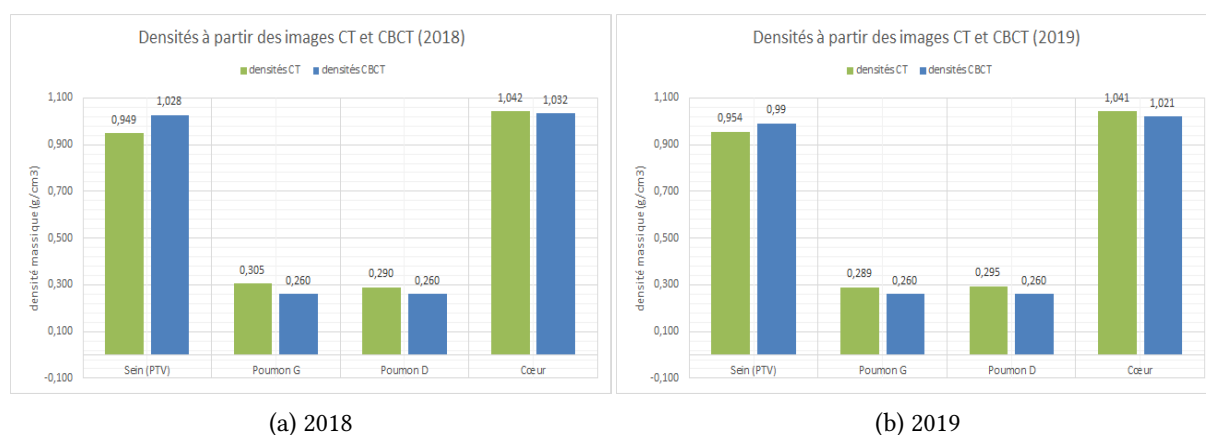


FIGURE (30) Densité à partir des images CT et CBCT pour 4 ROI

Sur ces deux histogrammes, où l'on peut voir les densités obtenues à partir des images CT et CBCT, on remarque que les différences sont petites, en particulier en 2019. On observe les différences les plus grandes pour le sein et les poumons. Dans le cas du PTV-sein, l'utilisation du tableau de conversion pour le CBCT entraîne une surestimation de la dose ($0,058g/cm^3$ de différence moyenne; 6,05% de différence relative moyenne). Dans le cas des poumons et du cœur le tableau de conversion CBCT apporte une sous-estimation de la dose. Dans le cas du poumon par exemple, la densité massique prévue dans le fantôme *Gammex 467 - SN 100430// 802 428-1639* est de $0,29g/cm^3$ pour l'insert *Lung 300* et de $0,47g/cm^3$ pour *Lung 450*, alors que dans le cas des images CBCT nous avons $0,26g/cm^3$. Il est donc évident que la densité des poumons est sous-estimée dans l'estimation de la variation de la dose. La différence relative dans le cas du poumon varie entre $-4,16\%$ et $-20,53\%$ (cf. Annexe 14.2, tableau 15).

Méthode	Sein (PTV)		Poumon G		Poumon D		Coeur	
	HU	g/cm^3	HU	g/cm^3	HU	g/cm^3	HU	g/cm^3
CT-CBCT	-74,61	1,05	-725,07	0,26	-698,33	0,26	-26,47	1,05
CT classique		0,95		0,30		0,32		1,01
CBCT	-243,33	1,05	-748,54	0,26	-650,53	0,26	-179,38	1,05

TABLE (8) Unité HU et densité massique (g/cm^3) pour les images CT utilisant le tableau de conversion CBCT (CT-CBCT), les images CT utilisant les courbes de calibrations classiques (CT classique) et les images CBCT utilisant le tableau de conversion (CBCT)

Le tableau 8 montre bien que la limitation à 7 densités du tableau de conversion fourni par *Raystation* a un impact sur l'attribution des densités. Pour un même nombre d'unités HU, les 2 méthodes d'attribution de densités fournissent des densités différentes de $0,03g/cm^3$ à $0,1g/cm^3$.

Ce tableau permet aussi de mettre en évidence l'avantage du tableau de conversion, on remarque que même avec un nombre HU CBCT différent des HU CT, l'attribution de densité n'en sera pas affectée. Cela n'est plus le cas si jamais les unités HU du CBCT se retrouvent hors de l'intervalle de HU correspondant à la densité attendue. La limitation à 7 densités est donc à la fois la faiblesse et la force de cette méthode. Même si l'attribution des densités n'est pas aussi précise qu'avec une courbe de calibration, la variabilité des unités HU CBCT par rapport au CT ne va pas impacter l'attribution de densité. Ceci nous permet d'utiliser les tableaux de conversion CBCT sans se soucier des unités HU du CBCT et nous pouvons nous contenter d'importer les images CBCT dans *Raystation*, afin d'évaluer la dose sur ces derniers.

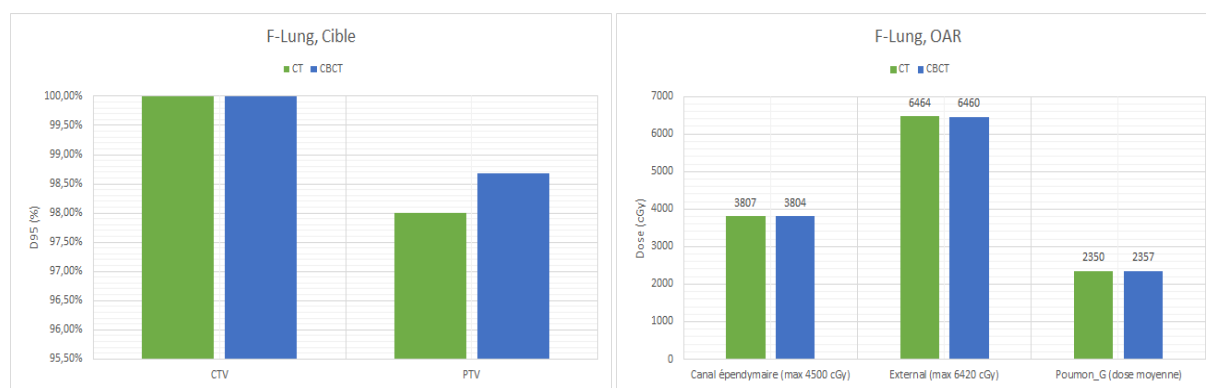
Il reste donc à voir si le léger écart en densité aura un impact sur le calcul de dose ou non.

12 Calcul de dose sur les images CBCT

Les résultats présentés dans les histogrammes correspondent aux résultats spécifiques à un patient (chaque traitement étant légèrement différent, il n'est pas possible de comparer directement les valeurs de dose entre patients). De plus, pour les valeurs de dose obtenues à partir des CBCT, il s'agit de la moyenne des doses sur toutes les fractions considérées.

En annexe 14.3 se trouvent les tableaux avec les estimations de dose pour les objectifs cliniques et les statistiques de dose, pour au moins 1 patient par type de traitement.

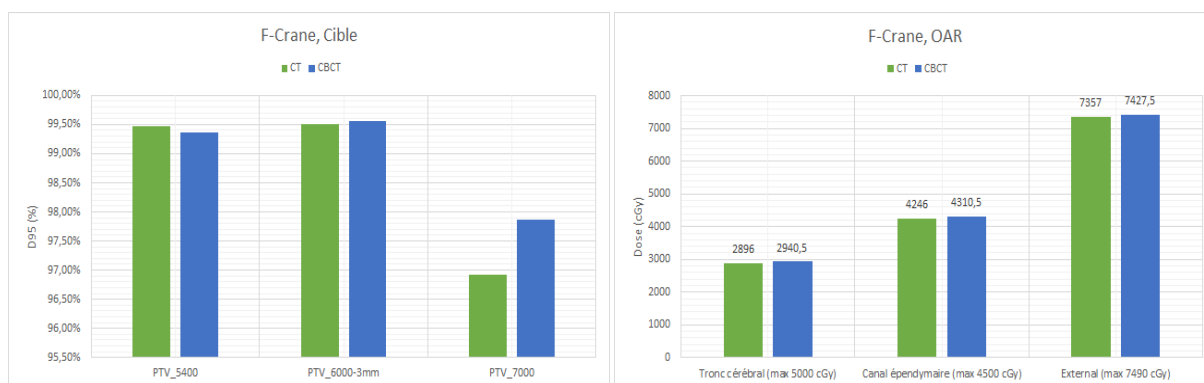
12.1 Etude sur fantômes anthropomorphiques



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) sur les images CT et CBCT (b) Dose maximale ou dose moyenne reçue par les OAR (valeur entre parenthèses = objectif clinique)

FIGURE (31) Traitement pulmonaire sur le fantôme CIRS

Pour le calcul du plan de traitement dans un poumon, on a pu observer un très bon accord entre la dose planifiée (à partir des images CT) et la dose délivrée (obtenue à partir des images CBCT) pour les OAR. On a remarqué que la couverture du PTV a augmenté en moyenne de 0,69%. Par contre la quantité de points chauds à 107% de la dose de prescription a elle aussi augmenté, mais sans pour autant dépasser un volume de $3cm^3$ (tolérances de l'ICRU62 [5]). Les deux histogrammes (Figure 31) traduisent bien ces observations. Notons que malgré le fait que la quantité de points chauds augmente, la valeur de ces points chauds ne change quasiment pas et elle diminue même (cf. Figure 31b).



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) sur les images CT et CBCT

(b) Dose maximale ou dose moyenne reçue par les OAR (valeur entre parenthèses = objectif clinique)

FIGURE (32) Traitement ORL sur le fantôme crâne

Dans le cas d'un traitement ORL, on retrouve des résultats très similaires, les écarts entre CT et CBCT pour les organes à risques étaient en moyenne légèrement plus grand. On observe l'écart le plus important pour le PTV de la tumeur même (PTV-7000), pour les cibles nécessitant une dose moindre (PTV-5400 et PTV-6000-3mm³) la différence est moins marquée.



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) sur les images CT et CBCT

(b) Dose moyenne reçue par les OAR pour les 3 types de traitements

FIGURE (33) Traitement du sein sur le fantôme CIRS

Pour le calcul de dose pour un traitement du sein, on observe de claires différences entre les CBCT avec et sans bolus. Dans le cas sans bolus les différences relatives de la dose maximale entre CT et CBCT restent en dessous de 1% pour le plan 3D-CRT. Dans le cas des deux plans VMAT les différences sont du même ordre de grandeur. Comme on peut le voir sur la figure (33b), en fonction de la méthode de traitement choisie, la dose reçue par l'external ou le poumon varie considérablement. Quant à la couverture de la cible (cf. Figure 33a), celle-ci reste identique au CT à moins d'un pourcent près pour les fractions sans bolus.

À partir de la fraction 2, on a ajouté un bolus de 3mm. Quel que soit la méthode de traitement choisie, on observe alors une légère baisse de couverture, avec la différence relative maximale de -3,56% pour le traitement VMAT avec bolus virtuel (cf. annexe 14.3, tableau 52). On a aussi observé une baisse de

3. PTV-6000-3mm fait référence au PTV-6000 auquel on a retiré 3mm de façon isotrope. Le chiffre derrière le PTV fait référence à la dose de prescription (cGy) souhaitée sur cette structure

la dose au niveau des OAR.

Dans le cas du CBCT avec un bolus de 5mm, les écarts entre CT et CBCT sont encore plus marqués, la couverture diminue de façon non négligeable au niveau du PTV-5mm⁴ pour les 3 types de traitement, avec l'écart le plus marqué dans le cas du plan 3D-CRT. Par contre nous avons aussi remarqué que cette dernière augmente légèrement au niveau du CTV dans le cas du plan 3D-CRT et elle augmente significativement pour le PTV (sans contraction de 5mm) et le CTV dans le cas des deux plans VMAT. Ce qui s'explique du fait que la couche de polyuréthane va absorber une partie du build-up des photons et contrairement au cas sans bolus, le PTV et le CTV vont se retrouver dans une région de dose uniforme, au lieu d'une région de gradient de dose, résultant à un dépôt de dose supérieur.

Finalement pour le cas du CBCT avec un bolus de 8mm la différence au niveau des OAR est similaire au cas du CBCT avec le bolus de 5mm, par contre la couverture au niveau du PTV-5mm continue à diminuer. Sur la figure (33a) on observe que la perte de couverture entre le bolus de 3mm et de 5mm est plus grande qu'entre 5mm et 8mm pour le traitement 3D-CRT. Pour les deux plans VMAT on observe le contraire.

Finalement nous avons aussi calculé la dose d'un plan de traitement de la prostate, sur le fantôme pelvis. Tout d'abord nous avons regardé l'impact que peuvent avoir différents bolus sur l'estimation de la dose. Pour cela nous avons comparé la dose au sein d'une ROI cubique définie au centre du fantôme, ainsi que la dose à la peau (external).

En l'absence de bolus, la différence relative de dose moyenne entre le CT et les CBCT valait en moyenne 1,35%. Le fait d'ajouter un bolus a effectivement modifié la dose reçue au centre du fantôme (cf. Figure 34), on peut observer une diminution supplémentaire de 1,53% de la dose dans le cas du bolus de 5mm (fraction 6). Dans le cas d'un bolus de 8mm (fraction 8) et de 3mm (fraction 7) la perte de dose est moins marquée que pour le bolus de 5mm. Le bolus de 5mm, qui entoure le patient, a le plus grand impact sur la dose, mais au centre du fantôme cet impact reste relativement faible (différence relative d'au plus -2,89% (cf. Annexe 14.3, tableau 53)). Comme attendu c'est au niveau de l'external que le bolus a le plus d'impact, on a trouvé une différence relative de la dose moyenne de -14,03% et de -3,09% pour la dose maximale à l'external.

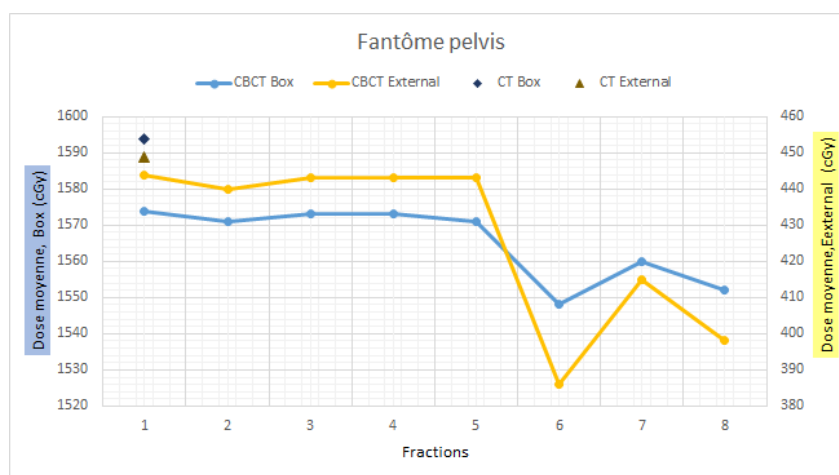


FIGURE (34) Dose moyenne de planification (CT) et au cours des différentes fractions (CBCT); Fraction 6 : bolus de 5mm sur la périphérie du patient; Fraction 7 : bolus de 3mm; Fraction 8 : bolus de 8mm

Nous avons ensuite imposé une densité de $0,95g/cm^3$ sur l'ensemble du fantôme des images CBCT. Cette sous-estimation de la densité induit une augmentation de 2,06% (sans bolus) de la dose au centre

4. PTV auquel on a retiré 5mm sur la face parallèle à la peau

du fantôme. Plus la densité, estimée par le tableau de conversion CBCT, s'éloigne de la densité utilisée pour le calcul de dose lors de la planification et plus l'estimation de la dose sera erronée. Pour des légers écarts la différence relative reste dans les 2% et dans le cas où on a imposé une densité de $0,26g/cm^3$ au fantôme, la différence va au-delà de 30% de différence relative.

Malgré le fait qu'on ait appliqué exactement le même tableau de conversion pour chaque CBCT, on observe que la dose moyenne au sein de la box varie légèrement. On obtient un écart-type maximal de 1,2 pour la configuration avec une densité de $1,05g/cm^3$. Les déviations standards sont aussi plus grandes pour la D1 (dose reçue par 1% du volume de la ROI), mais restent toujours inférieurs à 2. Étant donné que la densité est uniforme sur tout le fantôme et est identique pour tous les CBCT, l'écart aurait pu provenir d'une différence au niveau de la coregistration, or la coregistration d'un fantôme uniforme est quasiment parfaite (incertitudes données par les tolérances QC). Le seul paramètre restant est le calcul de dose même, qui est caractérisé par des incertitudes qui lui sont propres.

Nous avons vu dans la section précédente (11) que l'attribution des 7 densités sur les images CBCT entraînait une attribution de densités différentes de celles des images CT. On peut s'attendre à ce que cette différence apporte une erreur quant à l'estimation de la dose sur les images CBCT.

L'incertitude liée à l'attribution d'une certaine densité, comprend aussi l'incertitude liée aux valeurs des unités HU, même si cette incertitude est fortement réduite par la limitation aux 7 densités. À cette incertitude il faut ajouter l'incertitude liée à l'algorithme de calcul de dose, l'incertitude liée à la définition des différentes structures sur les images CBCT, y compris l'incertitude liée aux outils du TPS permettant de réadapter le contour externe à la nouvelle géométrie du patient. Ces outils se basant sur les niveaux de gris, cette incertitude est aussi liée à l'attribution des unités HU.

Dans le cas de l'étude sur des fantômes anthropomorphiques, nous pouvons supposer que l'incertitude sur l'estimation de la dose sera principalement due à l'erreur sur la densité. Les fantômes ayant des géométries très simples et invariantes au cours du temps, nous pouvons supposer qu'il n'y aura pas d'erreurs (ou alors très peu) liées au positionnement du fantôme et au contourage des structures internes. Il n'y aura pas de mouvement intra-fractionnelle et pas de changements anatomiques interfractionnelles, sauf dans les cas où nous avons volontairement simulé un tel changement, par ajout de couches de polyuréthane. De plus, les fantômes sont principalement composés d'eau solide et ne comportent qu'un nombre restreint de densités différentes, nous nous trouvons donc dans une configuration simple et proche des conditions de référence pour le calcul de dose absolue [49]. Nous pouvons nous attendre à ce que l'erreur liée aux incertitudes de l'algorithme de calcul de dose soit minimisée. Il reste donc l'incertitude liée à l'attribution de densité, ainsi que celle liée à la définition du contour externe. Pour définir l'external sur les images CBCT, nous avons utilisé un seuil des unités HU, ce seuil n'étant pas exactement le même que pour le CT, il est possible que le contour ne soit pas exactement le même. En effet, les résultats ont montré que c'est au niveau de l'external que l'écart relatif était en général un peu plus grand, plus précisément au niveau de la quantité de point chauds.

La différence du contour étant très petite, elle n'explique pas les légers écarts dans l'estimation de dose au sein de structures se trouvant au centre des fantômes. Dans ce cas-là, c'est la différence en densité qui est probablement à l'origine des écarts en dose. Cette différence de densité était la plus marquée pour la ROI du poumon (CT : $\bar{\rho} = 0,29g/cm^3$; CBCT : $\bar{\rho} = 0,26g/cm^3$), où nous avons une différence relative moyenne de $-11,02\%$ (côté gauche et droit confondu) (cf. Annexe 1, Tableau 15). L'estimation de la dose sur les images CBCT a montré une différence relative moyenne de $0,69\%$ pour le PTV.

Dans le cas du sein la différence relative moyenne de densité était de $6,05\%$ (cf. Annexe 1, Tableau 15) et la différence au niveau de la dose était en dessous de $0,5\%$ pour le PTV-5mm (quel que soit la méthode de traitement choisie). La mauvaise attribution de densité impacte donc bel et bien l'estimation de la dose, mais cette erreur reste inférieure à 1% .

Lorsque nous avons ajouté un gonflement artificiel au fantôme CIRS ou au fantôme pelvis, nous avons

bel et bien observé une augmentation des écarts entre la dose de planification et la dose délivrée. Dans le cas du sein nous avons aussi remarqué que pour le CTV, qui avait été défini de telle sorte à être accolé à l'external, la couverture a augmentée avec la présence des bolus de 5 et 8mm, au lieu de diminuer. Ceci s'explique facilement par l'influence du build-up : le bolus va permettre d'absorber le gradient de dose caractéristique de la région du build-up, laissant ainsi le maximum de dépôt de dose dans la région du CTV. Ce décalage du pourcentage de dose en profondeur (PDD) va induire une augmentation de la couverture au lieu d'une diminution. Afin de s'affranchir de cet effet, nous avons comparé les doses au sein du PTV, auquel on a retranché 3mm pour ne plus être collé à la paroi (PTV-3mm).

Dans le cas du traitement d'un sein, nous avons aussi regardé si la technique utilisée influence la sensibilité aux changements anatomiques. Nous avons remarqué que l'utilisation du VMAT (en particulier le VMAT sans bolus virtuel) apporte une plus faible variabilité de la dose à la cible dans le cas des couches de polyuréthanes de 5 et 8 mm en comparaison avec le 3D-CRT, par contre il apporte une plus grande variabilité au niveau de la dose aux OAR.

Nous avons aussi regardé l'influence de la localisation du gonflement. Ainsi nous avons pu nous rendre compte qu'un gonflement purement antérieur avait moins d'impact sur la dose qu'un gonflement global (antérieur et latérale). Ceci est tout à fait logique, étant donné la position des faisceaux de traitements (2 faisceaux latéraux, un faisceau antérieur et un faisceau postérieur). Par contre, même si nous avons pu observer une différence de dose au sein de la cible avec la présence de bolus, cette différence reste très faible. Contrairement à la dose à l'external, où la différence est très marquée. Ceci est probablement lié au fait que nous avons calculé la dose au sein d'une petite ROI au centre du fantôme. On peut s'attendre à ce que plus les structures seront proches de la peau du patient et plus le gonflement aura un impact sur la dose que ces derniers vont recevoir. Au niveau de la peau nous nous retrouvons dans la région de build-up, qui est une région de haut gradient de dose et chaque petit changement aura un impact sur la dose beaucoup plus important que dans une région où le gradient de dose est très faible, comme c'est le cas par exemple au sein de la box.

Finalement à l'aide du fantôme pelvis nous avons aussi regardé l'impact d'une mauvaise attribution de densité et nous avons pu observer que tant que la différence entre les densités n'est pas trop grande, l'impact sera lui aussi faible. Nous n'avons pas quantifié à partir de quand l'impact était significatif, mais il faudra probablement un écart en unité HU de l'ordre de la moitié de la taille de l'intervalle HU.

12.2 Etude sur patients

De manière générale nous avons remarqué que l'estimation de la dose sur le CBCT est très proche de ce qui avait été trouvé sur base des images de simulation, lorsqu'il n'y a pas eu de problème de placement du patient et lorsqu'il n'y a pas eu de changement anatomique. Nous avons aussi observé qu'en général la couverture du PTV et du CTV diminue aussi très légèrement.

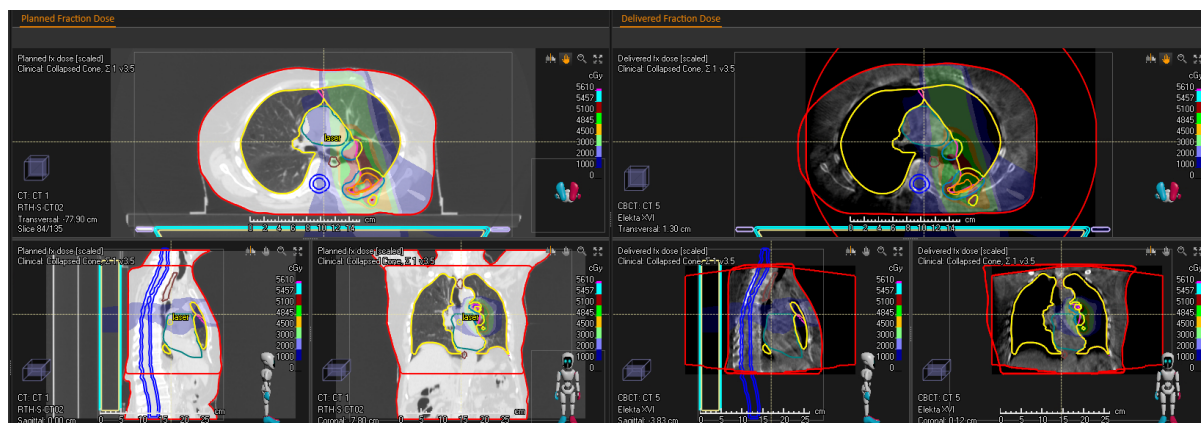


FIGURE (35) Différence de distribution de dose pour un traitement pulmonaire

Dans le cas du poumon on observe une augmentation assez importante de la dose moyenne à l'external, mais la dose maximale de l'external n'a pas changé de façon significative sur l'ensemble des patients considérés. Quant aux autres OAR, nous avons observé qu'en moyenne c'est pour le cœur et l'œsophage que les différences sont les plus grandes. Nous avons une différence relative moyenne de $-3,42\%$ pour le cœur et de $-2,76\%$ pour l'œsophage.

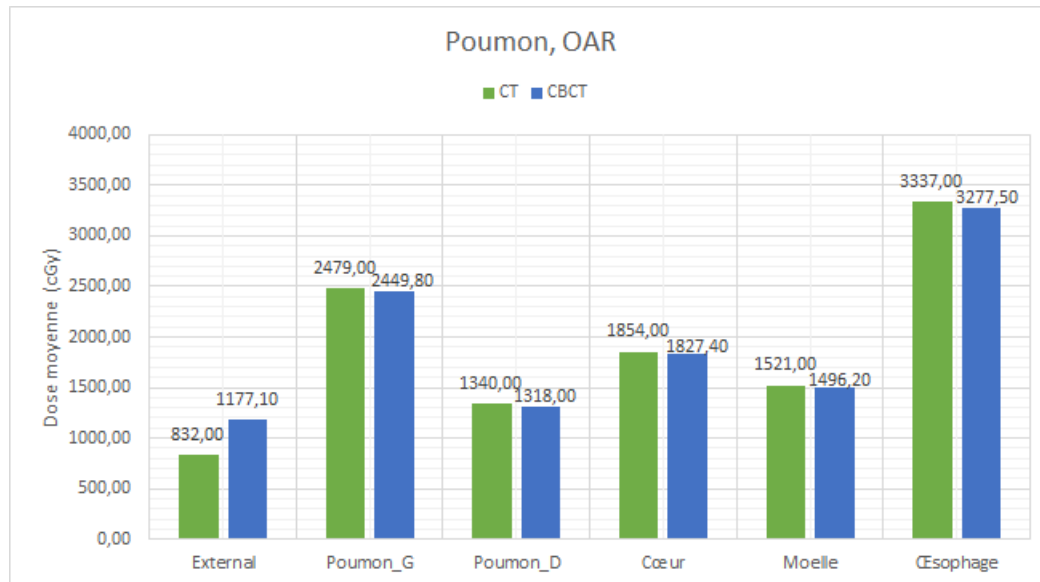


FIGURE (36) Dose moyenne reçue par les OAR pour un traitement du poumon

Remarquons que pour la ROI des poumons nous avons observé la différence relative en densité la plus grande (11), ceci explique en partie pourquoi on a une sous-estimation de la dose dans le poumon. Dans le cas d'un patient, la couverture du CTV des ganglions a drastiquement diminué. On est passé d'une couverture de 100% à une couverture de 15,23% puis à 60,35%. Nous avons remarqué que pour la fraction où la couverture était de 15,23%, le déplacement effectué ce jour-là était plus important que

toutes les autres fractions et, parmi les fractions étudiées, il s'agissait du seul à avoir été effectuée vers les pieds du patient. Nous avons effectivement remarqué que pour cette fraction le couverture est très mauvaise pour la partie inférieure de la cible.

Par contre les images coregistrées ne permettent pas de mettre en évidence si le recallage était mauvais ou non. La seule chose que les images coregistrées permettent de mettre en évidence est un léger décallage entre le contour externe du CT et du CBCT pour la partie postérieure du patient, qui a peut-être aussi joué un rôle dans la baisse de couverture de la cible.

Dans le cas de ce patient nous n'avons pas réussi à identifier exactement la cause du changement dosimétrique.

Les estimations de dose de traitement pour la région ORL sont très proches des estimations de planification, lorsqu'il n'y a pas de changements anatomiques. Nous avons aussi remarqué que la dose aux OAR a tendance à être légèrement supérieure à celle de planification.

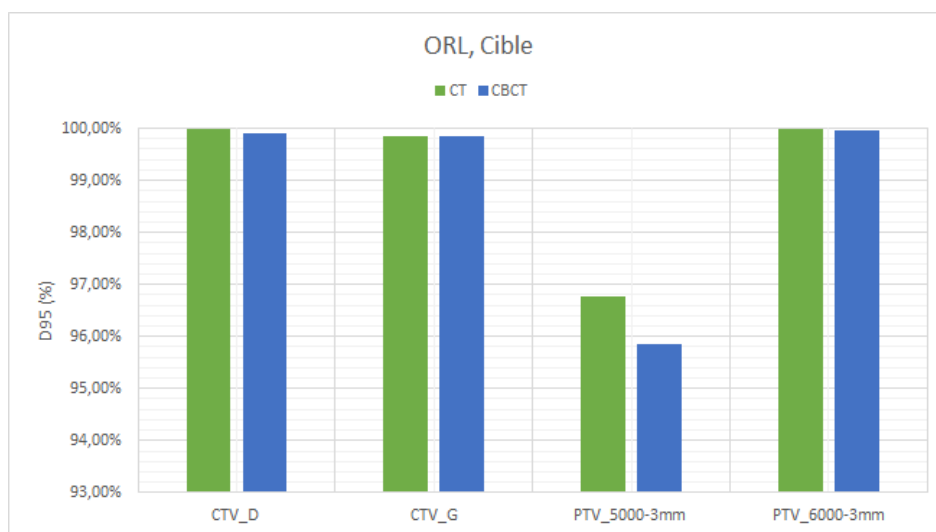
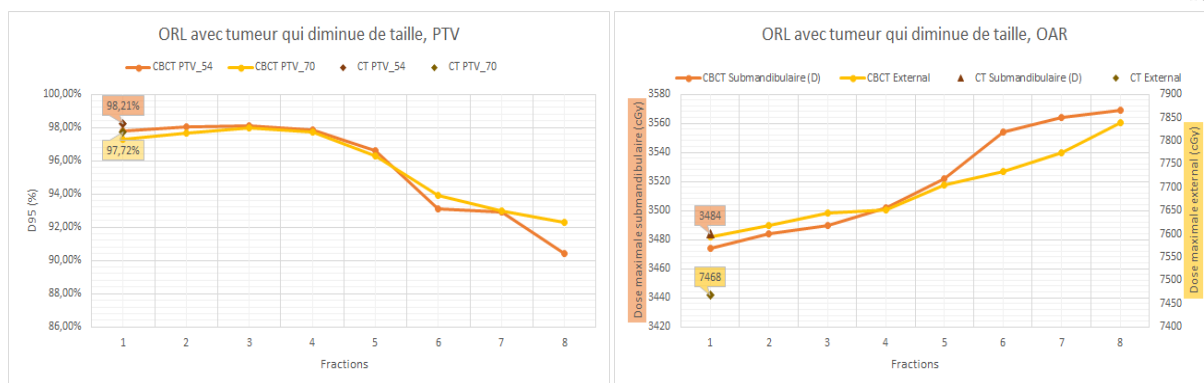


FIGURE (37) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) sur les images CT et CBCT

Nous avons ensuite analysé deux cas où la tumeur a diminué de taille au cours du traitement. Dans les deux cas nous avons bel et bien observé un changement au niveau de la dose aux OAR et au niveau de la couverture de la tumeur, nous avons constaté une diminution progressive depuis la première fraction jusqu'à la dernière. Ceci est particulièrement bien visible dans les trois dernières fractions, où le changement anatomique est lui aussi le plus reconnaissable sur les images CBCT. À cause de la diminution de la masse tumorale, nous avons observé que la dose aux OAR augmente et que certaines structures (comme par exemple la moelle épinière) dépassent les limites imposées dans les objectifs cliniques, sans pour autant sortir des tolérances de l'ICRU62 [5].



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) au cours des fractions

(b) Dose maximale de l'external et de la glande submandibulaire se trouvant dans la région traitée

FIGURE (38) Traitement ORL, cas d'une fonte tumorale

Étant donné que les structures ont simplement été recopiées depuis le CT vers le CBCT, sans déformations, nous ne pouvons pas garantir que ces doses correspondent à la réalité. En effet avec les changements anatomiques il est fort probable que certaines structures anatomiques auront bougé et les ROI ne correspondront donc plus à la localisation anatomique. Ceci ne posera pas forcément un problème, il suffit de se contenter de comparer la dose au niveau du CTV au lieu du PTV, afin d'avoir une estimation sur la dose délivrée à la tumeur.

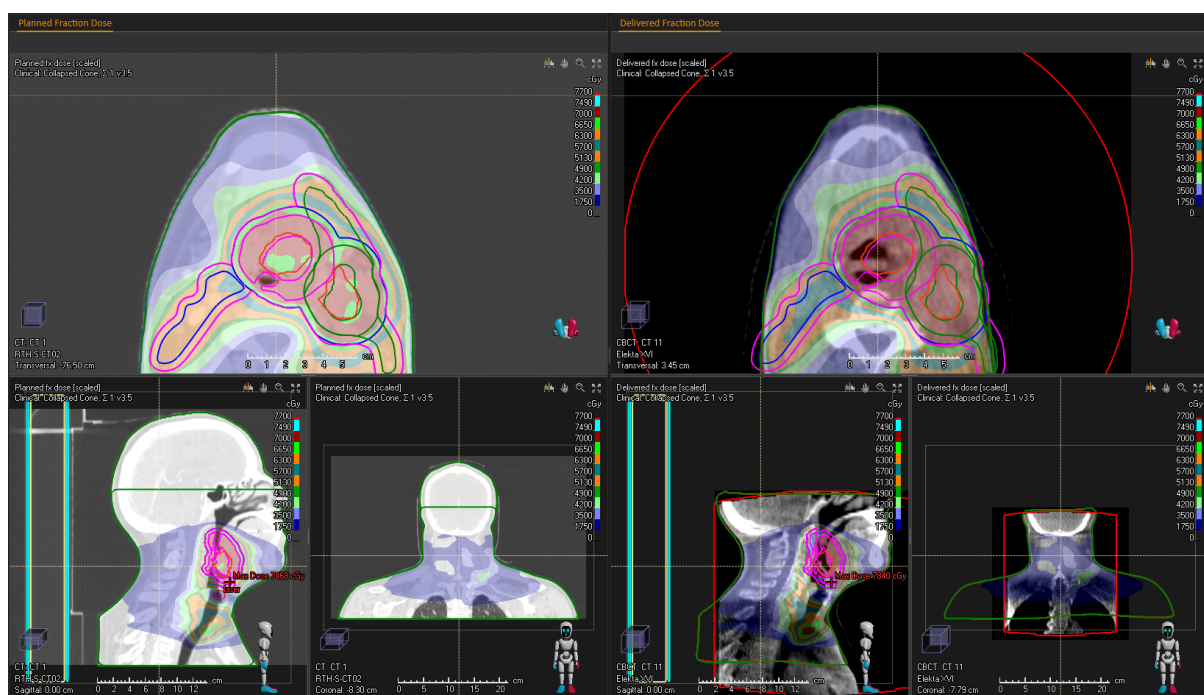
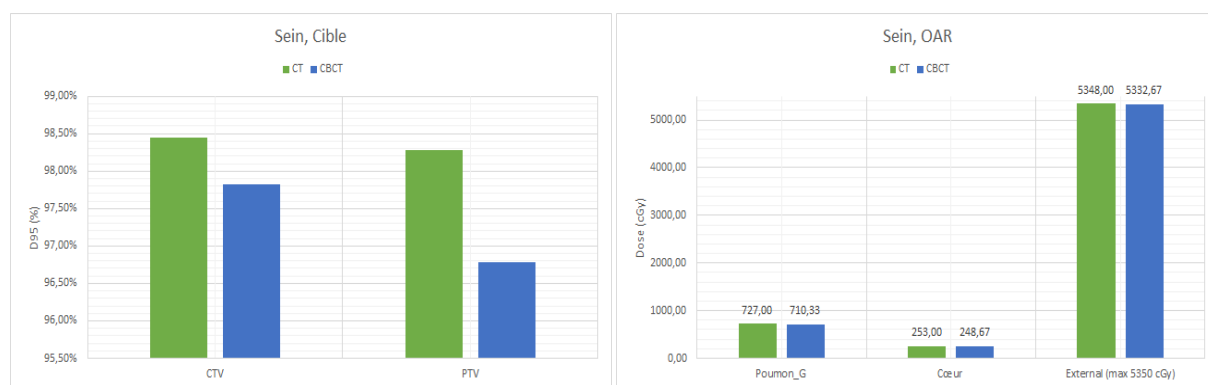


FIGURE (39) Évaluation de la dose à partir des images CT et CBCT pour un traitement ORL, mise en évidence d'une fonte tumorale

Nous nous sommes ensuite intéressés à la région du sein, car les changements anatomiques interfractionnels y sont fréquents, en particulier les gonflements du sein, nécessitant souvent une resimulation.

Dans le cas d'un traitement sans changement anatomique, nous avons observé la plus grande différence de dose, pour la dose maximale au niveau de la moelle, ce qui n'est pas surprenant étant donné que le CBCT du sein ne comprend souvent pas la moelle et que la densité dans cette région est simplement as-

similée à de l'eau. Par contre les doses moyennes des OAR sont très similaires à celles obtenues lors de la planification du traitement (cf. Figure 40b). Sur la figure (40a), nous remarquons que la couverture au niveau du PTV ne descend environ que de 1,5% et la différence au niveau du CTV est encore moindre. Les écarts entre simulation et traitement sont légèrement supérieurs à ce qu'on avait pu observer pour l'étude sur le fantôme (différence relative < 1%), mais les distributions de doses restent très similaires et les recommandations de l'ICRU [5] quant à la couverture et à la protection des OAR sont toujours vérifiées.



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95)

(b) Dose moyenne des OAR et dose maximale de l'external

FIGURE (40) Traitement du sein

Nous avons analysé de plus près un cas où une patiente a été resimulée à cause d'un changement anatomique. Après avoir évalué la dose sur base des images CBCT, nous avons remarqué que déjà dès la première fraction il y avait un léger gonflement du sein, visible sur les images CBCT, et que celui-ci a effectivement impacté la couverture.

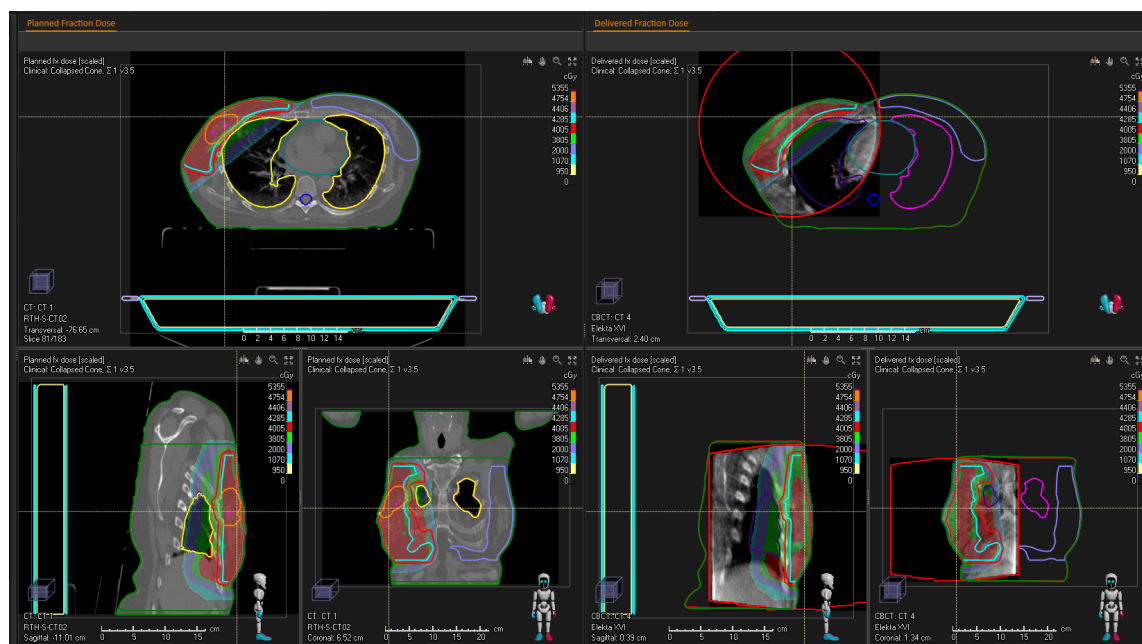
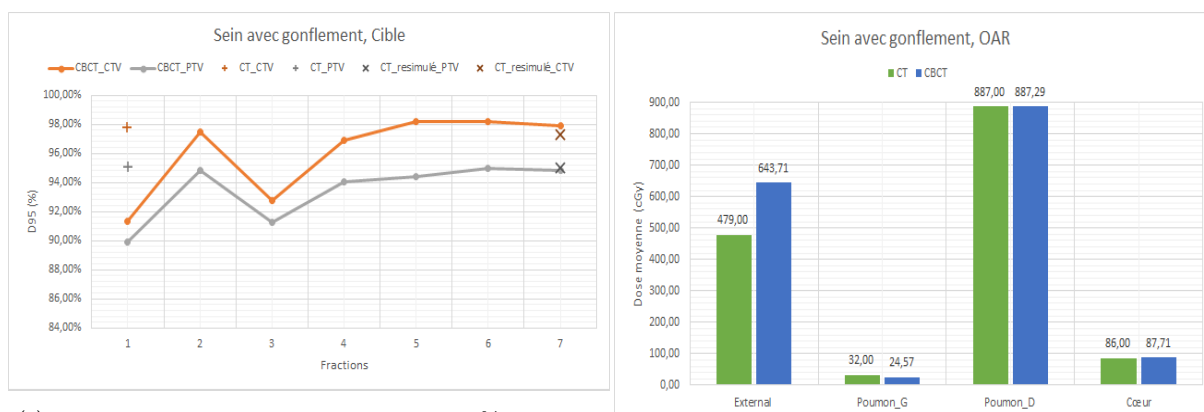


FIGURE (41) Distribution de dose pour un traitement de sein, gonflement visible

La couverture du PTV et du CTV diminue de façon non négligeable, comme nous pouvons le voir sur la figure (42a), on passe d'une couverture de 95,09% à 89,88% dans le cas du PTV. Mais par la suite, nous pouvons constater que la couverture se rapproche de nouveau de celle de planification. En moyenne on a une différence relative de 1,71% pour le CTV et le PTV. Une autre observation que nous avons pu faire, est que pour les OAR la dose ne change pratiquement pas, à l'exception de la dose à la peau qui augmente légèrement.

Nous avons aussi évalué le plan de traitement, établi sur les premières images de simulation, sur les images obtenues après resimulation (cf. croix sur la Figure 42a). La valeur alors obtenue est très proche de la couverture obtenue lors de la dernière fraction avant la resimulation. En considérant tout cela, nous pouvons remettre en question la nécessité de resimuler ce patient. Si dans le futur le service de radiothérapie décide d'utiliser cet outil en routine clinique, alors ce dernier pourrait permettre de mieux se rendre compte de l'impact que peut avoir un changement anatomique et le médecin pourra s'en servir pour influencer sa décision sur la resimulation. Il suffirait alors d'estimer la dose sur les images CBCT après chaque fraction et de voir l'évolution au cours du temps de cette distribution de dose. Si un problème de couverture ou de dose aux OAR persiste ou empire, cela pourra servir d'un bon indicateur qu'une resimulation est nécessaire. Dans cet exemple en particulier, l'estimation de la dose à chaque fraction aurait permis de remarquer que l'impact du changement anatomique se stabilise au cours des fractions et la resimulation à la septième fraction aurait pu être évitée.



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) au cours des fractions

(b) Dose moyenne des OAR

FIGURE (42) Traitement du sein, cas d'un gonflement

Finalement nous avons aussi analysé le cas particulier des traitements du sein où la patiente est allongée sur le ventre afin d'écarter le sein le plus possible du cœur (cf. Figure 44). Cette position, appelée le prône, est extrêmement difficile à reproduire. Sur les 7 patientes analysées, nous avons retrouvé une différence relative moyenne de $-4,74\%$ pour le CTV et de $-6,71\%$ pour le PTV.

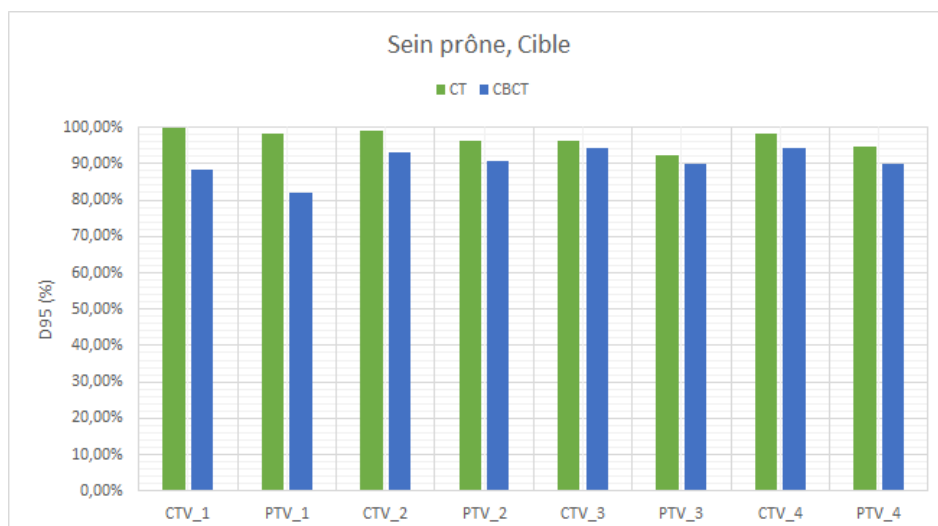


FIGURE (43) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95) pour 5 patientes traitées au sein en prône

Dans les sept cas, nous avons constaté que la coregistration entre les images CT et CBCT était mauvaise. En particulier dans les cas des patientes traitées avant 2020, nous avons remarqué que la coregistration longitudinale était mauvaise. On observe un décalage vers la tête de plusieurs coupes, induisant une perte de couverture non-négligeable. En plus de ce décalage longitudinal, nous avons observé un léger gonflement du ventre chez certaines patientes (cf. Figure 44), qui peut lui aussi être une des causes des changements dosimétriques.

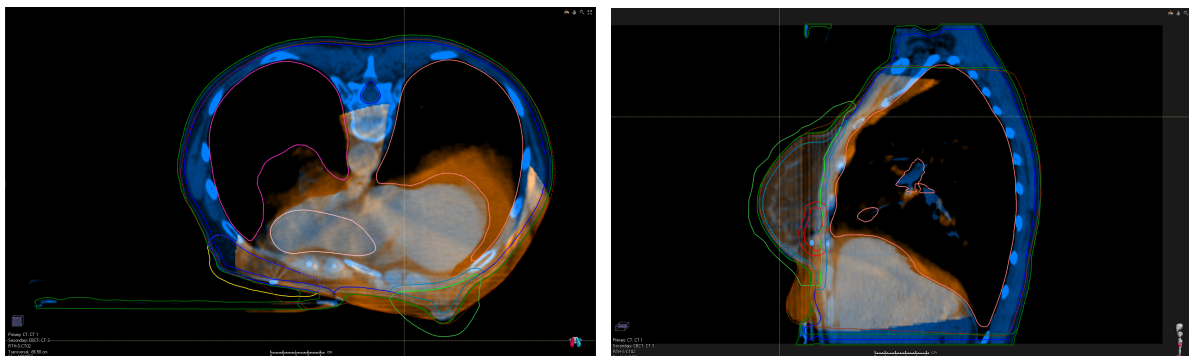


FIGURE (44) Coregistration des images CBCT sur les images CT, patiente traitée en prône, mise en évidence d'un gonflement du ventre (2019)

Pour ce qui est des cas plus récents (2020), nous avons constaté une meilleure coregistration, mais la géométrie globale de la patiente est toujours différente de celle en simulation (cf. Figure 45). À cause de ces changements la définition des structures (qui ont simplement été copiées sans aucune déformations depuis le CT vers les CBCT) ne correspond plus à la réalité anatomique et il n'est donc pas possible de véritablement comparer l'estimation de dose sur base des images CBCT, à la dose de planification.

Pour pouvoir utiliser les données dosimétriques, il faudrait d'abord utiliser une déformation non rigide pour réadapter les différentes structures à la nouvelle géométrie du patient. Le TPS *Raystation* est équipé d'un algorithme de déformation non rigide, mais sa précision n'a pas encore été vérifiée.

Même si les cas de prône n'ont pas pu nous donner d'informations sur la précision du calcul de dose, nous avons pu en extraire des informations sur la méthode de positionnement utilisée au CHU. Nous

avons observé que même si la méthode s'est améliorée entre 2019 et 2020, elle reste imparfaite. Cette méthode de positionnement est extrêmement difficile à réaliser pour les infirmiers, car même si la patiente est allongée sur la table de traitement exactement de la même façon qu'en simulation, il est toujours possible que le sein traité ne se trouve pas exactement au même endroit. Il suffit que la quantité de peau/ de tissus mous qui ne repose pas sur la table, mais qui va pendre dans le vide, soit un peu différente pour que la dosimétrie en soit affectée. De plus, il s'agit d'une position inconfortable pour la patiente, ce qui augmente le risque que cette dernière bouge pendant le traitement. De telles observations ne sont pas faciles à faire avec uniquement les images de superposition CBCT- CT disponibles pour le repositionnement du patient à la machine. L'outil *Raystation* du calcul de dose permet donc aussi de donner une information quant au positionnement du patient, à défaut d'informations dosimétriques précises.

Une alternative à cette méthode de traitement est de traiter la patiente en inspiration profonde bloquée (DIBH), mais cette méthode n'est à ce jour pas encore disponible au CHU de Liège.

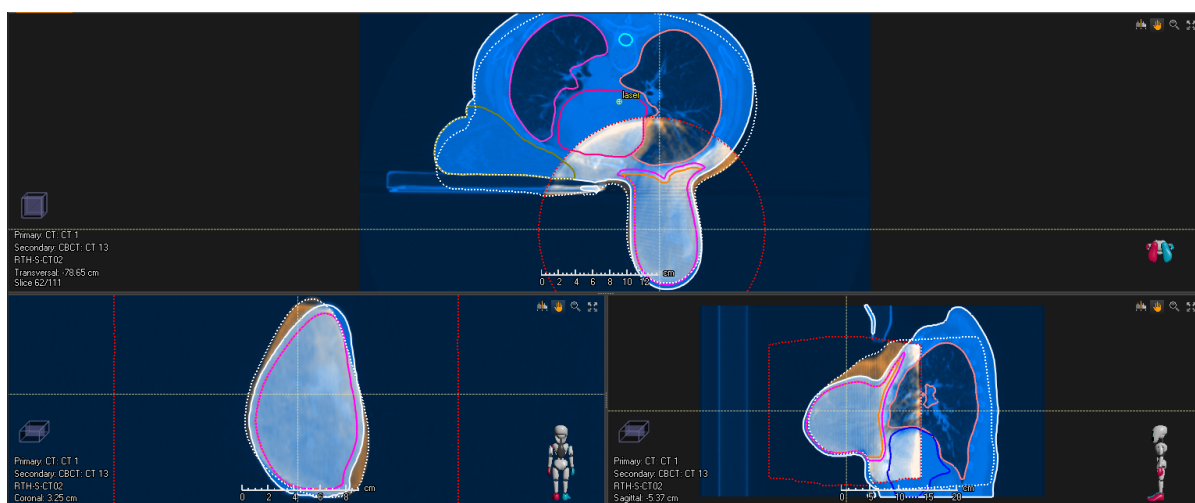


FIGURE (45) Coregistration des images CBCT sur les images CT, patiente traitée en prône (2020)

Nous avons aussi étudié quatre cas de traitement dans la région pelvienne. Parmi ces quatre patients, trois ont été traités au niveau de la prostate et un au niveau du rectum. En appliquant la coregistration effectuée par les infirmiers, nous avons pu constater une série de choses.

Tout d'abord dans le cas de plusieurs patients il y avait un léger "gonflement" du ventre latéralement et/ou antérieurement. Pour l'un des patients en particulier le ventre avait gonflé de 1 à 2 cm en antérieur. Nous avons aussi remarqué dans un cas que le positionnement n'était pas parfait et que le patient était incliné selon un axe cranio-caudal. Dans ce cas l'utilisation de l'outil de l'estimation de la variation de dose a permis de mettre en évidence un problème de positionnement.

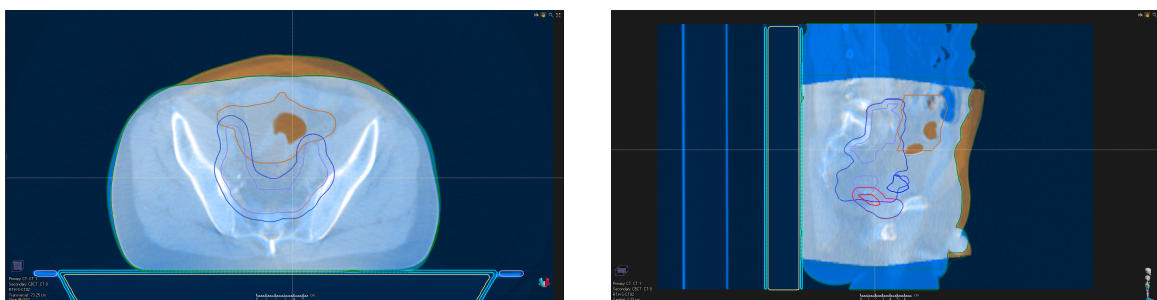


FIGURE (46) Coregistration des images CBCT sur les images CT, traitement de la prostate, mise en évidence d'un gonflement du ventre

Dans le cas des trois traitements de la prostate, la couverture du PTV et du CTV n'a que légèrement diminuée (la différence relative moyenne est inférieure à 2%). Dans le cas d'un patient, où nous avons pu observer un gonflement important du ventre pour la dernière fraction (cf. Figure 46), la différence relative entre le CT et le dernier CBCT était effectivement plus importante que pour les autres fractions (on passe d'une différence relative moyenne de $-0,32\%$ à $-1,26\%$ pour le PTV de la loge prostatique), mais la couverture restait néanmoins dans les tolérances de l'ICRU [5].

De manière générale les différences relatives pour les OAR (en particulier lorsqu'il s'agit des hautes doses) sont très importantes, mais étant donné que le contour de ces régions ne correspond plus à la réalité, nous ne pouvons pas nous fier à ces valeurs.

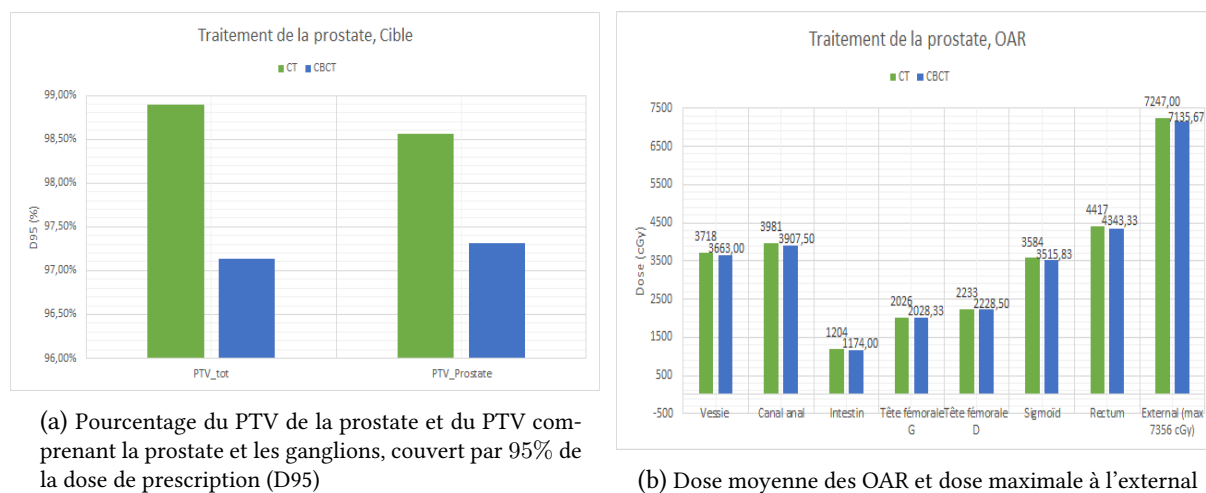


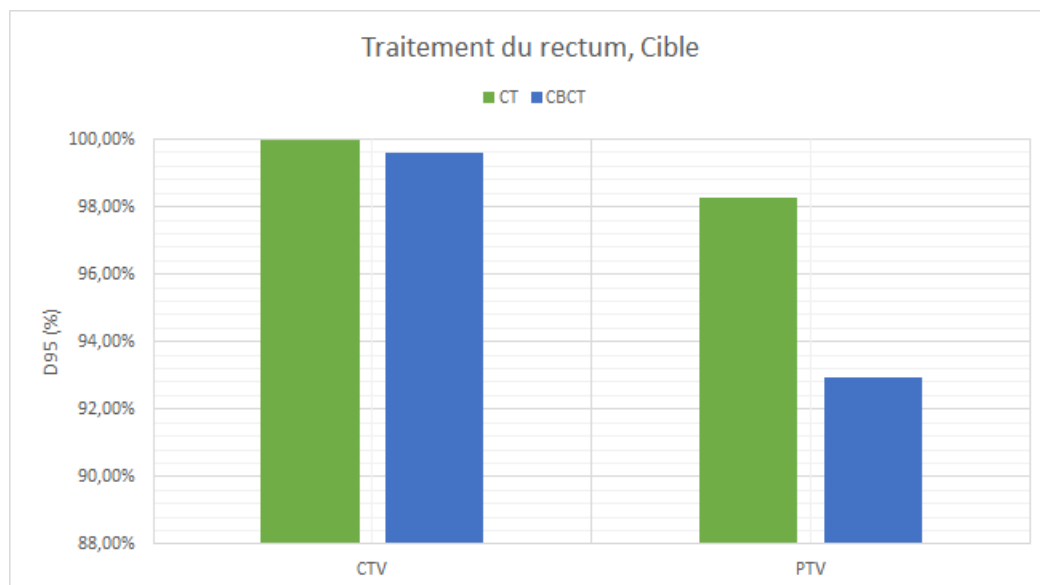
FIGURE (47) Traitement de la prostate

Dans le cas du traitement du rectum, nous avons pu observer une diminution importante de la couverture du PTV. Dans ce cas-ci, la coregistration était bonne et les organes à risques ne semblaient pas avoir trop bougé, par contre le contour externe du patient a légèrement changé. En analysant de plus près ce cas, nous nous sommes rendu compte que les densités dans les images CT et CBCT étaient différentes. Dans le cas de la région périphérique du patient le tableau de conversion CBCT associe les unités HU à une densité de tissus mous ($1,05g/cm^3$), alors que sur les images CT cette région est assimilée à une couche adipeuse ($\sim 0,95g/cm^3$). En modifiant l'intervalle d'unité HU correspondant à une densité de $0,95g/cm^3$, afin de se rapprocher des distributions de densités des images CT, nous avons obtenue une couverture de $96,4\%$ au lieu de $92,02\%$. Dans ce cas-ci c'est la mauvaise attribution de densité qui a fortement influencé les distributions de doses.

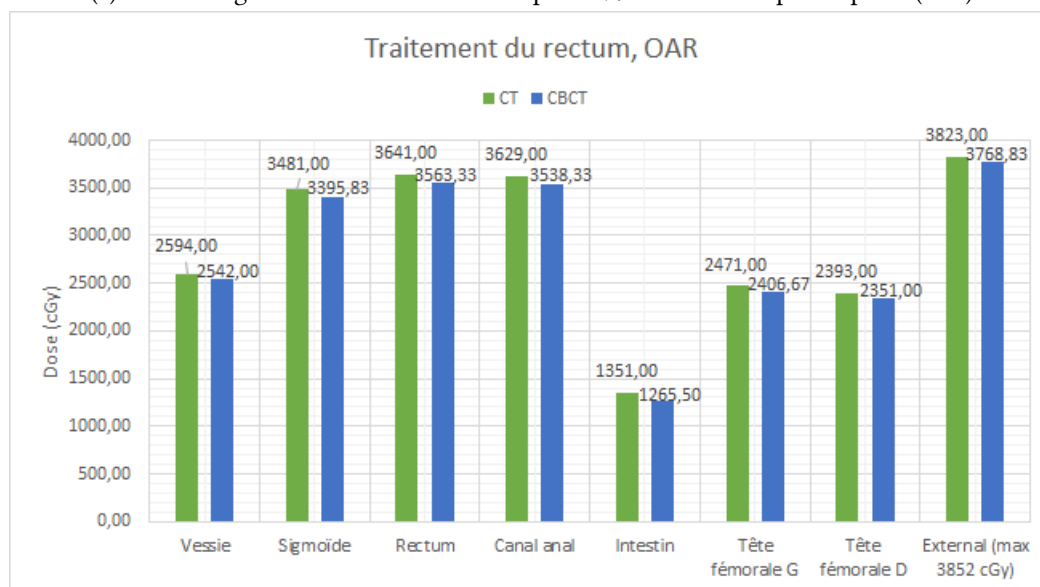
La région pelvienne est une région où l'on retrouve de nombreuses densités différentes, mais qui sont très proches les unes des autres. On retrouve des parties adipeuses ($\sim 0,95g/cm^3$), des régions de tissus mous ($\sim 1,05g/cm^3$), des os ($\sim 1,35g/cm^3$) et de la moelle osseuse ($\sim 1,10g/cm^3$). Le calcul de dose dans cette région sera moins précis et dans le cas du traitement du rectum, la structure cible est plus fine et allongée que la prostate par exemple, ce qui rend le calcul de dose dans cette ROI plus sensible à l'estimation des densités des structures environnantes.

Finalement nous avons pu observer que pour la majorité des patients traités dans la région pelvienne, le remplissage de la vessie et/ou des intestins et/ou du rectum avait changé depuis la simulation, impliquant que le contour de ces structures ne correspondait plus à leur position anatomique (en particulier dans le cas de la vessie). Ceci n'a pas eu l'air de réellement impacter la couverture de la cible à traiter, mais cela va influencer la dose reçue par les organes concernés.

Selon le protocole du CHU de Liège pour le traitement en région pelvienne, la vessie du patient doit être à moitié remplie. Grâce à l'estimation de la variation de dose, nous avons pu constater que les patients ont beaucoup de mal à reproduire le remplissage de la vessie.



(a) Pourcentage du volume cible couvert par 95% de la dose de prescription (D95)



(b) Dose moyenne des OAR et dose maximale à l'external

FIGURE (48) Traitement du rectum

Initialement nous espérions déterminer des seuils précis à partir desquels une resimulation est nécessaire, mais malheureusement nous n'y sommes pas parvenues. D'après ce que nous avons pu observer, ce n'est pas autant la taille du changement anatomique que la localisation et la forme de ce changement qui va influencer la dosimétrie. La décision d'une resimulation doit donc continuer à être appliquée au cas par cas.

Dans le cas du sein, le gonflement est assez uniforme pour les différentes patientes, et en se basant uniquement sur l'étude utilisant les fantômes, il semblerait qu'une épaisseur strictement supérieure à

3mm soit nécessaire pour que le changement au niveau de la dose soit significatif. Mais afin de pouvoir réellement définir un seuil à partir duquel une resimulation serait à considérer, il faudrait approfondir cette étude et analyser un nombre supplémentaire de cas avec une plus grande variété de changements anatomiques. Dans l'éventualité où un seuil est défini, il ne pourra s'agir que d'un seuil définissant un minimum à partir duquel une resimulation est potentiellement nécessaire. Au-delà de ce seuil il faudra de nouveau analyser chaque cas individuellement, avant de prendre une décision.

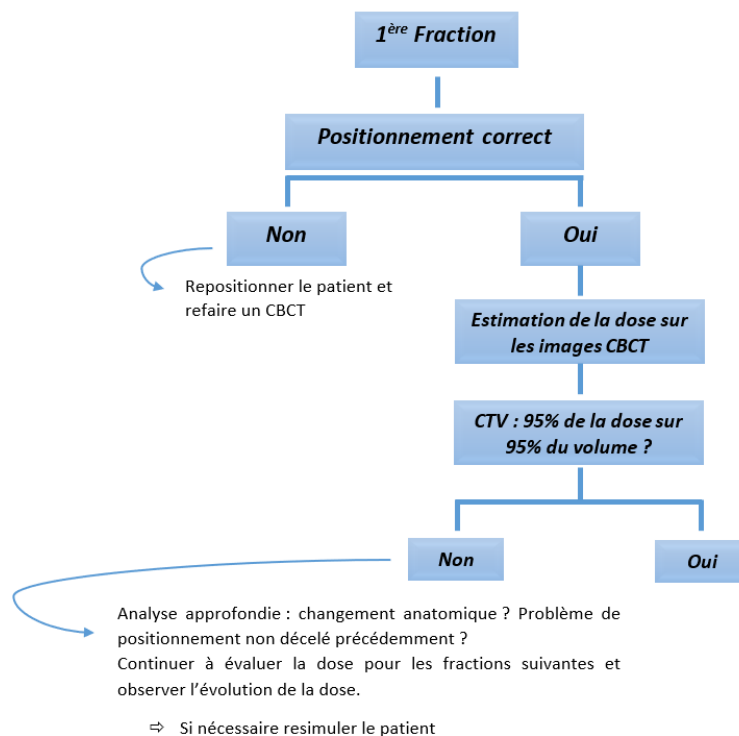


FIGURE (49) Arbre décisionnel quant à l'implémentation possible de l'estimation de la variation de dose

Concernant l'étude sur les traitements en région pelvienne, la position et la forme du gonflement étaient beaucoup plus variables et en fonction de cela, le changement anatomique a plus ou moins influencé les résultats. Ainsi nous avons pu observer qu'un gonflement (même important) uniquement en antérieur a peu d'impact sur les distributions de doses, par contre un gonflement global ou alors un gonflement latéral a un impact bien plus important sur le calcul de dose. On peut en conclure que plus le changement anatomique va couvrir une surface importante par laquelle vont passer les faisceaux et plus la dosimétrie en sera affectée. De par cette variabilité, il sera très difficile, voir impossible, de déterminer des seuils précis à partir desquels une resimulation est nécessaire. La définition d'un seuil dans la région pelvienne semble encore plus difficile que pour un traitement du sein.

Dans la région tête et cou, la variabilité des changements anatomiques est aussi plus importante que pour la région thoracique. Mais en plus de cela, un moindre changement anatomique peut entraîner de grandes différences sur la localisation et définition des différentes ROI, étant donné que cette région est beaucoup plus petite et que toutes les structures sont très proches les unes des autres.

Comme énoncé plus haut, dès que la définition des structures n'est plus garantie, les données dosimétriques doivent être analysées avec beaucoup de précautions. Dans le cas d'une fonte tumorale en région ORL, il est possible que les données dosimétriques soient encore correctes, si on se contente de regarder la dose au CTV.

Par contre les OAR et le PTV ne pourront plus être utilisés comme moyen comparatif entre la dose de traitement et la dose de planification.

Pour ce qui est de la région pelvienne, les changements de remplissage de la vessie par exemple, vont surtout influencer l'organe à risque même et peu le PTV. Finalement, dans le cas des traitements en prônes la variation de dose ne peut pas être utilisée pour en extraire des informations dosimétriques, mais elle est utile pour en obtenir des informations sur le positionnement du patient.

Conclusion

La première partie de ce travail consistait en une phase préparative, afin de permettre le calcul de dose par la suite.

Nous avons pu évaluer le fonctionnement de la table de concordance fournie par *Raystation*. Cet outil permet en effet d'avoir une bonne estimation de la dose délivrée, lorsque les images CBCT sont proches des images de simulation (pas de changement anatomique et pas de problèmes de positionnement). La force de cet outil est sa robustesse face aux variations des unités HU du CBCT par rapport au CT, qui vient de la limitation à 7 densités du tableau de conversion entre unités HU et densité. Mais, cette limitation va forcément aussi influencer la précision qui pourra être atteinte pour le calcul de dose.

Nous avons pu nous rendre compte que même avec une attribution des densités légèrement différente, l'évaluation de la dose reste très proche de la réalité. Cette évaluation de la dose sur base des images CBCT, même imparfaite, permet d'obtenir une très bonne estimation de la dose qui a réellement été délivrée, et elle permet aussi de mettre en évidence des problèmes de positionnement ou des changements anatomiques, avec une première estimation de l'impact que de tels changements auront sur la dosimétrie du patient.

Ainsi, dans les cas où les changements anatomiques ou les problèmes de positionnements étaient tel que la définition des différentes ROI n'était plus correcte, l'estimation de la variation de la dose a permis de mettre en évidence l'importance de ces changements ou de ces problèmes de positionnement

Alors que l'objectif de départ était de déterminer des seuils précis à partir desquels une resimulation serait nécessaire, nous nous sommes rendus compte que cela sera très difficile à cause de l'importance qu'ont la forme et localisation du changement sur l'estimation de la dose. La décision d'une resimulation doit donc continuer à être appliquée au cas par cas.

Plutôt que de déterminer des seuils précis, nous pouvons utiliser le calcul de dose sur base du CBCT, afin d'avoir un premier aperçu sur la distribution de dose et à partir de cela d'éventuellement décider si une resimulation sera nécessaire ou pas. Cet outil permet aussi de facilement visualiser tout changement anatomique ou toutes erreurs de positionnement bien plus facilement qu'à la machine.

Cet outil pourra donc être intégré dans les protocoles cliniques afin d'aider les physiciens et médecins pour avoir un suivi du traitement et pour prendre des décisions quant à la réadaptation du plan de traitement.

Bibliographie

- [1] Musée Marie Curie histoire radiothérapie. <https://musee.curie.fr/decouvrir/documentation/histoire-radiotherapie>. Accessed : 2019-10-12.
- [2] Histoire de la radiothérapie. http://www.laradioactivite.com/site/pages/Historique_Radiotherapies.htm. Accessed : 2019-10-12.
- [3] Srinivasan K, Mohammadi M, Shepherd J. Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy : A review. *Pol J Radiol*, page 79 :181–193, 2014.
- [4] Douglas Jones. Icru report 50—prescribing, recording and reporting photon beam therapy. *Medical Physics*, 21(6) :833–834, 1994.
- [5] International Commission on Radiation Units and Measurements. Recording and reporting photon beam therapy (supplement to icru report 50). *Rapp. tech.* 62., 1999.
- [6] Barry A., Loredana M., Eva B. Biomedical physics in radiotherapy for cancer. *Collingwood (VIC) : CSIRO Publishers*, 2012.
- [7] a completer. Comment réaliser de manière optimale les « Clips Box » suivant la localisation dans XVI. *Protocol CHU de Liège*, no idea.
- [8] NKI's IGRT protocol. <https://www.avl.nl/media/3731/xvi-engelse-protocols-imaging-rtt.pdf>. Accessed : 2020-02-10.
- [9] Ting Xia, Adam Alessio, and Paul Kinahan. Dual energy CT for attenuation correction with PET/CT. *Medical physics*, 41 :012501, 01 2014.
- [10] Peter Winkler, Alfred Hefner, and Dietmar Georg. Dose-response characteristics of an amorphous silicon epid. *Medical Physics*, 32(10) :3095–3105.
- [11] A.C. Miracle and S.K. Mukherji. Conebeam ct of the head and neck, part 2 : Clinical applications. *American Journal of Neuroradiology*, 30(7) :1285–1292, 2009.
- [12] A.C. Miracle and S.K. Mukherji. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1 : Physical Principles. *American Journal of Neuroradiology*, 30(6) :1088–1095, 2009.
- [13] D. A. Jaffray and J. H. Siewerdsen. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager : Initial performance characterization. *Medical Physics*, 27(6) :1311–1323, no idea.
- [14] Schulze R. , Heil U. , Groß D. , Bruellmann DD. , Dranischnikow E. , Schwanecke U. and Schoemer E. Artefacts in cbct : a review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(5) :265–273, 2011. PMID : 21697151.
- [15] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, and J. W. Kress. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1(6) :612–619, Jun 1984.
- [16] Delia Soimu, Ivan Buliev, and Nicolas Pallikarakis. Studies on circular isocentric cone-beam trajectories for 3d image reconstructions using fdk algorithm. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(3) :210 – 220, 2008.

- [17] Tucker Netherton, Yuting Li, Song Gao, Ann Klopp, Peter Balter, Laurence Court, Ryan Scheuermann, Chris Kennedy, Lei Dong, James Metz, Dimitris Mihailidis, Clifton Ling, Mu Lee, Magdalena Constantin, Stephen Thompson, Juha Kauppinen, and Pekka Uusitalo. Experience in commissioning the halcyon linac. *Medical Physics*, 46, 07 2019.
- [18] Paul J. Keall, Annie Hsu, and Lei Xing. 12 - Image-Guided Adaptive Radiotherapy. In Richard T. Hoppe, Theodore Locke Phillips, and Mack Roach, editors, *Leibel and Phillips Textbook of Radiation Oncology (Third Edition)*, pages 213 – 223. W.B. Saunders, Philadelphia, third edition edition, 2010.
- [19] J. Castelli, A. Simon, C. Lafond, N. Perichon, B. Rigaud, E. Chajon, B. De Bari, M. Ozsahin, J. Bourhis, and R. de Crevoisier. Adaptive radiotherapy for head and neck cancer. *Acta Oncologica*, 57(10) :1284–1292, 2018. PMID : 30289291.
- [20] Amar U Kishan, Jing Cui, Pin-Chieh Wang, Megan E Daly, James A Purdy, and Allen M Chen. Quantification of gross tumour volume changes between simulation and first day of radiotherapy for patients with locally advanced malignancies of the lung and head/neck. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 58(5) :618–624, 2014.
- [21] K.M Langen and D.T.L Jones. Organ motion and its management. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics*, 50(1) :265 – 278, 2001.
- [22] Simon van Kranen, Suzanne van Beek, Coen Rasch, Marcel van Herk, and Jan-Jakob Sonke. Setup uncertainties of anatomical sub-regions in head-and-neck cancer patients after offline cbct guidance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 57(5) :1566–1573, 2009.
- [23] Rajko Topolnjak, Gerben R. Borst, Jasper Nijkamp, and Jan-Jakob Sonke. Image-guided radiotherapy for left-sided breast cancer patients : Geometrical uncertainty of the heart. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics*, 82(4) :e647 – e655, 2012.
- [24] Margriet Kwint, Sanne Conijn, Eva Schaake, Joost Kneijens, Maddalena Rossi, Peter Remeijer, Jan-Jakob Sonke, and Jose Belderbos. Intra thoracic anatomical changes in lung cancer patients during the course of radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 113(3) :392 – 397, 2014.
- [25] Miho Watanabe, Koichi Isobe, Haduki Takisima, Takashi Uno, Naoyuki Ueno, Hiroyuki Kawakami, Naoyuki Shigematsu, Miki Yamashita, and Hisao Ito. Intrafractional gastric motion and interfractional stomach deformity during radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology*, 87(3) :425 – 431, 2008.
- [26] Jasper et al. Nijkamp. Adaptive Radiotherapy for Prostate Cancer Using Kilovoltage Cone-Beam Computed Tomography : First Clinical Results. *International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics*, 70 :75–82, 2008.
- [27] Yong Yang, Eduard Schreibmann, Tianfang Li, Chuang Wang, and Lei Xing. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation. *Physics in Medicine and Biology*, 52(3) :685–705, jan 2007.
- [28] M. van Zijtveld, M. Dirkx, and B. Heijmen. Correction of conebeam CT values using a planning CT for derivation of the dose of the day. *Radiother. Oncol.*, pages 195–200, 2007.
- [29] Moteabbed M., Sharp GC., Wang Y., Trofimov A., Efstathiou JA., and Lu HM. Validation of a deformable image registration technique for cone beam CT-based dose verification. *Medical Physics*, 42(1) :196–205, 2015.
- [30] Richter A., Hu Q., and Steglich D. et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiat Oncol*, 3, 2008.
- [31] Hu W., Ye J., Wang J., Ma X., and Zhang Z. Use of Kilovoltage X-Ray Volume Imaging in Patient Dose Calculation for Head-and-Neck and Partial Brain Radiation Therapy. *Radiation Oncology*, 5, 2010.

- [32] Brandon Disher, George Hajdok, An Wang, Jeff Craig, Stewart Gaede, and Jerry J Battista. Correction for ‘artificial’ electron disequilibrium due to cone-beam CT density errors : implications for on-line adaptive stereotactic body radiation therapy of lung. *Physics in Medicine and Biology*, 58(12) :4157–4174, may 2013.
- [33] Usui, K., Ichimaru, Y., Okumura, Y. et al. Dose calculation with a cone beam CT image in image-guided radiation therapy. *Radiol Phys Technol*, 6 :107–114, 2013.
- [34] Dunlop A., McQuaid D., Nill S., Murray J., Poludniowski G., Hansen V. N., Bhide S., Nutting C., Harrington K., K. Newbold, and Oelfke U. Comparison of CT number calibration techniques for CBCT-based dose calculation. *Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Rontgengesellschaft ... [et al]*, 191(12) :970–978, 2015.
- [35] G. Poludniowski, P. M. Evans, V. N. Hansen, and S. Webb. An efficient monte carlo-based algorithm for scatter correction in keV cone-beam CT. *Physics in Medicine and Biology*, 54(12) :3847–3864, jun 2009.
- [36] Uwe Schneider, Eros Pedroni, and Antony Lomax. The calibration of CT hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Physics in Medicine and Biology*, 41(1) :111–124, jan 1996.
- [37] Joan Hatton, Boyd McCurdy, and Peter B Greer. Cone beam computerized tomography : the effect of calibration of the hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 54(15) :N329–N346, jul 2009.
- [38] Mariska de Smet, Danny Schuring, Sebastiaan Nijsten, and Frank Verhaegen. Accuracy of dose calculations on kv cone beam ct images of lung cancer patients. *Medical Physics*, 43(11) :5934–5941, 11 2016.
- [39] Irina Fotina, Johannes Hopfgartner, Markus Stock, Thomas Steininger, Carola Lütgendorf-Caucig, and Dietmar Georg. Feasibility of cbct-based dose calculation : Comparative analysis of hu adjustment techniques. *Radiotherapy and Oncology*, 104(2) :249 – 256, 2012.
- [40] Shifeng Chen, Quynh Le, Yildirim Mutaf, Wei Lu, Elizabeth M. Nichols, Byong Yong Yi, Tish Leven, Karl L. Prado, and Warren D. D’Souza. Feasibility of cbct-based dose with a patient-specific stepwise hu-to-density curve to determine time of replanning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18(5) :64–69, no idea.
- [41] ELEKTA. *iViewGTTM - Manuel d’utilisateur*. ©2007 Elekta Limited, 2007.
- [42] ELEKTA. **XVI R5.0, Mode d’emploi pour : Elekta Synergy, Elekta AxesseTM, Elekta InfinityTM, Versa HDTM** ; 2014-07. ©2014 Elekta Limited, 2014.
- [43] Catphan®600. <https://www.meditest.fr/en/product/catphan-600/>. Accessed : 2020-03-04.
- [44] Fantôme CIRS. <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/xsight-lung-tracking-phantom-kit-4d-planning-phantom/>. Accessed : 2020-06-27.
- [45] Julia Garayoa Roca and P. Castro. A study on image quality provided by a kilovoltage cone-beam computed tomography. *Journal of applied clinical medical physics / American College of Medical Physics*, 14 :3888, 01 2013.
- [46] The Pantom Laboratory. <https://www.phantomlab.com/catphan-600>. Accessed : 2020-08-04.
- [47] Hugo Gala, Alberto Torresin, Alexandru Dasu, Osvaldo Rampado, Harry Delis, Irene Hernandez-Giron, Chrysoula Theodorakou, Jonas Andersson, John Holroyd, Mats Nilsson, Sue Edyvean, Vesna Gershan, Lama Hadid-Beurrier, C. Hoog, G. Delpon, Ismael Kolster, Primož Peterlin, Julia Garayoa Roca, Paola Caprile, and Constantinos Zervides. Quality control in cone-beam computed tomography (cbct) : Efomp-estro-iaea protocol. 08 2017.

- [48] Lukas Schröder, Uros Stankovic, and Jan-Jakob Sonke. Technical note : Long-term stability of hounsfield unit calibration for cone beam computed tomography. *Medical Physics*, 47(4) :1640–1644, 2020.
- [49] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE. 08/ 2012.

Annexes

13 Matériels

Filtration	Equivalence aluminium à 100 kV (mm Al)	Informations
Filtration inhérente	1.4	Equivalent aluminium
Filtre conique	0.6	Aluminium
Filtre en aluminium	2.0	Aluminium
Filtre en cuivre (0.1 mm Cu)	2.8	Equivalent aluminium
Filtration totale à 100kV	6.8	Equivalent aluminium

TABLE (9) Filtration totale pour un tube XVI de 100 kV

Tension nominale	400V, 415V, 440V
Variation de tension	$\pm 10\%$
Phases	Triphasé et terre
Fréquence	50Hz ou 60Hz, $\pm 2\%$
Impédance	0.27 Ω à 0.34 Ω
Calibre des fusibles	Circuit de 63A recommandé
Entrée nominale	Puissance maximale 32kV, kVA = kW
Facteur de puissance	0.8

TABLE (10) Caractéristiques électriques du générateur kV

Condition	XVI (sans générateur kV)	Générateur kV
Température	+15°C à +35°C	+10°C à +40°C
Humidité	de 30 à 70%	30 à 75%
Pression atmosphérique	70kPa à 110kPa	70kPa à 106kPa
Altitude	< 2000m	< 2000m

TABLE (11) Conditions environnementales admissibles pour le fonctionnement du système XVI

14 Résultats

14.1 Constance des nombres CBCT

	ORL	Sein/Poumon	Pelvis
31/10/2019	1242,9	904,2	845,6
05/11/2019	1242,5	908,5	846,2
08/11/2019	1220,5	908,1	853,8
21/11/2019	1237,4	902,8	849,0
22/11/2019	1229,1	903,8	850,0
28/11/2019	1225,3	905,1	851,4
29/11/2019	1235,1	906,6	851,1
05/12/2019	1236,7	902,3	849,3

TABLE (12) HU moyen pour les différentes modalités sur l'Elekta 1

	ORL	Sein/Poumon	Pelvis
31/10/2019	1239,7	904,5	848,0
04/11/2019	1239,7	901,6	847,9
07/11/2019	1232,6	900,3	848,3
14/11/2019	1229,0	900,7	848,2
26/11/2019	1235,1	898,4	847,2
29/11/2019	1222,1	901,9	850,4
05/12/2019	1238,5	904,9	849,4

TABLE (13) HU moyen pour les différentes modalités sur l'Hémera

	ORL	Sein/Poumon	Pelvis
07 :46 :55	1232,6	900,3	848,3
12 :36 :43	1225,7	903,3	851,2
18 :12 :43	1234,0	907,3	850,0

TABLE (14) Variation des HU au cours du 07/11/2019 sur l'Hémera

14.2 Densité CBCT vs densité CT

Modalité	Année	Sein (PTV)	Poumon gauche	Poumon droit	Coeur
Sein	2018	8,34%	-20,53%	-15,04%	-0,17%
	2019	3,76%	-13,79%	-12,76%	-2,18%
Poumon	2018		-7,19%	-4,34%	-1,87%
	2019		-4,16%	-10,33%	-1,76%
Moyenne		6,05%	-11,42%	-10,62%	-1,50%

TABLE (15) Différence relative entre les densités massiques moyennes du CBCT et du CT

14.3 Calcul de dose sur les images CBCT

Les tableaux ci-dessus reprennent la majorité des objectifs cliniques et des statistiques de dose pour chaque type de traitement. Le texte entre parenthèse représente l'objectif clinique : "max 20% à 18 Gy", par exemple, se traduit par "Pas plus de 20% du volume de la ROI concernée doit recevoir 18 Gy" et inversement, "max 4500 cGy à 0%" se traduit par "Pas plus de 4500 cGy sur 0% du volume de la ROI concernée".

Calcul de dose sur fantômes anthropomorphiques - Objectifs cliniques

F-Lung (poumon)	Poumon G (max 20% à 18 Gy)	Canal épéndymaire (max 4500 cGy)	CTV	PTV	External (max 3cm3 à 6420 cGy)	External (max 6420 cGy)	F-Crane (ORL)	Tronc cérébral (max 5000 cGy)	Canal épéndymaire (max 4500 cGy)	PTV_5400	PTV_6000-3mm	PTV_7000	External (max 7490 cGy)
CT	55,97%	3807	100,00%	98,00%	0,51	6464	CT	2896	4246	99,48%	99,50%	96,92%	7357
CBCT_18/11/2019	55,88%	3771	100,00%	98,28%	0,09	6426	CBCT_21/11/2019	2937	4313	99,41%	99,51%	97,87%	7427
CBCT_22/11/2019	55,94%	3815	100,00%	98,83%	1,47	6475	CBCT_28/11/2019	2943	4320	99,41%	99,54%	97,91%	7430
CBCT_28/11/2019	55,93%	3814	100,00%	98,82%	1,33	6471	CBCT_29/11/2019	2943	4310	99,18%	99,63%	97,95%	7426
CBCT_29/11/2019	55,93%	3816	100,00%	98,78%	1,25	6468	CBCT_06/12/2019	2939	4299	99,46%	99,53%	97,74%	7427
Erreur relative maximale	-0,16%	-0,95%	0,00%	0,85%	188,24%	-0,59%	Erreur relative maximale	1,62%	1,74%	-0,30%	0,13%	1,06%	0,99%
Erreur relative moyenne	-0,09%	-0,08%	0,00%	0,69%	102,94%	-0,06%	Erreur relative moyenne	1,54%	1,52%	-0,12%	0,05%	0,98%	0,96%

FIGURE (50) Objectifs cliniques du traitement pulmonaire sur le fantôme CIRS

FIGURE (51) Objectifs cliniques du traitement ORL sur le fantôme crâne

F-Lung (3D-CRT)	Poumon_G (max 20% à 18 Gy)	Moelle (max 45 Gy à 0%)	CTV_sein (min 95% à 3805 cGy)	External (max 4285 cGy)	PTV_ext5mm (min 95% à 3805 cGy)	PTV_sein (min 95% à 3805 cGy)
CT	14,91%	21,00	76,19%	4283	97,52%	81,22%
CT2	14,92%	20,00	76,65%	4268	97,57%	81,28%
CT5 (3 mm)	14,26%	21,00	73,74%	4279	97,23%	79,28%
CT6 (5 mm)	14,03%	23,00	87,33%	4290	74,61%	76,51%
CT4 (8 mm)	14,48%	23,00	86,34%	4267	67,72%	72,97%
erreur relative sans bolus	0,07%	-4,76%	0,60%	-0,35%	0,05%	0,07%
erreur relative bolus 3mm	-4,36%	0,00%	-3,22%	-0,09%	-0,30%	-2,39%
erreur relative bolus 5 mm	-5,90%	9,52%	14,62%	0,16%	-23,49%	-5,80%
erreur relative bolus 8 mm	-2,88%	9,52%	13,32%	-0,37%	-30,56%	-10,16%

(a) Traitement 3D-CRT du sein

F-Lung (VMAT)	Poumon_G (max 20% à 18 Gy)	Moelle (max 4500 cGy à 0%)	CTV_sein (min 95% à 3805 cGy)	External (max 4285 cGy)	PTV-5mm (min 95% à 3805 cGy)	PTV_sein (min 95% à 3805 cGy)
CT	13,82%	714,00	63,44%	4187	99,65%	74,19%
CT2	13,83%	713,00	63,94%	4170	99,45%	74,47%
CT5 (3 mm)	12,67%	678,00	59,14%	4154	96,80%	69,88%
CT6 (5 mm)	12,66%	658,00	84,32%	4124	95,69%	85,84%
CT4 (8 mm)	12,80%	643,00	81,21%	4103	88,10%	79,51%
erreur relative sans bolus	0,07%	-0,14%	0,79%	-0,41%	-0,20%	0,38%
erreur relative bolus 3mm	-8,32%	-5,04%	-6,78%	-0,79%	-2,86%	-5,81%
erreur relative bolus 5 mm	-8,39%	-7,84%	32,91%	-1,50%	-3,97%	15,70%
erreur relative bolus 8 mm	-7,38%	-9,94%	28,01%	-2,01%	-11,59%	7,17%

(b) Traitement VMAT du sein

F-Lung (VMAT avec bolus)	Poumon_G (max 20% à 18 Gy)	Moelle (max 4500 cGy à 0%)	CTV_sein (min 95% à 3805 cGy)	External (max 4285 cGy)	PTV-5mm (min 95% à 3805 cGy)	PTV_sein (min 95% à 3805 cGy)
CT	14,82%	432,00	71,14%	4324	98,32%	78,38%
CT2	14,71%	434,00	70,85%	4319	98,00%	77,92%
CT5 (3 mm)	13,41%	372,00	65,01%	4312	94,82%	72,51%
CT6 (5 mm)	13,35%	367,00	96,85%	4252	92,37%	92,34%
CT4 (8 mm)	13,48%	357,00	96,52%	4202	85,57%	88,39%
erreur relative sans bolus	-0,74%	0,46%	-0,41%	-0,12%	-0,33%	-0,59%
erreur relative bolus 3mm	-9,51%	-13,89%	-8,62%	-0,28%	-3,56%	-7,49%
erreur relative bolus 5 mm	-9,92%	-15,05%	36,14%	-1,67%	-6,05%	17,81%
erreur relative bolus 8 mm	-9,04%	-17,36%	35,68%	-2,82%	-12,97%	12,77%

(c) Traitement VMAT avec bolus virtuel du sein

FIGURE (52) Objectifs cliniques pour un traitement du sein

F-pelvis		External (1,05 g/cm ³)	Box (1,05 g/cm ³)	External (0,95 g/cm ³)	Box (0,95 g/cm ³)	External (0,26 g/cm ³)	Box (0,26 g/cm ³)	
Dose moyenne	CT	449	1594	449	1594	449	1594	
	CBCT_1	444	1574	457	1628	567	2099	
	CBCT_2	440	1571	453	1625	561	2097	
	CBCT_3	443	1573	456	1627	565	2098	
	CBCT_4	443	1573	456	1628	565	2098	
	CBCT_5	443	1571	456	1626	565	2097	
	CBCT_6	386	1548	398	1603	496	2089	
	CBCT_7	415	1560	427	1615	530	2094	
	CBCT_8	398	1552	409	1607	508	2092	
	différence relative sans bolus							
	différence relative bolus 5mm	-1,43%	-1,36%	1,47%	2,06%	25,75%	31,61%	
	différence relative bolus 3mm	-14,03%	-2,89%	-11,36%	0,56%	10,47%	31,05%	
	différence relative bolus 8mm	-7,57%	-2,13%	-4,90%	1,32%	18,04%	31,37%	
	différence relative bolus 8mm	-11,36%	-2,63%	-8,91%	0,82%	13,14%	31,24%	
D1	CT	1585	1609	1585	1609	1585	1609	
	CBCT_1	1564	1590	1619	1644	2095	2108	
	CBCT_2	1562	1587	1617	1640	2094	2107	
	CBCT_3	1564	1587	1618	1640	2095	2107	
	CBCT_4	1564	1588	1618	1642	2095	2108	
	CBCT_5	1563	1586	1618	1639	2095	2107	
	CBCT_6	1536	1566	1592	1620	2083	2098	
	CBCT_7	1551	1574	1606	1628	2090	2103	
	CBCT_8	1542	1566	1599	1622	2087	2101	
	différence relative sans bolus							
	différence relative bolus 5mm	-1,36%	-1,33%	2,08%	1,99%	32,16%	30,98%	
	différence relative bolus 3mm	-3,09%	-2,67%	0,44%	0,68%	31,42%	30,39%	
	différence relative bolus 8mm	-2,15%	-2,18%	1,32%	1,18%	31,86%	30,70%	
	différence relative bolus 8mm	-2,71%	-2,67%	0,88%	0,81%	31,67%	30,58%	

FIGURE (53) Résultats de l'estimation de la dose sur le fantôme pelvis, pour différentes densités

Calcul de dose sur fantômes anthropomorphiques - Statistiques de dose

		External (cGy)	Poumon_G (cGy)	Canal épendymaire (cGy)	PTV_lung_L (cGy)
Dose moyenne	CT	1325	2350	1589	6043
	CBCT_18/11/2019	1313	2349	1566	6052
	CBCT_22/11/2019	1333	2360	1585	6092
	CBCT_28/11/2019	1335	2360	1584	6090
	CBCT_29/11/2019	1338	2359	1584	6088
	Moyenne CBCT	1329,75	2357	1579,75	6080,50
	Erreur relative maximale	0,98%	0,43%	-1,45%	0,81%
	Erreur relative moyenne	0,36%	0,30%	-0,58%	0,62%
D1	CT	6081	6182	3641	6333
	CBCT_18/11/2019	6096	6232	3596	6362
	CBCT_22/11/2019	6134	6269	3648	6408
	CBCT_28/11/2019	6133	6268	3645	6406
	CBCT_29/11/2019	6130	6266	3647	6403
	Moyenne CBCT	6123,25	6258,75	3634,00	6394,75
	Erreur relative maximale	0,87%	1,41%	-1,24%	1,18%
	Erreur relative moyenne	0,69%	1,24%	-0,19%	0,98%

FIGURE (54) Statistiques de dose du traitement pulmonaire sur le fantôme CIRS

		External (cGy)	Tronc cérébral (cGy)	Parotide_G (cGy)	Parotide_D (cGy)	Moelle (cGy)	PTV_5400 (cGy)	PTV_6000 (cGy)	PTV_7000 (cGy)
Dose moyenne	CT	1481	352	5434	4487	2078	6298	6672	7044
	CBCT_21/11/2019	1487	353	5401	4477	2098	6352	6737	7114
	CBCT_28/11/2019	1487	353	5409	4477	2099	6354	6739	7117
	CBCT_29/11/2019	1486	353	5426	4456	2097	6350	6735	7113
	CBCT_06/12/2019	1489	353	5410	4480	2096	6344	6728	7104
	Moyenne CBCT	1487,25	353,00	5411,50	4472,50	2097,50	6350,00	6734,75	7112,00
	Erreur relative maximale	0,54%	0,28%	-0,61%	-0,69%	1,01%	0,89%	1,00%	1,04%
	Erreur relative moyenne	0,42%	0,28%	-0,41%	-0,32%	0,94%	0,83%	0,94%	0,97%
D1	CT	7084	2416	6251	5539	3293	7241	7254	7270
	CBCT_21/11/2019	7158	2452	6244	5565	3344	7321	7333	7349
	CBCT_28/11/2019	7160	2455	6249	5564	3350	7323	7336	7351
	CBCT_29/11/2019	7155	2454	6262	5569	3336	7321	7334	7351
	CBCT_06/12/2019	7146	2455	6247	5568	3330	7315	7328	7346
	Moyenne CBCT	7154,75	2454,00	6250,50	5566,50	3340,00	7320,00	7332,75	7349,25
	Erreur relative maximale	1,07%	1,61%	-0,11%	0,54%	1,73%	1,13%	1,13%	1,11%
	Erreur relative moyenne	1,00%	1,57%	-0,01%	0,50%	1,43%	1,09%	1,09%	1,09%

FIGURE (55) Statistiques de dose du traitement ORL sur le fantôme crâne

		External (cGy)	Poumon_G (cGy)	PTV_sein_5mm (cGy)	PTV_seinG (cGy)
Dose moyenne	CT	438	645	4017	3918
	CT2	455	640	4035	3927
	CT5 (3 mm)	424	607	4027	3901
	CT6 (5 mm)	478	585	3881	3914
	CT4 (8 mm)	495	604	3850	3895
	Erreur relative sans bolus	3,88%	-0,78%	0,45%	0,23%
	Erreur relative bolus 3mm	-3,20%	-5,89%	0,25%	-0,43%
	Erreur relative bolus 5 mm	9,13%	-9,30%	-3,39%	-0,10%
	Erreur relative bolus 8 mm	13,01%	-6,36%	-4,16%	-0,59%
	D1	CT	4062	3840	4216
CT2		4080	3891	4218	4229
CT5 (3 mm)		4069	3881	4220	4232
CT6 (5 mm)		4055	3744	4135	4240
CT4 (8 mm)		4046	3712	4094	4212
Erreur relative sans bolus		0,44%	1,33%	0,05%	-0,21%
Erreur relative bolus 3mm		0,17%	1,07%	0,09%	-0,14%
Erreur relative bolus 5 mm		-0,17%	-2,50%	-1,92%	0,05%
Erreur relative bolus 8 mm		-0,39%	-3,33%	-2,89%	-0,61%

(a) Traitement 3D-CRT du sein

		External (cGy)	Poumon_G (cGy)	PTV_sein_5mm (cGy)	PTV_seinG (cGy)
Dose moyenne	CT	734	721	4013	3841
	CT2	758	707	4021	3841
	CT5 (3 mm)	704	609	3970	3770
	CT6 (5 mm)	745	612	3950	3912
	CT4 (8 mm)	763	658	3897	3872
	erreur relative sans bolus	3,27%	-1,94%	0,20%	0,00%
	erreur relative bolus 3mm	-4,09%	-15,53%	-1,07%	-1,85%
	erreur relative bolus 5 mm	1,50%	-15,12%	-1,57%	1,85%
	erreur relative bolus 8 mm	3,95%	-8,74%	-2,89%	0,81%
	D1	CT	4033	3499	4120
CT2		4045	3536	4124	4117
CT5 (3 mm)		3998	3508	4120	4114
CT6 (5 mm)		3985	3449	4077	4072
CT4 (8 mm)		3938	3409	4035	4030
erreur relative sans bolus		0,30%	1,06%	0,10%	0,15%
erreur relative bolus 3mm		-0,87%	0,26%	0,00%	0,07%
erreur relative bolus 5 mm		-1,19%	-1,43%	-1,04%	-0,95%
erreur relative bolus 8 mm		-2,36%	-2,57%	-2,06%	-1,97%

(b) Traitement VMAT du sein

		External (cGy)	Poumon_G (cGy)	PTV_sein_5mm (cGy)	PTV_seinG (cGy)
Dose moyenne	CT	654	983	4023	3887
	CT2	677	968	4033	3886
	CT5 (3 mm)	625	872	3983	3816
	CT6 (5 mm)	676	870	3959	3956
	CT4 (8 mm)	699	901	3908	3917
	erreur relative sans bolus	3,52%	-1,53%	0,25%	-0,03%
	erreur relative bolus 3mm	-4,43%	-11,29%	-0,99%	-1,83%
	erreur relative bolus 5 mm	3,36%	-11,50%	-1,59%	1,78%
	erreur relative bolus 8 mm	6,88%	-8,34%	-2,86%	0,77%
	D1	CT	4051	3629	4173
CT2		4067	3672	4178	4168
CT5 (3 mm)		4031	3629	4165	4156
CT6 (5 mm)		4031	3574	4135	4132
CT4 (8 mm)		3986	3529	4082	4081
erreur relative sans bolus		0,39%	1,18%	0,12%	0,17%
erreur relative bolus 3mm		-0,49%	0,00%	-0,19%	-0,12%
erreur relative bolus 5 mm		-0,49%	-1,52%	-0,91%	-0,70%
erreur relative bolus 8 mm		-1,60%	-2,76%	-2,18%	-1,92%

(c) Traitement VMAT avec bolus virtuel du sein

FIGURE (56) Statistiques de dose pour un traitement du sein

Calcul de dose sur les patients - Objectifs cliniques

0814053M	Poumon (max 18% à 30 Gy)	Poumon (max 30% à 20 Gy)	Poumon (max 17 Gy dose moyenne)	Moelle (max 45 Gy à 0%)	PTV_Lung_L (min 95% à 6270 cGy)	Œsophage (max 50% à 5500 cGy)	Œsophage (max 50% à 6000 cGy)	Œsophage (max 34 Gy dose moyenne)	External (max 6420 cGy)	Coeur (max 50% à 40 Gy)	Coeur (max 99% à 35 Gy)
CT	17,18%	27,34%	1607	4228	97,45%	45,43%	4,18%	3337	6420,00	18,39%	23,12%
CBCT_04/11/2019	16,77%	26,36%	1573	4160	94,97%	44,55%	0,03%	3251	6380,00	17,41%	22,11%
CBCT_05/11/2019	16,86%	26,55%	1579	4170	95,66%	44,98%	0,14%	3269	6437,00	17,68%	22,34%
CBCT_06/11/2019	17,01%	26,88%	1591	4178	96,09%	45,09%	0,16%	3288	6461,00	18,24%	22,94%
CBCT_07/11/2019	16,92%	26,72%	1586	4163	96,24%	44,92%	0,10%	3278	6428,00	18,01%	22,70%
CBCT_08/11/2019	16,85%	26,57%	1579	4173	96,15%	44,96%	0,10%	3270	6498,00	17,80%	22,48%
CBCT_13/11/2019	16,85%	26,51%	1581	4161	96,35%	44,97%	0,15%	3272	6484,00	17,73%	22,41%
CBCT_19/11/2019	16,90%	26,67%	1583	4182	96,33%	45,05%	0,20%	3278	6514,00	17,83%	22,52%
CBCT_28/11/2019	17,00%	26,81%	1591	4189	96,80%	45,21%	0,63%	3296	6521,00	18,02%	22,68%
CBCT_08/12/2019	17,06%	26,89%	1595	4207	97,17%	45,31%	1,18%	3303	6473,00	18,19%	22,86%
CBCT_16/12/2019	16,86%	26,57%	1581	4164	96,28%	45,01%	0,21%	3270	6461,00	17,74%	22,41%
Erreur relative maximale	-2,39%	-3,58%	-2,12%	-1,61%	-2,54%	-1,94%	-99,28%	-2,58%	-0,62%	-5,33%	-4,37%
Erreur relative moyenne	-1,58%	-2,51%	-1,44%	-1,26%	-1,28%	-0,94%	-93,06%	-1,78%	0,71%	-2,85%	-2,49%

FIGURE (57) Objectifs cliniques d'un traitement pulmonaire

3944296F	Tronc cérébral (max 50 Gy à 0%)	Moelle (max 45 Gy à 0%)	Mandibule (max 70 Gy à 2%)	External (max 7490 cGy)	Parotide_G (max 250 Gy dose moyenne)	Parotide_D (max 25 Gy dose moyenne)	Submandibulaire_D (max 35 Gy dose moyenne)	CTV_D	CTV_G	PTV_5000-3mm	PTV_6000-3mm
CT	4084	4380	6005	6108,00	2484	3568	4854	99,98%	99,85%	96,76%	99,98%
CBCT_12/08/2019	4065	4416	5950	6196,00	3568	3571	4846	99,77%	99,96%	95,65%	99,88%
CBCT_14/08/2019	4069	4408	6014	6191,00	2477	3562	4827	99,88%	99,88%	95,63%	100,00%
CBCT_19/08/2019	4056	4414	5966	6203,00	2480	3557	4838	99,95%	99,96%	96,13%	99,99%
CBCT_03/09/2019	4033	4400	5961	6257,00	2477	3536	4839	99,99%	99,82%	95,80%	99,99%
CBCT_17/09/2019	4049	4408	5996	6303,00	2492	3550	4863	99,93%	99,65%	96,08%	99,98%
Erreur relative maximale	-1,25%	0,82%	-0,92%	3,19%	43,64%	-0,90%	-0,56%	-0,21%	-0,20%	-1,17%	-0,10%
Erreur relative moyenne	-0,72%	0,67%	-0,46%	2,00%	8,65%	-0,36%	-0,23%	-0,08%	0,00%	-0,93%	-0,01%

FIGURE (58) Objectifs cliniques d'un traitement ORL

0562927L	Tronc cérébral (max 50 Gy à 0%)	Moelle (max 45 Gy à 0%)	Mandibule (max 70 Gy à 2%)	External (max 7490 cGy à 0%)	Parotide_G (max 25 Gy dose moyenne)	Parotide_D (max 25 Gy dose moyenne)	Submandibulaire_D (max 35 Gy dose moyenne)	Submandibulaire_G (max 35 Gy dose moyenne)	PTV_5000-3mm (min 95% à 5130 cGy)	PTV_7000 (min 95% à 6000 cGy)	Pleux brachial_L (max 60 Gy à 0%)	Pleux brachial_R (max 60 Gy à 0%)	Muscle constructeur (max 55 Gy dose moyenne)	œsophage (max 40 Gy dose moyenne)	œsophage (max 50 Gy à 0%)	Gatte (max 200y à 0%)	Larynx/supraglotte (max 45 Gy dose moyenne)	Masse muscul_L (max 55 Gy dose moyenne)	Masse muscul_R (max 55 Gy dose moyenne)	Cauté orale (max 50 Gy à 0%)	Cauté orale (max 45 Gy à 0%)	
CT	3322	4230	6818	0	1468	3792	2495	3681	6738	98,21%	97,72%	7165,00	5525,00	5211	3010	6932	6510	4463	1906	1296	3774	3407
CBCT_20/09/2019	3336	4370	6813	0,26	1504	3796	2499	3671	6697	97,82%	97,69%	7146,00	5505,00	5199	3042	6893	6497	4465	1910	1302	3768	3399
CBCT_24/09/2019	3313	4463	6905	1,05	1518	3828	2493	3684	6722	98,05%	97,67%	7222,00	5494,00	5222	2998	6902	6495	4472	1913	1314	3814	3424
CBCT_30/09/2019	3327	4470	6913	1,49	1544	3831	2491	3670	6741	98,12%	98,01%	7278,00	5517,00	5250	3008	6988	6485	4463	1913	1315	3826	3542
CBCT_04/10/2019	3318	4462	6914	1,49	1551	3834	2494	3682	6752	97,85%	97,91%	7254,00	5520,00	5215	3045	6946	6492	4466	1915	1317	3831	3562
CBCT_12/10/2019	3336	4492	6945	4,57	1706	3784	2485	3522	6816	98,95%	96,11%	7367,00	5644,00	5308	3034	7075	6508	4469	1914	1318	3856	3607
CBCT_18/10/2019	3320	4508	7000	13,44	1728	3848	2497	3691	6911	99,10%	93,52%	7511,00	5705,00	5348	3054	7148	6566	4474	1916	1322	3864	3625
CBCT_24/10/2019	3342	4515	7061	19,27	1774	3855	2495	3664	6895	99,69%	92,67%	7565,00	5720,00	5348	3015	7043	6557	4474	1917	1322	3866	3627
CBCT_04/12/2019	3318	4520	7101	31,56	1881	3868	2491	3665	6938	99,15%	92,15%	7632,00	5807,00	5436	3090	7226	6576	4472	1918	1324	3901	3681
Erreur relative maximale	3,20%	2,00%	4,53%	43,86%	-23,13%	-33,68%	2,44%	2,69%	-5,96%	6,41%	8,42%	6,65%	4,40%	2,62%	5,48%	6,11%	-3,99%	1,69%	2,03%	2,17%	3,17%	3,81%
Erreur relative moyenne	2,98%	5,97%	2,24%	1,04%	-0,22%	-10,95%	1,03%	2,65%	-1,99%	2,73%	2,73%	2,18%	1,08%	0,00%	1,37%	0,46%	-0,04%	1,20%	1,63%	1,91%	2,11%	

FIGURE (59) Objectifs cliniques d'un traitement ORL avec fonte tumorale

5658752H	Poumon_G (max 20% à 2000 cGy)	Poumon_D (max 800 cGy à 2%)	Coeur (max 10% à 2000 cGy)	Coeur (max 15% à 1000 cGy)	Coeur (max 20% à 500 cGy)	Coeur (max 500 cGy dose moyenne)	Sein_D (max 200 cGy dose moyenne)	Sein_D (max 500 cGy à 2%)	Moelle (max 45 Gy à 0%)	CTV	External (max 5350 cGy)	PTV
CT	13,40%	142,00	2,27%	3,51%	5,34%	253,00	131,00	310,00	28,00	98,45%	5348,00	98,28%
CBCT_05/11/2019	13,32%	144,00	2,25%	3,47%	5,24%	252,00	138,00	375,00	24,00	97,95%	5301,00	96,04%
CBCT_18/11/2019	12,69%	142,00	1,98%	3,19%	5,08%	241,00	116,00	290,00	23,00	98,37%	5345,00	97,22%
CBCT_19/12/2019	13,35%	145,00	2,27%	3,51%	5,31%	253,00	140,00	346,00	25,00	97,15%	5352,00	97,09%
Erreur relative maximale	-5,30%	2,11%	-12,78%	-9,12%	-4,87%	-4,74%	-11,45%	20,97%	-17,86%	-1,32%	0,07%	-2,28%
Erreur relative moyenne	-2,09%	1,17%	-4,55%	-3,42%	-2,43%	-1,71%	0,25%	8,71%	-14,29%	-0,64%	-0,29%	-1,52%

FIGURE (60) Objectifs cliniques d'un traitement du sein

0470052C	Poumon_G (max 800 cGy à 2%)	Poumon_D (max 20% à 18 Gy)	Coeur (max 800 cGy à 2%)	Coeur (max 500 cGy dose moyenne)	Sein_G (max 200 cGy dose moyenne)	Sein_G (max 500 cGy à 2%)	Moelle (max 4500 cGy à 0%)	CTV_sein (min 95% à 3805 cGy)	PTV_sein (min 95% à 3805 cGy)	External (max 4285 cGy)	External (max 3cm3 à 4285 cGy)
CT	110,00	19,83%	210,00	86,00	87,00	292,00	46,00	97,77%	95,09%	4283,00	0,00
CBCT_04/04/2019	110,00	19,88%	215,00	86,00	88,00	310,00	46,00	91,34%	89,88%	4302	0,14
CBCT_05/04/2019	111,00	19,92%	218,00	88,00	85,00	292,00	46,00	97,45%	94,80%	4389,00	8,19
CBCT_08/04/2019	110,00	19,88%	216,00	87,00	88,00	310,00	46,00	92,74%	91,24%	4364	3,82
CBCT_09/04/2019	111,00	19,90%	217,00	88,00	83,00	285,00	46,00	96,91%	94,07%	4346	3,07
CBCT_10/04/2019	111,00	19,82%	216,00	88,00	80,00	276,00	46,00	98,16%	94,43%	4346	2,30
CBCT_16/04/2019	112,00	19,88%	218,00	89,00	84,00	285,00	46,00	98,21%	94,98%	4391	7,55
CBCT_17/04/2019	112,00	19,90%	218,00	88,00	83,00	286,00	46,00	97,91%	94,84%	4384	5,86
Erreur relative maximale	1,82%	0,45%	3,81%	3,49%	-8,05%	6,16%	0,00%	-6,58%	-5,48%	2,52%	
Erreur relative moyenne	0,91%	0,27%	3,27%	1,99%	-2,96%	0,00%	0,00%	-1,71%	-1,71%	1,80%	

FIGURE (61) Objectifs cliniques d'un traitement du sein avec gonflement

0423690J	Poumon_G (max 800 cGy à 2%)	Poumon_D (max 20% à 2000 cGy)	Coeur (max 800 cGy à 2%)	Coeur (max 500 cGy dose moyenne)	Sein_G (max 200 cGy dose moyenne)	Sein_G (max 500 cGy à 2%)	Moelle (max 4500 cGy à 0%)	CTV (min 95% à 4750 cGy)	External (max 3cm3 à 4285 cGy)	External (max 4285 à cGy)	PTV (min 95% à 4750 cGy)
CT	70	3,28%	267	114	109	415	30	98,06%	0,06	4285	94,60%
CBCT_07/04/2020	64	3,08%	262	108	89,00	279	22,00	93,72%	1,78	4332	88,77%
CBCT_08/04/2020	64	3,00%	258	107	87,00	270	23,00	96,46%	3,77	4369	91,53%
CBCT_09/04/2020	63	2,98%	256	106	86,00	269	22,00	96,26%	1,01	4312	91,57%
CBCT_10/04/2020	64	2,99%	258	108	87,00	271	23,00	96,01%	1,31	4331	90,94%
CBCT_14/04/2020	65	3,01%	259	109	89,00	271	27,00	93,89%	8,12	4380	87,57%
CBCT_15/04/2020	64	2,98%	254	106	86,00	265	24,00	95,90%	6,35	4352	90,44%
CBCT_16/04/2020	64	2,98%	255	107	87,00	269	23,00	96,83%	2,74	4341	91,62%
CBCT_17/04/2020	64	2,98%	255	106	87,00	270	25,00	97,06%	0,02	4289	92,47%
CBCT_22/04/2020	64	2,99%	258	108	87,00	270	25,00	92,53%	0,1	4286	88,21%
CBCT_23/04/2020	65	3,00%	254	105	85,00	264	24,00	96,51%	6,77	4363	92,42%
CBCT_27/04/2020	64	2,93%	253	105	87,00	271	22,00	95,07%	5,69	4363	91,01%
CBCT_28/04/2020	66	3,02%	258	108	87,00	268	27,00	90,21%	8,66	4378	83,95%
CBCT_29/04/2020	64	3,04%	254	107	88,00	267	25,00	93,05%	2,73	4338	88,36%
Erreur relative maximale	-10,00%	-10,67%	-5,24%	-7,89%	-22,02%	-36,39%	-26,67%	-8,01%	14333,33%	2,22%	-11,26%
Erreur relative moyenne	-8,24%	-8,58%	-3,95%	-6,21%	-20,11%	-35,05%	-20,00%	-3,24%	6188,46%	1,31%	-4,96%

FIGURE (62) Objectifs cliniques d'un traitement en prône du sein

3963157N	Vessie (max 25% à 6660 cGy)	Vessie (max 30% à 6230 cGy)	Vessie (max 50% à 4950 cGy)	Vessie (max 80% à 3830 cGy)	Tête fémorale-G (max 4700 cGy)	Tête fémorale-D (max 4700 cGy)	Intestins (max 150 cm3 à 4090 cGy)	Rectum (max 5% à 6910 cGy)	Rectum (max 16% à 6650 cGy)	Rectum (max 20% à 6230 cGy)	Rectum (max 40% à 5380 cGy)	Rectum (max 50% à 4520 cGy)	Canal anal (max 99% à 1890 cGy)	Sigmoïde (max 50% à 3660 cGy)	PTV_tot	PTV_Prostate	External (max 7356 cGy)
CT	2,45%	4,11%	15,23%	49,33%	3385,00	4053,00	50,20	0,03%	4,02%	11,86%	26,01%	42,37%	77,67%	47,45%	98,90%	98,56%	7247,00
CBCT_30/12/2019	1,88%	3,72%	11,86%	46,95%	3376,00	4036,00	45,60	0,00%	2,33%	10,61%	24,00%	39,93%	77,21%	43,43%	97,04%	97,01%	7119,00
CBCT_03/01/2020	1,72%	3,63%	11,22%	46,45%	3358,00	4023,00	44,85	0,00%	1,93%	10,33%	23,63%	39,40%	77,01%	42,68%	96,35%	96,46%	7100,00
CBCT_08/01/2020	1,90%	3,74%	12,34%	47,30%	3380,00	4060,00	46,34	0,00%	2,22%	10,34%	24,31%	40,10%	77,18%	44,50%	97,40%	97,11%	7139,00
CBCT_13/01/2020	1,92%	3,77%	12,20%	47,08%	3388,00	4047,00	45,60	0,00%	2,55%	10,79%	24,30%	40,23%	77,23%	43,64%	97,00%	97,24%	7129,00
CBCT_16/01/2020	2,01%	3,82%	13,36%	47,98%	3400,00	4075,00	47,22	0,00%	2,66%	10,81%	24,50%	40,51%	77,31%	44,35%	97,83%	97,39%	7120,00
CBCT_21/01/2020	1,82%	3,68%	11,43%	46,65%	3379,00	4019,00	44,54	0,00%	2,22%	10,51%	23,91%	39,70%	77,07%	42,60%	96,28%	96,77%	7103,00
CBCT_24/01/2020	2,05%	3,84%	12,63%	47,54%	3402,00	4056,00	45,43	0,00%	2,79%	10,96%	24,34%	40,27%	77,15%	43,54%	97,25%	97,63%	7144,00
CBCT_29/01/2020	2,20%	3,96%	13,69%	48,11%	3416,00	4093,00	46,36	0,00%	3,31%	11,31%	24,66%	40,55%	77,29%	44,59%	97,92%	98,10%	7198,00
CBCT_03/02/2020	1,83%	3,69%	11,73%	46,76%	3381,00	4035,00	44,60	0,00%	2,06%	10,42%	23,80%	39,64%	77,01%	42,80%	96,56%	96,76%	7120,00
Erreur relative maximale	-29,22%	-11,68%	-26,33%	-5,84%	-0,80%	-0,74%	-10,66%	-100,00%	-51,99%	-12,90%	-9,15%	-7,01%	-0,85%	-10,05%	-2,58%	-2,13%	-2,03%
Erreur relative moyenne	-24,55%	-10,06%	-22,48%	-4,93%	-0,40%	-0,33%	-9,17%	-100,00%	-46,27%	-12,09%	-7,80%	-6,04%	-0,69%	-8,25%	-1,99%	-1,72%	-1,76%

FIGURE (63) Objectifs cliniques d'un traitement de la prostate

0438662F	Vessie (max 60% à 3000 cGy)	Tête fémorale-G (max 5200 cGy)	Tête fémorale-D (max 5200 cGy)	Intestins (max 150 cm3 à 1500 cGy)	CTV	PTV	External (max 3852 cGy)
CT	30,75%	3583,00	3604,00	938,83	100,00%	98,29%	3823,00
CBCT_16/12/2019	28,26%	3522,00	3534,00	925,21	99,68%	93,41%	3760,00
CBCT_19/12/2019	27,87%	3512,00	3520,00	923,57	99,40%	92,02%	3743,00
CBCT_26/12/2019	28,02%	3526,00	3540,00	925,42	99,53%	92,57%	3765,00
CBCT_31/12/2019	27,98%	3521,00	3542,00	924,37	99,58%	92,82%	3771,00
CBCT_06/01/2020	28,12%	3529,00	3539,00	924,63	99,52%	92,47%	3777,00
CBCT_14/01/2020	28,52%	3545,00	3556,00	926,48	99,90%	94,35%	3797,00
Erreur relative maximale	-9,37%	-1,98%	-2,33%	-1,63%	-0,60%	-6,38%	-2,09%
Erreur relative moyenne	-8,78%	-1,76%	-2,02%	-1,50%	-0,46%	-5,72%	-1,75%

FIGURE (64) Objectifs cliniques d'un traitement du rectum

Calcul de dose sur les patients - Statistiques de dose

	External (cGy)	Poumon_G (cGy)	Poumon_D (cGy)	Cœur (cGy)	Moelle (cGy)	Œsophage (cGy)	PTV_lung_L (cGy)	CTV_L_p (cGy)	CTV_n (cGy)	
Dose moyenne	CT	832,00	2479,00	1340,00	1854,00	1521,00	3337,00	6000,00	6005,00	6002,00
	CBCT_04/11/2019	1173,00	2437,00	1305,00	1808,00	1486,00	3251,00	5872,00	5893,00	5846,00
	CBCT_05/11/2019	1184,00	2441,00	1314,00	1819,00	1497,00	3269,00	5892,00	5895,00	5881,00
	CBCT_06/11/2019	1186,00	2456,00	1324,00	1845,00	1500,00	3288,00	5924,00	5952,00	5909,00
	CBCT_07/11/2019	1177,00	2454,00	1319,00	1834,00	1495,00	3278,00	5915,00	5937,00	5888,00
	CBCT_08/11/2019	1184,00	2443,00	1315,00	1824,00	1493,00	3270,00	5901,00	5910,00	5879,00
	CBCT_13/11/2019	1168,00	2448,00	1315,00	1821,00	1491,00	3272,00	5907,00	5913,00	5881,00
	CBCT_19/11/2019	1173,00	2448,00	1319,00	1826,00	1499,00	3278,00	5911,00	5920,00	5890,00
	CBCT_28/11/2019	1189,00	2459,00	1325,00	1834,00	1504,00	3296,00	5943,00	5952,00	5930,00
	CBCT_08/12/2019	1186,00	2465,00	1328,00	1842,00	1506,00	3303,00	5959,00	5967,00	5946,00
	CBCT_16/12/2019	1151,00	2447,00	1316,00	1821,00	1491,00	3270,00	5909,00	5923,00	5882,00
	Moyenne CBCT	1177,10	2449,80	1318,00	1827,40	1496,20	3277,50	5913,30	5926,20	5893,20
	Erreur relative maximale	42,91%	-1,69%	-2,61%	-2,48%	-2,30%	-2,58%	-2,13%	-1,87%	-2,60%
	Erreur relative moyenne	41,48%	-1,18%	-1,64%	-1,43%	-1,63%	-1,78%	-1,45%	-1,31%	-1,81%
D1	CT	6020	6129	5794	6059	4031	6040	6246	6094	6114
	CBCT_04/11/2019	5916	6040	5723	5910	3956	5884	6163	5981	5936
	CBCT_05/11/2019	5934	6051	5724	5939	3973	5936	6184	5981	5978
	CBCT_06/11/2019	5971	6069	5696	6009	3990	5951	6187	6048	6008
	CBCT_07/11/2019	5960	6086	5710	5970	3976	5926	6191	6020	5975
	CBCT_08/11/2019	5945	6073	5743	5951	3971	5931	6199	6003	5980
	CBCT_13/11/2019	5948	6092	5760	5933	3957	5937	6219	6004	5967
	CBCT_19/11/2019	5953	6083	5722	5955	3986	5949	6210	6009	5992
	CBCT_28/11/2019	5986	6115	5738	5989	3999	5990	6244	6048	6030
	CBCT_08/12/2019	6000	6122	5770	6015	4004	6007	6252	6048	6043
	CBCT_16/12/2019	5952	6094	5729	5951	3964	5941	6215	6017	5975
	Moyenne CBCT	5956,50	6082,50	5731,50	5962,20	3977,60	5945,20	6206,40	6015,90	5988,40
	Erreur relative maximale	-1,73%	-1,45%	-1,69%	-2,46%	-1,86%	-2,58%	-1,33%	-1,85%	-2,91%
	Erreur relative moyenne	-1,05%	-0,76%	-1,08%	-1,60%	-1,32%	-1,57%	-0,63%	-1,28%	-2,05%

FIGURE (65) Statistiques de dose d'un traitement pulmonaire

	External (cGy)	Mandibule (cGy)	Parotide G (cGy)	Parotide D (cGy)	Moelle (cGy)	PTV_5000 (cGy)	PTV_6000 (cGy)	
Dose moyenne	CT	1220,00	4126,00	2484,00	3568,00	2534,00	6002,00	
	CBCT_12/08/2019	1534,00	4114,00	2477,00	3571,00	2540,00	5970,00	
	CBCT_14/08/2019	1536,00	4122,00	2477,00	3562,00	2538,00	5990,00	
	CBCT_19/08/2019	1539,00	4113,00	2480,00	3557,00	2537,00	5978,00	
	CBCT_03/09/2019	1558,00	4115,00	2477,00	3536,00	2535,00	5973,00	
	CBCT_17/09/2019	1572,00	4137,00	2492,00	3550,00	2539,00	6010,00	
	Moyenne CBCT	1547,80	4120,20	2480,60	3555,20	2537,80	5984,20	
	Erreur relative maximale	28,85%	-0,32%	-0,28%	-0,90%	0,24%	-0,36%	-0,53%
	Erreur relative moyenne	26,87%	-0,14%	-0,14%	-0,36%	0,15%	-0,24%	-0,30%
	D1	CT	5750,00	6018,00	5193,00	5199,00	4002,00	6083,00
CBCT_12/08/2019		5863,00	5980,00	5165,00	5225,00	4009,00	6101,00	
CBCT_14/08/2019		5890,00	6028,00	5180,00	5199,00	4010,00	6119,00	
CBCT_19/08/2019		5877,00	5983,00	5189,00	5202,00	4006,00	6107,00	
CBCT_03/09/2019		5885,00	5981,00	5164,00	5226,00	3996,00	6106,00	
CBCT_17/09/2019		5923,00	6030,00	5213,00	5246,00	4008,00	6151,00	
Moyenne CBCT		5887,60	6000,40	5182,20	5219,60	4005,80	6116,80	
Erreur relative maximale		3,01%	-0,63%	-0,56%	0,90%	0,20%	0,68%	1,12%
Erreur relative moyenne		2,39%	-0,29%	-0,21%	0,40%	0,09%	-0,03%	0,56%

FIGURE (66) Statistiques de dose d'un traitement ORL

	External (cGy)	Mandibule (cGy)	Parotide_G (cGy)	Parotide_D (cGy)	Moelle (cGy)	PTV_5400 (cGy)	PTV_7000 (cGy)
Dose moyenne	CT	1516	3090	3792	2405	2610	7056
	CBCT_22/10/2019	1795	3089	3796	2409	2620	7054
	CBCT_25/10/2019	1800	3126	3828	2431	2636	7086
	CBCT_30/10/2019	1794	3129	3831	2434	2648	7108
	CBCT_04/11/2019	1794	3132	3824	2424	2643	7103
	CBCT_12/11/2019	1822	3149	3784	2385	2668	7524
	CBCT_18/11/2019	1818	3167	3444	2287	2683	7100
	CBCT_25/11/2019	1817	3170	3261	2159	2684	7064
	CBCT_04/12/2019	1908	3182	2984	2124	2698	7072
	Erreur relative moyenne	19,95%	1,72%	-5,22%	-3,05%	1,92%	-0,51%
D1	CT	7110	6929	7214	5585	3716	7342
	CBCT_22/10/2019	7108	6932	7221	5597	3725	7366
	CBCT_25/10/2019	7159	7017	7280	5664	3776	7421
	CBCT_30/10/2019	7179	7023	7280	5686	3788	7453
	CBCT_04/11/2019	7183	7049	7313	5693	3794	7406
	CBCT_12/11/2019	7250	7096	7359	5756	3819	7136
	CBCT_18/11/2019	7330	7161	7434	5783	3834	7594
	CBCT_25/11/2019	7336	7172	7443	5815	3846	7596
	CBCT_04/12/2019	7408	7214	7506	5822	3856	7670
	Erreur relative moyenne	1,89%	2,22%	1,95%	2,54%	2,39%	2,07%

FIGURE (67) Statistiques de dose d'un traitement ORL avec fonte tumorale

		External (cGy)	Poumon_G (cGy)	Poumon_D (cGy)	Cœur (cGy)	PTV_seinG (cGy)
Dose moyenne	CT	479,00	32,00	887,00	86,00	4035,00
	CBCT_04/04/2019	625,00	24,00	889,00	86,00	3963,00
	CBCT_05/04/2019	643,00	25,00	892,00	88,00	4007,00
	CBCT_08/04/2019	634,00	24,00	890,00	87,00	3967,00
	CBCT_09/04/2019	651,00	25,00	887,00	88,00	3985,00
	CBCT_10/04/2019	655,00	24,00	878,00	88,00	3985,00
	CBCT_16/04/2019	650,00	25,00	886,00	89,00	4003,00
	CBCT_17/04/2019	648,00	25,00	889,00	88,00	3997,00
	moyenne CBCT	643,71	24,57	887,29	87,71	3986,71
	Erreur relative maximale	36,74%	-25,00%	0,56%	3,49%	-1,78%
Erreur relative moyenne	34,39%	-23,21%	0,03%	1,99%	-1,20%	
D1	CT	4145,00	127,00	3995,00	224,00	4218,00
	CBCT_04/04/2019	4146,00	128,00	4015,00	231,00	4226,00
	CBCT_05/04/2019	4146,00	129,00	3991,00	235,00	4278,00
	CBCT_08/04/2019	4142,00	128,00	4020,00	232,00	4246,00
	CBCT_09/04/2019	4132,00	129,00	3973,00	233,00	4245,00
	CBCT_10/04/2019	4123,00	128,00	3960,00	232,00	4238,00
	CBCT_16/04/2019	4141,00	129,00	3978,00	233,00	4211,00
	CBCT_17/04/2019	4142,00	129,00	3976,00	234,00	4264,00
	moyenne CBCT	4138,86	128,57	3987,57	232,86	4244,00
	Erreur relative maximale	0,02%	1,57%	0,63%	4,91%	1,42%
Erreur relative	-0,15%	1,24%	-0,19%	3,95%	0,62%	

FIGURE (68) Statistiques de dose d'un traitement du sein avec gonflement

		External (cGy)	Poumon_G (cGy)	Poumon_D (cGy)	Cœur (cGy)	PTV_seinG (cGy)
Dose moyenne	CT	464,00	23,00	231,00	114,00	4082,00
	CBCT_07/04/2020	566,00	17,00	216,00	108,00	4014,00
	CBCT_08/04/2020	565,00	17,00	207,00	107,00	4016,00
	CBCT_09/04/2020	554,00	17,00	204,00	106,00	4020,00
	CBCT_10/04/2020	569,00	17,00	207,00	108,00	3995,00
	CBCT_14/04/2020	592,00	18,00	210,00	109,00	4008,00
	CBCT_15/04/2020	572,00	17,00	206,00	106,00	4028,00
	CBCT_16/04/2020	576,00	17,00	207,00	107,00	4027,00
	CBCT_17/04/2020	566,00	17,00	205,00	106,00	4041,00
	CBCT_22/04/2020	559,00	17,00	206,00	108,00	3986,00
	CBCT_23/04/2020	569,00	18,00	206,00	105,00	4027,00
	CBCT_27/04/2020	556,00	17,00	200,00	105,00	4022,00
	CBCT_28/04/2020	611,00	18,00	210,00	108,00	3953,00
	CBCT_29/04/2020	563,00	17,00	210,00	107,00	3974,00
	moyenne CBCT	571,43	17,29	206,29	106,57	4004,29
	Erreur relative maximale	27,59%	-26,09%	-11,69%	-7,89%	-2,35%
	Erreur relative moyenne	22,59%	-25,22%	-10,22%	-6,14%	-1,61%
D1	CT	4208,00	82,00	3437,00	292,00	4269,00
	CBCT_07/04/2020	4197,00	77,00	3291,00	287,00	4258,00
	CBCT_08/04/2020	4180,00	76,00	3211,00	281,00	4251,00
	CBCT_09/04/2020	4184,00	75,00	3227,00	279,00	4249,00
	CBCT_10/04/2020	4177,00	76,00	3217,00	280,00	4255,00
	CBCT_14/04/2020	4205,00	77,00	3236,00	282,00	4274,00
	CBCT_15/04/2020	4203,00	76,00	3217,00	276,00	4276,00
	CBCT_16/04/2020	4195,00	76,00	3241,00	278,00	4265,00
	CBCT_17/04/2020	4194,00	76,00	3219,00	277,00	4254,00
	CBCT_22/04/2020	4196,00	76,00	3231,00	280,00	4264,00
	CBCT_23/04/2020	4194,00	76,00	3238,00	277,00	4264,00
	CBCT_27/04/2020	4193,00	76,00	3128,00	276,00	4260,00
	CBCT_28/04/2020	4201,00	77,00	3225,00	280,00	4267,00
	CBCT_29/04/2020	4192,00	76,00	3330,00	276,00	4260,00
	moyenne CBCT	4195,00	76,14	3230,29	277,71	4262,00
	Erreur relative maximale	-0,74%	-8,54%	-6,58%	-5,48%	-0,47%
	Erreur relative moyenne	-0,40%	-7,11%	-5,93%	-3,82%	-0,20%

FIGURE (69) Statistiques de dose d'un traitement en prône du sein

	External (cGy)	Vessie (cGy)	Intestin (cGy)	Tête fémorale G (cGy)	Tête fémorale D (cGy)	Canal anal (cGy)	Sigmoid (cGy)	Rectum (cGy)	PTV_prostate (cGy)	PTV_nodes (cGy)	
Dose moyenne	CT	1460,00	3718,00	1204,00	2026,00	2233,00	3981,00	3584,00	4417,00	6893,00	
	CBCT_30/12/2019	1606,00	3652,00	1177,00	2018,00	2225,00	3905,00	3509,00	4332,00	6788,00	
	CBCT_03/01/2020	1612,00	3638,00	1175,00	2014,00	2213,00	3890,00	3494,00	4319,00	6761,00	
	CBCT_08/01/2020	1626,00	3660,00	1181,00	2022,00	2230,00	3902,00	3524,00	4338,00	6791,00	
	CBCT_13/01/2020	1611,00	3656,00	1178,00	2025,00	2225,00	3910,00	3522,00	4347,00	6801,00	
	CBCT_16/01/2020	1636,00	3680,00	1185,00	2028,00	2215,00	3923,00	3536,00	4355,00	6814,00	
	CBCT_21/01/2020	1612,00	3644,00	1173,00	2021,00	2218,00	3894,00	3495,00	4327,00	6776,00	
	CBCT_24/01/2020	1635,00	3667,00	1165,00	2039,00	2231,00	3908,00	3512,00	4347,00	6812,00	
	CBCT_29/01/2020	1655,00	3684,00	1170,00	2036,00	2259,00	3923,00	3533,00	4360,00	6846,00	
	CBCT_03/02/2020	1589,00	3647,00	1173,00	2021,00	2223,00	3887,00	3497,00	4324,00	6769,00	
		moyenne CBCT	1623,00	3663,00	1174,00	2028,33	2228,50	3907,50	3515,83	4343,33	6803,00
		Erreur relative maximale	11,37%	-2,15%	-2,41%	-0,59%	-0,90%	-2,29%	-2,51%	-2,22%	-1,91%
		Erreur relative moyenne	10,59%	-1,83%	-2,19%	-0,39%	-0,46%	-2,06%	-2,09%	-1,98%	-1,64%
	D1	CT	5880,00	6912,00	4902,00	3045,00	3367,00	6890,00	5005,00	6800,00	7110,00
CBCT_30/12/2019		6018,00	6809,00	4784,00	3031,00	3301,00	6768,00	4897,00	6712,00	6988,00	
CBCT_03/01/2020		6003,00	6777,00	4766,00	3016,00	3286,00	6751,00	4873,00	6691,00	6965,00	
CBCT_08/01/2020		6048,00	6815,00	4807,00	3033,00	3317,00	6768,00	4909,00	6706,00	6997,00	
CBCT_13/01/2020		6036,00	6822,00	4786,00	3040,00	3308,00	6779,00	4892,00	6722,00	6998,00	
CBCT_16/01/2020		6089,00	6843,00	4823,00	3053,00	3327,00	6788,00	4921,00	6736,00	7002,00	
CBCT_21/01/2020		6010,00	6799,00	4759,00	3036,00	3292,00	6754,00	4865,00	6704,00	6975,00	
CBCT_24/01/2020		6079,00	6844,00	4781,00	3058,00	3319,00	6779,00	4892,00	6736,00	7018,00	
CBCT_29/01/2020		6148,00	6873,00	4808,00	3058,00	3346,00	6804,00	4929,00	6760,00	7056,00	
CBCT_03/02/2020		5973,00	6797,00	4761,00	3032,00	3299,00	6741,00	4877,00	6695,00	6983,00	
		moyenne CBCT	6055,83	6829,67	4786,33	3046,17	3315,17	6774,17	4896,00	6725,50	7005,33
		Erreur relative maximale	4,56%	-1,95%	-2,92%	-0,95%	-2,41%	-2,16%	-2,80%	-1,60%	-2,04%
		Erreur relative moyenne	2,80%	-1,33%	-2,36%	-0,18%	-1,68%	-1,74%	-2,20%	-1,21%	-1,58%

FIGURE (70) Statistiques de dose d'un traitement de la prostate

		External (cGy)	Vessie (cGy)	Intestin (cGy)	Tête fémorale G (cGy)	Tête fémorale D (cGy)	PTV (cGy)
Dose moyenne	CT	1571,00	2594,00	1351,00	2471,00	2393,00	3602,00
	CBCT_16/12/2019	1920,00	2542,00	1266,00	2406,00	2353,00	3520,00
	CBCT_19/12/2019	1919,00	2538,00	1259,00	2404,00	2343,00	3511,00
	CBCT_26/12/2019	1899,00	2541,00	1269,00	2405,00	2348,00	3514,00
	CBCT_31/12/2019	1913,00	2540,00	1264,00	2395,00	2349,00	3515,00
	CBCT_06/01/2020	1899,00	2542,00	1265,00	2407,00	2351,00	3515,00
	CBCT_14/01/2020	1917,00	2549,00	1270,00	2423,00	2362,00	3529,00
	moyenne CBCT	1911,17	2542,00	1265,50	2406,67	2351,00	3517,33
	Erreur relative maximale	22,22%	-2,16%	-6,81%	-2,71%	-2,09%	-2,53%
	Erreur relative moyenne	21,75%	-2,07%	-6,39%	-2,67%	-1,88%	-2,42%
D1	CT	3671,00	3636,00	3628,00	3353,00	3470,00	3716,00
	CBCT_16/12/2019	3603,00	3558,00	3530,00	3290,00	3403,00	3643,00
	CBCT_19/12/2019	3592,00	3550,00	3516,00	3282,00	3391,00	3631,00
	CBCT_26/12/2019	3598,00	3562,00	3523,00	3292,00	3409,00	3637,00
	CBCT_31/12/2019	3599,00	3557,00	3530,00	3288,00	3409,00	3637,00
	CBCT_06/01/2020	3598,00	3563,00	3513,00	3296,00	3408,00	3639,00
	CBCT_14/01/2020	3614,00	3581,00	3539,00	3314,00	3424,00	3656,00
	moyenne CBCT	3600,67	3561,83	3525,17	3293,67	3407,33	3640,50
	Erreur relative maximale	-2,15%	-2,37%	-3,17%	-2,12%	-2,28%	-2,29%
	Erreur relative moyenne	-1,92%	-2,04%	-2,83%	-1,77%	-1,81%	-2,03%

FIGURE (71) Statistiques de dose d'un traitement du rectum