



HAL
open science

Calcul de dose à partir d'images Cone Beam CT : état de l'art

A. Barateau, M. Céleste, C. Lafond, O. Henry, S. Couespel, A. Simon, Oscar Acosta, R. De Crevoisier, N. Péricchon

► **To cite this version:**

A. Barateau, M. Céleste, C. Lafond, O. Henry, S. Couespel, et al.. Calcul de dose à partir d'images Cone Beam CT : état de l'art. *Cancer/Radiothérapie*, 2018, 22 (1), pp.85-100. 10.1016/j.canrad.2017.07.050 . hal-01718028

HAL Id: hal-01718028

<https://hal-univ-rennes1.archives-ouvertes.fr/hal-01718028>

Submitted on 3 May 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Calcul de dose à partir d'images Cone Beam CT : état de l'art

A. Barateau^{a,b*}, M. Céleste^c, C. Lafond^{a,b,c}, O. Henry^c, S. Couespel^c, A. Simon^{a,b}, O. Acosta^{a,b},
R. De Crevoisier^{a,b,c}, N. Perichon^c

- a. INSERM, LTSI, U1099, 35000 Rennes, France
- b. Université de Rennes 1, LTSI, 35000 Rennes, France
- c. Département de Radiothérapie - Centre Eugène Marquis, rue de la Bataille Flandres
Dunkerque - CS 44229 - 35042 Rennes Cedex, France

*Auteur correspondant : Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image – LTSI – Campus de
Beaulieu - 263 avenue du Général Leclerc - CS 74205 – 35042 Rennes Cedex

Adresse e-mail : anais.barateau@gmail.com

Titre courant : Calcul de dose à partir d'images CBCT

Title: CBCT-based dose calculation

Conflit d'intérêt : aucun

Résumé

En radiothérapie externe, la planification dosimétrique est basée sur des images tomodensitométriques (CT). Une conversion des nombres Hounsfield, contenus dans ces images, en densité électronique (ou physique) est nécessaire pour réaliser un calcul de dose tenant compte des hétérogénéités. Dans un processus d'IGRT (Image Guided Radiotherapy), le Cone Beam CT (CBCT) est utilisé pour visualiser et recalibrer les structures anatomiques. Le calcul de dose sur CBCT est attrayant dans une perspective de «rapporter» et de «monitorer» la dose délivrée à la séance, notamment dans un contexte de radiothérapie adaptative guidée par la dose. La précision attendue du calcul de dose sur imagerie CBCT est contrainte par la qualité image, la variation des nombres Hounsfield et les dimensions restreintes du volume d'acquisition.

L'analyse de la littérature permet d'identifier trois types de stratégies de calcul de dose sur CBCT : l'utilisation de courbes de correspondance entre nombres Hounsfield et densités, l'affectation de densités à différentes structures segmentées et l'utilisation du recalage déformable entre les images CT et CBCT.

Les résultats de la littérature montrent des écarts entre les doses calculées sur CBCT et celles calculées sur CT souvent inférieurs à 3 %, toutes méthodes confondues. Néanmoins, le calcul de dose sur images CBCT nécessite une certaine prudence car ces écarts peuvent atteindre 10 % avec une méthode inadaptée. Bien qu'aucune méthode de calcul de dose sur CBCT ne se détache nettement des autres, certaines se montrent prometteuses et nécessitent d'être associées à une automatisation pour une mise en œuvre en routine clinique.

Mots clés :

Radiothérapie ; Cone Beam Computed Tomography (CBCT) ; calcul de dose

Abstract

In external beam radiotherapy, the dose planning is currently based on CT images. A relation between Hounsfield numbers and electron densities (or mass densities) is necessary for dose calculation taking heterogeneities into account. In IGRT (Image Guided Radiotherapy) process, the Cone Beam CT (CBCT) is classically used for tissue visualization and registration. CBCT for dose calculation is also attractive in dose reporting/monitoring perspectives and particularly in a context of dose-guided adaptive radiotherapy. The accuracy of CBCT-based dose calculation is limited by CBCT image characteristics such as image quality, Hounsfield numbers consistency and restrictive sizes of volume acquisition.

The analysis of the literature identifies three kinds of strategies for CBCT-based dose calculation: establishment of CBCT Hounsfield numbers versus densities curves, ii) density override to regions of interest, and deformable registration between CT and CBCT images.

Literature results show that discrepancies between the reference CT-based dose calculation and the CBCT-based dose calculation are often lower than 3%, regardless of the method. However they can also reach 10% with not suitable method.

Even if the accuracy of the CBCT-based dose calculation is independent of the method, some strategies are promising but need improvements in the automating process for a routine implementation.

Key-words:

Radiotherapy ; Cone Beam Computed Tomography (CBCT) ; dose calculation

Introduction

La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) s'est peu à peu imposée dans le paysage de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI), dans le but d'obtenir une précision accrue du positionnement du patient, et plus précisément de la tumeur, sous la machine de traitement. L'IGRT repose sur l'acquisition régulière d'images lors des séances de traitement, ces images pouvant être en deux, trois, voire quatre dimensions (2D-3D-4D), selon les localisations anatomiques (1–3). La tomographie conique, plus couramment appelée CBCT (Cone Beam Computed Tomography), est la modalité d'imagerie 3D la plus répandue pour les besoins de l'IGRT. Cette modalité est directement embarquée sur les accélérateurs linéaires d'électrons standards via un couple tube à rayons X – détecteur (4). Des centaines de projections sont acquises en une rotation unique de l'imageur. Le volume d'acquisition est ensuite reconstruit en 3D à l'aide d'un algorithme de Feldkamp (5). Les images CBCT sont comparées et recalées par rapport aux images tomodensitométriques (CT) de planification dans une pratique d'IGRT standard.

Une autre application séduisante des images CBCT est leur utilisation pour un calcul de dose à la séance. Ce monitoring est justifié pour au moins deux raisons. La première est de pouvoir rendre compte de la dose effectivement délivrée à la séance, par rapport à celle planifiée, éventuellement avec un cumul de dose des différentes séances (6,7). La deuxième finalité s'inscrit dans une démarche de radiothérapie adaptative. Cette radiothérapie adaptative peut être guidée par la dose, consistant à délivrer un traitement basé sur une ou plusieurs replanifications déclenchées sur un constat de sur-dosage des organes à risque (OAR) ou de sous-dosage du volume cible tumoral (8–11). Ceux-ci résultent de variations anatomiques éventuelles (fonte tumorale, amaigrissement, mobilité des organes, etc.)

survenant au cours du traitement (12–17). La radiothérapie adaptative peut aussi être guidée par la détection de modifications de marqueurs morphologiques déclenchant les replanifications. De plus, une fois la décision de replanification prise sur la base des informations des images CBCT, se pose la question de réaliser cette replanification sur de nouvelles images CT ou bien d'utiliser le CBCT lui-même. Cette dernière hypothèse implique d'une part la possibilité du calcul de dose et d'autre part une délimitation précise des volumes d'intérêt (OAR et volumes cibles). Deux types de replanification peuvent être distingués : les replanifications en temps réel (on-line) et les replanifications en différé (off-line). Les replanifications en temps réel basées sur le CBCT (18,19) permettraient de prendre en compte l'anatomie du jour, pour des cas particuliers «urgents» (20) ou pour pallier des modifications anatomiques aléatoires (21). Les replanifications en différé, toujours à partir du CBCT, seraient quant à elles envisagées pour s'affranchir d'une acquisition CT lors de modifications anatomiques progressives et parfois prévisibles telles que celles rencontrées dans les tumeurs de la sphère ORL.

Enfin, en complément des structures anatomiques délimitées, la possibilité de réalisation d'un calcul de dose nécessite de connaître les informations quantitatives contenues dans les images, c'est-à-dire les densités électroniques (ou physiques) des tissus imités. Cela n'est pas réalisable aisément pour les images CBCT. En effet, les principales difficultés du calcul de dose à partir d'images CBCT sont liées à la qualité image moindre par rapport aux images CT, à la variation des nombres Hounsfield et aux dimensions restreintes du champ de vue. Les nombres Hounsfield CBCT dépendent de nombreux paramètres, contrairement aux nombres Hounsfield CT du fait de la géométrie conique du faisceau CBCT et donc du diffusé plus important que pour une acquisition CT.

Cet article est une revue de la littérature dont l'objectif est de présenter et d'analyser les différentes stratégies de calcul de dose à partir d'images CBCT, en se limitant aux imageurs de basse énergie les plus répandus en France (OBI (Varian) et XVI (Elekta)).

1. Principales problématiques du calcul de dose à partir d'images CBCT

Les systèmes de planification de traitement requièrent les densités électroniques (ou physiques) des tissus imagés pour la prise en compte des hétérogénéités dans le calcul de dose (22,23). Ces densités sont obtenues via une courbe de conversion entre nombres Hounsfield (UH) et densités, établie sur la base d'images d'objets tests, plus couramment appelés fantômes, pour un scanner et une tension donnés. Les UH permettent de traduire l'atténuation des tissus imagés par rapport à l'atténuation de l'eau. Leur définition consiste en un rapport de la différence du coefficient d'atténuation d'un voxel et du coefficient d'atténuation de l'eau sur le coefficient d'atténuation de l'eau, multiplié par un facteur 1000. Cette convention a été mise en place pour les imageurs CT. Les modalités d'imagerie CT et CBCT diffèrent sous plusieurs aspects (tableau 1) entraînant une variabilité plus importante des nombres Hounsfield des images CBCT, ce qui rend difficile la détermination des densités des tissus imagés sur les images CBCT. Les principales problématiques de calcul de dose sur images CBCT sont :

- la qualité image qui impacte la précision de la délimitation des structures d'intérêt ;
- la variation des UH, qui impacte les valeurs de densité des tissus donc la fiabilité de la prise en compte des hétérogénéités et in fine la distribution de dose ;
- ainsi que les dimensions limitées des volumes d'acquisition, qui impactent la justesse des structures délimitées et également l'évaluation des doses reçues sur ces structures (du fait du volume incomplet).

1.1. Qualité image CBCT

La qualité image se quantifie par la détermination de grandeurs caractéristiques, à savoir le rapport signal sur bruit, le bruit dans l'image, la résolution spatiale du système, l'uniformité et les résolutions à haut et bas contrastes. Ces grandeurs sont obtenues en réalisant des images d'objets test connus, possédant des inserts ou modules spécifiques. Elles permettent de comparer la qualité image entre imageurs ou entre protocoles d'acquisition d'un même imageur. La principale cause de dégradation de la qualité image CBCT est la présence de rayonnement diffusé, du fait de la géométrie conique du faisceau.

Par ailleurs, l'imagerie CBCT est sujette à de nombreux artefacts (24,25). Leur origine peut être physique (durcissement du faisceau, modification du spectre du faisceau, rayonnement diffusé, etc.), informatique (algorithme de reconstruction, limitation de la puissance de calcul) ou encore technologique (performances des capteurs, asservissement des capteurs, etc.).

Certaines localisations sont plus sujettes à certains artefacts que d'autres, notamment le thorax du fait des mouvements cardiaques et respiratoires (26–28). Les tumeurs de la sphère ORL et de la région pelvienne sont plutôt confrontées aux artefacts de coupure («streaking artefacts») liés aux plombages dentaires ou à la présence de prothèse(s).

Plusieurs études ont recours à différents traitements d'images CBCT avant de les utiliser pour un calcul de dose. Ces traitements d'image peuvent être une diminution du diffusé dans l'image CBCT (27,29) ou encore une diminution des différents artefacts dans l'image (30,31). Le tableau 2 décrit certaines méthodes étudiées dans la littérature.

La délinéation des volumes cibles et des OAR est une étape nécessaire à la planification d'un traitement par radiothérapie externe. Celle-ci nécessite, pour le médecin radiothérapeute, une qualité image suffisante. Du fait de la qualité des images CBCT, très peu d'études ont évalué la délinéation intra et inter-opérateurs sur images CBCT. La plupart des études portent plutôt sur la comparaison entre contours manuels et propagation automatique (6,32). Les évaluations récentes des solutions de propagation de contours après recalage déformable entre images CT et CBCT sont encourageantes (33–35), même si elles nécessitent toujours une post-vérification par un expert. Les résultats varient selon la localisation anatomique, qui rend compte de la variabilité des volumes des différentes structures, et également selon l'algorithme utilisé (36,37). Cette problématique ne sera pas développée dans cette revue.

L'amélioration de la qualité image CBCT est activement étudiée par différentes équipes, pour permettre d'une part le calcul de dose sur image CBCT, et d'autre part la délinéation, elle devra probablement passer par des améliorations des détecteurs, des tubes à rayons X et des logiciels de commande des imageurs.

1.2. Variations des nombres Hounsfield CBCT (UH_{CBCT}) selon les conditions d'acquisition

Les UH_{CBCT} dépendent plus fortement des conditions de réalisation des images que les nombres Hounsfield CT (UH_{CT}). Les principaux facteurs d'influence sont, d'une part, les paramètres d'acquisition de l'imageur tels que la tension d'acquisition, la charge, le nombre de projections ou encore les dimensions du champ de vue, et d'autre part, les caractéristiques des "objets" imagés telles que la position, les dimensions, les formes, les structures ou encore les densités (38–41).

Les fantômes utilisés pour établir une courbe de conversion UH-densités (UH-D) doivent être choisis avec des compositions chimiques et des densités proches de celles des tissus humains. En effet, certains fantômes présentent des inserts qui ne sont pas de “bons” équivalents tissus (38,39). C’est le cas de l’insert de Téflon, l’insert le plus dense du fantôme Catphan qui contient de la fluorine tandis que les tissus osseux sont constitués de calcium et de phosphore qui présentent un numéro atomique (Z) plus élevé. Afin de remédier à ce problème, Elstrom et al. (42) proposent une calibration stœchiométrique comme décrite par Schneider et al. (43).

Des études sur fantômes, menées par Hatton et al. (38), Rong et al. (41), Li et al. (44), montrent qu’une variation de milieu diffusant dans la direction radiale ou dans la direction axiale de l’objet acquis a un impact important sur la valeur des UH_{CBCT} . Un agrandissement du diamètre du fantôme entraîne une augmentation pouvant atteindre 450 UH_{CBCT} pour les inserts de faibles densités (de type air ou poumons) et une diminution jusqu’à 1000 UH_{CBCT} des inserts de fortes densités (de type os). L’extension de la longueur du fantôme entraîne une augmentation de 20 à 90 UH_{CBCT} pour les inserts de faibles densités et une diminution d’environ 200 UH_{CBCT} pour les inserts de fortes densités.

La variation des UH_{CBCT} dans la direction axiale, c’est-à-dire, en fonction de l’angle d’ouverture du faisceau, peut atteindre plus de 100 UH_{CBCT} sur une longueur de 3 cm. La position de l’insert, centrale ou périphérique, entraîne également des variations pouvant atteindre 400 UH_{CBCT} .

La forte dépendance des UH_{CBCT} à la quantité de volume diffusant et donc à la corpulence des patients est un argument en faveur de l’établissement d’une courbe UH-D par patient (partie 2.1.1.2).

Par ailleurs, l'impact des écarts d' UH_{CBCT} observés en termes de dose reste difficilement quantifiable. Thomas et al. (23) rapportaient en 1999 qu'un écart de 8 % sur les UH_{CT} entraîne un écart de dose de l'ordre de 1 %. Ce résultat reste un ordre de grandeur car il dépend de la localisation anatomique, de la complexité du plan de traitement, de la présence ou non d'hétérogénéités, de l'algorithme de calcul ainsi que de la métrique d'évaluation. Davis et al. (45) reprennent des études qui quantifient l'impact dosimétrique des variations d' UH_{CT} ou UH_{CBCT} en distinguant les localisations anatomiques, les techniques d'irradiation (RC3D, IMRT, VMAT) et les algorithmes de calcul de dose. Poludniowski et al. (29) rapportent qu'un écart de 50 UH_{CBCT} implique des écarts dosimétriques inférieurs à 3 %, pour trois localisations anatomiques différentes (crâne, prostate et vessie).

Ainsi, l'établissement d'une relation UH-D unique dans le but d'un calcul de dose sur images CBCT est complexe car elle dépend fortement des conditions d'acquisition telles que la géométrie d'acquisition, les paramètres d'acquisition ou encore la localisation anatomique.

1.3. Dimensions restreintes des images CBCT

Les dimensions restreintes du champ de vue des images CBCT sont une des problématiques majeures du calcul de dose sur images CBCT. En effet, dans la direction tête-pieds, la longueur d'acquisition des images CBCT est limitée par l'angle d'ouverture du faisceau conique, avec des dimensions maximales de 16 ou 21 cm (selon l'imageur). Ces dimensions sont parfois insuffisantes pour couvrir la totalité de certains volumes cibles (aires ganglionnaires par exemple) ou d'OAR à distance de l'isocentre. Par ailleurs, les images sont régulièrement tronquées latéralement pour différentes raisons : largeur du patient importante (pelvis), utilisation d'un petit champ de vue (ORL), ce qui implique des résultats dosimétriques aberrants avec les techniques d'IMRT ou de VMAT.

Plusieurs stratégies d'agrandissement du champ de vue CBCT (28,46,47) sont envisagées dans la littérature afin de permettre un calcul de dose. Un agrandissement peut être réalisé en tenant compte de l'image CT en dehors de l'image CBCT (à l'aide d'un recalage rigide). Ainsi, l'image résultante est un mixte des deux sets d'imagerie CBCT et CT, permettant d'inclure les données (contours et densités) qui étaient manquantes sur l'image CBCT seule. Une autre méthode consiste à récupérer la structure du contour externe du patient provenant de l'image CT et d'affecter une densité de 1 aux voxels compris dans cette structure mais n'appartenant pas au contour externe de l'image CBCT.

En conclusion, le calcul de dose sur images CBCT peut être envisageable à condition de prendre en compte les difficultés évoquées dans cette partie.

2. Stratégies de calcul de dose à partir d'images CBCT

Jusqu'à présent, trois types de méthodes de calcul de dose à partir d'images CBCT ont été évaluées dans la littérature :

- l'utilisation d'une courbe de correspondance entre nombres Hounsfield et densités propre à l'imageur CBCT ;
- l'affectation de valeurs de densités à des structures après segmentation des images ;
- ou encore l'utilisation d'algorithmes de recalage déformable permettant de conserver les densités de l'image CT en intégrant les déformations géométriques de l'image CBCT.

Ces trois stratégies sont détaillées dans cette partie, leur principe, avantages et inconvénients sont résumés dans le tableau 3.

2.1. Stratégies faisant appel à des relations entre nombres Hounsfield CBCT (UH_{CBCT}) et densités

Cette première approche fait intervenir une courbe de correspondance entre les nombres Hounsfield provenant d'images CBCT (UH_{CBCT}) et les densités associées (Figure 1).

2.1.1. Principe : détermination d'une relation entre nombres Hounsfield CBCT (UH_{CBCT}) et densités

La relation entre nombres Hounsfield et densités (relation UH-D) peut être réalisée à partir d'images CBCT de fantômes ou de patients.

2.1.1.1. Méthodes basées sur fantômes

Ces méthodes sont basées sur l'établissement d'une courbe UH-D en réalisant des acquisitions de fantômes comportant différents inserts dont les densités sont fournies par le constructeur. Certains de ces fantômes sont adaptés aux dimensions anatomiques de patients, notamment au crâne, au thorax, à l'abdomen ou au pelvis. Les inserts sont habituellement fabriqués à partir de matériaux équivalents tissus humains pour la gamme d'énergie étudiée (centaines de keV). A partir des images du fantôme acquises, des régions d'intérêt (ROI) sont définies au niveau des différents inserts. La courbe UH-D s'obtient en traçant la densité des inserts en fonction des UH_{CBCT} déterminés dans les différentes ROI.

Ces méthodes, actuellement utilisées dans les TPS pour les calculs de dose sur images CT, ont été les premières à être appliquées, notamment dans les études de Yoo et al. (48), Ding et al. (46), Yang et al. (26). Cependant, elles s'avèrent non optimales dans le cas d'images CBCT et souffrent de nombreuses limitations décrites dans la partie 1.1.2. Des méthodes basées sur les images CBCT de patients ont alors été introduites.

2.1.1.2. Méthodes basées sur images patients

Des études ont évalué la faisabilité d'établir une courbe UH-D à partir d'images CBCT issues de patients en utilisant les valeurs de densités issues de la littérature ou des images CT des patients (28,49,50). Cette méthode nécessite l'identification de ROI homogènes sur les images CBCT et l'assignation de valeurs de densités connues (pouvant provenir du CT). La courbe de correspondance UH-D s'obtient grâce aux différents points associant une valeur d' UH_{CBCT} à une valeur de densité. Cette méthodologie est applicable par patient ou par groupe de patients en établissant un critère commun afin de regrouper les patients (localisation anatomique, morphologie, poids, indice de masse corporelle, etc.). Richter et al. (49), par exemple, établissent des courbes UH-D CBCT par patient et par groupe de patients (crâne, thorax et pelvis) à partir des valeurs moyennes d' UH_{CBCT} de 5 à 7 ROI selon la localisation anatomique.

2.1.2. Résultats des méthodes faisant appel à des relations entre nombres

Hounsfield CBCT (UH_{CBCT}) et densités

Dans un premier temps les évaluations ont été réalisées sur des fantômes anthropomorphes. Ces derniers peuvent être des objets test dont des images CT et CBCT ont été réellement acquises ou des fantômes numériques. Les fantômes anthropomorphes semblent un bon compromis pour réaliser des planifications dosimétriques quasi-réalistes par localisation anatomique, même si les interfaces entre les différents matériaux et l'homogénéité des matériaux sont discutables. Ensuite, la précision peut être quantifiée à partir d'images de patients faisant intervenir des variations anatomiques.

2.1.2.1. Résultats sur fantômes

Pour la localisation ORL, plusieurs études ont investigué la précision du calcul de dose sur

images CBCT d'un fantôme anthropomorphe, en utilisant une courbe UH_{CBCT-D} établie à partir d'images de différents fantômes. Rong et al. (41) ont montré des écarts dosimétriques entre une planification en IMRT sur images CT et une sur images CBCT d'un fantôme anthropomorphe, inférieurs à 1 % avec une courbe établie à partir du fantôme CIRS062M de 18 cm de diamètre. Barateau et al. (51) ont évalué le calcul de dose sur images CBCT avec des courbes $UH-D$ établies à partir de deux fantômes différents. Les écarts obtenus par rapport à la planification initiale en technique VMAT, sont inférieurs à 1,1 % avec la courbe établie à partir du fantôme CIRS062M de 18 cm de diamètre. Tout comme d'autres études (38,39), cette étude recommande de ne pas utiliser le fantôme Catphan pour établir une courbe UH_{CBCT-D} car elle n'est pas adaptée pour le calcul de dose dans les régions de forte densité (insert de Téflon non représentatif des tissus osseux). Ceci remet en question plusieurs études de faisabilité du calcul de dose sur images CBCT basées sur une courbe UH_{CBCT-D} établies sur des images du fantôme Catphan (26,46,52).

Plusieurs études dosimétriques de la région pelvienne réalisées à partir d'images CBCT de fantômes anthropomorphes, acquises avec l'imageur OBI (26,38,39,51–53), montrent des écarts inférieurs à 3 % avec la méthode de courbe UH_{CBCT-D} réalisée à partir de fantôme, toutes techniques confondues (RC3D, RCMI ou VMAT). Yang et al. (26) est une des premières équipes à s'être intéressée au calcul de dose sur images CBCT. Ils trouvent des écarts dosimétriques inférieurs à 1 % dans leur étude basée sur le calcul de dose en IMRT d'un fantôme anthropomorphe de la région pelvienne, avec une courbe UH_{CBCT-D} établie provenant du fantôme Catphan.

Guan et al. (39) étudient l'impact dosimétrique de l'établissement d'une courbe UH_{CBCT-D} à partir de deux fantômes différents pour différentes énergies de faisceaux puis sur des plans

de traitement en RC3D et IMRT. Ils obtiennent des écarts dosimétriques par rapport au calcul de dose sur CT, plus importants avec la courbe basée sur le Catphan et des écarts plus faibles en 18 MV qu'en 6 MV. En RC3D (18 MV) et en IMRT (6 MV), les écarts sont inférieurs à 2 % et à 2,5 % respectivement, avec les courbes ne provenant pas du fantôme Catphan.

Hatton et al. (38) ont étudié, quant à eux, la précision dosimétrique obtenue avec trois courbes $U_{\text{CBCT-D}}$ établies sur le Catphan, le CIRS062M et Gammex RMI. L'étude a porté sur l'application de chacune de ces courbes à des images CBCT d'un fantôme semi-anthropomorphe dans la région pelvienne. Ils concluent que le CIRS062M, avec un ajout de diffusé dans la direction tête-pieds, est le fantôme le plus approprié (écarts de l'ordre de 2 à 3 %) pour un fantôme anthropomorphe de dimensions équivalentes. En effet, les U_{CBCT} étant sensibles au diffusé, des écarts plus importants seront observés pour des patients plus larges avec cette même courbe.

Barateau et al. (51) obtiennent des écarts dosimétriques inférieurs à 1,2 % avec un calcul de dose en VMAT sur des images CBCT d'un fantôme anthropomorphe de la région pelvienne à partir d'une courbe $U_{\text{CBCT-D}}$ établie avec le fantôme de Tomotherapy (Gammex RMI). Ils trouvent des écarts plus importants mais toutefois inférieurs à 2,4 % avec une courbe $U_{\text{CBCT-D}}$ établie avec le fantôme CIRS062M.

En ce qui concerne la localisation thorax, les études sur fantômes anthropomorphes sont plus rares du fait de l'immobilité non réaliste de ces fantômes. Rong et al. (41) ont appliqué trois courbes $U_{\text{CBCT-D}}$ provenant du CIRS062M aux images CBCT de la région thoracique d'un fantôme anthropomorphe. Le fantôme CIRS062M est constitué de deux parties, une partie centrale et une partie externe, s'insérant l'une dans l'autre. La première courbe a été établie avec la partie centrale du fantôme (équivalent tête), la deuxième avec les deux

parties du fantôme (équivalent pelvis) et la troisième sans la partie centrale du fantôme (équivalent thorax). Les écarts obtenus par rapport au calcul de dose sur images CT sont les plus importants avec la courbe pelvis (jusqu'à 5,8 %), puis atteignent 2,1 % avec la courbe tête pour finalement être les plus faibles avec la courbe poumon (inférieurs à 1 %).

Ces différentes études sur fantômes anthropomorphes montrent la nécessité de l'établissement d'une courbe UH_{CBCT-D} par localisation et l'attention particulière qu'il faut porter au choix du fantôme pour l'établissement des différentes courbes.

2.1.2.2. Résultats sur des cas cliniques

Comme évoquées précédemment, les courbes peuvent être établies sur images fantôme ou images patient. Richter et al. (49) sont les premiers à proposer une étude avec des courbes UH_{CBCT-D} établies par patient et par groupe de patients pour trois localisations différentes (ORL, pelvis et thorax) pour l'imageur XVI. Les écarts moyens obtenus par rapport à la planification sur CT en IMRT sont quasiment équivalents avec ces deux stratégies : 1,5 % pour la localisation ORL, 1,8 % pour le thorax et 1,3 % pour le pelvis. Ces résultats sont bien inférieurs aux écarts obtenus avec l'application d'une courbe UH_{CBCT-D} établie à partir du fantôme Catphan pour les localisations pelvis et thorax. Pour la localisation ORL, les écarts de dose sont du même ordre de grandeur avec la courbe UH_{CBCT-D} provenant du fantôme Catphan. Fotina et al. (54) comparent également les distributions de dose calculées sur CBCT avec une courbe UH_{CBCT-D} provenant du Catphan et une provenant des images de groupes de patients, par rapport au calcul de référence, pour trois localisations. Pour les localisations ORL et thorax, des écarts de l'ordre de 5 % sont obtenus pour la dose médiane du PTV alors qu'ils sont inférieurs à 2 % avec la courbe basée sur les images de patients.

DeSmet et al. (28) se sont intéressés à la localisation thorax en étudiant l'application de

courbes spécifiques à chaque patient ou établies pour un groupe de patients, pour les deux imageurs (OBI et XVI). Des écarts de l'ordre de 1 à 2 % sont obtenus pour l'imageur OBI avec l'une des deux courbes par rapport à la planification initiale. En revanche, pour l'imageur XVI, les courbes spécifiques à chaque patient fournissent de plus faibles écarts (environ 2 %) que l'utilisation d'une courbe établie pour un groupe de patients.

2.1.3. Conclusion des méthodes faisant appel à des relations entre nombres

Hounsfield CBCT (UH_{CBCT}) et densités

En conclusion, il est nécessaire de choisir la méthode la plus adaptée aux conditions d'acquisition (géométrie d'acquisitions, paramètres d'acquisition, localisation anatomique, morphologie du patient) permettant de réaliser une relation UH_{CBCT} -D. Les études de la littérature montrent que des écarts inférieurs à 3 % peuvent être obtenus pour les localisations anatomiques ORL, thorax et pelvis avec une courbe UH_{CBCT} -D adaptée. L'idéal serait de réaliser une courbe UH_{CBCT} -D par patient, établie sur l'image CBCT qui servira au calcul de dose. Cependant, cette méthode peut s'avérer coûteuse en termes de temps et reste sujette aux artefacts présents dans l'image. Les limitations de l'imagerie CBCT impliquent l'évaluation d'autres stratégies pour réaliser un calcul de la dose à partir d'images CBCT telle que l'affectation de densités.

2.2. Stratégies basées sur l'affectation de densités

Ces stratégies proposent d'affecter des densités aux voxels des images CBCT afin de réaliser par la suite le calcul de dose (figure 2). Pour ce faire, les images doivent être segmentées. Différentes méthodes de segmentation sont envisageables : la segmentation en nombre de

classes fixes (par seuillage) ou en structures d'intérêt (délinéation manuelle ou propagation de contours (19,54)).

2.2.1. Principe : segmentation puis affectation de densités

2.2.1.1. Segmentation

La segmentation en nombre de classes fixe consiste à segmenter l'image de manière quasi-automatique, par seuillage, en nombre de classes déterminé de milieux.

La segmentation par structure d'intérêt consiste à utiliser les délinéations des volumes cibles, OAR et/ou structures d'intérêt, déjà existantes ou simples à réaliser. Dans ce cas, la segmentation peut être manuelle ou automatique (algorithmes de segmentation ou algorithmes de propagation des contours qui nécessitent un recalage entre les images CT et les images CBCT).

2.2.1.2. Affectation de densités

Après réalisation de la segmentation, les valeurs de densités (ou UH_{CT}) sont affectées aux voxels des structures segmentées. Les valeurs de densités peuvent être issues de la littérature, établies à partir de groupe de patients (54) pour chaque localisation anatomique ou encore à partir des densités provenant des images CT du patient en question (9,55). La courbe UH_{CT-D} de référence est ensuite appliquée pour la réalisation du calcul de dose.

2.2.2. Résultats des méthodes basées sur l'affectation de densités

Les études de la littérature concernant ces méthodes sont directement établies sur des images de cas cliniques.

Fotina et al. (54) étudient les localisations ORL, prostate et thorax. Ils proposent de comparer plusieurs méthodes de calcul de dose sur images CBCT, dont une méthode de segmentation en plusieurs classes : poumons, eau, os mous, os denses et dents. La segmentation est suivie d'une affectation d'une valeur unique d'UH pour chaque classe. Une seconde méthode de segmentation par structure, en propageant les contours du CT sur le CBCT par recalage rigide, suivie d'une affectation d'UH provenant du CT est étudiée. Les écarts de dose par rapport au calcul de dose sur le CT sont d'environ 1,5 % pour la localisation prostate, entre 1 et 2 % pour la localisation thorax, avec des écarts maximum importants pouvant atteindre 5 %, pour les deux types de segmentation. Pour la localisation ORL, les résultats varient selon la méthode : la segmentation par structure sous-estime davantage la dose au PTV que la méthode de segmentation par classe, les écarts moyens sont tout de même inférieurs à 3 %. Les auteurs concluent que les méthodes d'affectation de densités sont applicables pour les localisations ORL et prostate. L'attribution d'une même valeur de densités aux poumons à tous les patients pose problème du fait de la variabilité de densité pulmonaire inter-patient.

Dunlop et al. (47) comparent plusieurs méthode de segmentations, en une, deux ou six classes de densités (air, poumon, tissus adipeux, tissus conjonctifs, os et très hautes densités), dans le cadre de trois localisations anatomiques distinctes (ORL, pelvis et thorax). Les densités attribuées à chacune des classes sont identiques pour tous les patients. Pour la localisation ORL, la segmentation en six classes de densités fournit un plus faible écart moyen (0,6 %) qu'un calcul de dose avec une affectation de densité en une classe (eau). Les écarts maximum obtenus sont de 2,5 %. Les écarts dosimétriques les plus importants sont observés dans la partie inférieure du volume cible, au niveau des épaules. En revanche, pour la localisation thorax, la segmentation en deux classes de densité (eau et air) fournit des

écarts similaires, voire meilleurs, qu'une segmentation en six classes de densités, c'est-à-dire moins de 1,5 %. Cependant, les écarts maximum peuvent atteindre entre 3-4 % pour ces deux méthodes. Enfin, concernant la localisation pelvis, des résultats équivalents sont obtenus avec une segmentation en deux classes (eau et os) et une segmentation en six classes de densités : un écart moyen inférieur à 1,5 %. Cependant, des écarts de l'ordre de 4 % sont obtenus avec la segmentation en six classes de densités alors qu'ils ne sont que de 3 % pour la méthode en deux classes de densités. D'après les résultats obtenus, les auteurs distinguent deux groupes de patients, selon leur corpulence, pour la localisation pelvis. Ainsi, ils séparent les patients ayant une épaisseur (dimension antéropostérieure) inférieure à 25 cm, de ceux étant plus larges. Pour le groupe de patients les moins corpulents, la méthode de segmentation en deux classes se montre suffisante (écarts moyen et maximum de 0,7 % et 2,5 %) alors que pour le second groupe, celle en six classes de densité s'avère plus adaptée.

Onozato et al. (53) proposent une segmentation en quatre classes (air, graisse, muscle et os) pour 10 cas pelviens après l'avoir étudiée sur fantôme anthropomorphe, où ils obtenaient des écarts inférieurs à 0,2 %. Les densités attribuées à l'image CBCT proviennent des moyennes obtenues à partir de l'image CT. Les écarts de dose obtenus sur patients sont inférieurs à 2 % pour le PTV avec cette méthode.

van Zijtveld et al. (9) proposent une méthode de segmentation particulière de l'image CBCT. Après un recalage rigide entre les images CT et CBCT, le contour externe et les cavités aériennes de l'image CBCT sont conservés et les densités de l'image CT sont appliquées aux voxels contenus dans le contour externe non inclus dans les cavités aériennes. Les écarts dosimétriques obtenus pour plusieurs cas ORL avec cette méthode par rapport au calcul de dose sur CT sont inférieurs à 1 %.

Concernant le calcul de dose sur CBCT pour des plans de stéréotaxies pulmonaires, Fotina et al. (54) avaient déjà discuté des multiples paramètres d'influence (localisation et taille du PTV, densité pulmonaire, algorithme de calcul) lorsque Disher et al. (55) ont publié leur étude. Ces derniers ont étudié l'affectation d' UH_{CT} aux images CBCT dans le cadre de traitements de stéréotaxie pulmonaire afin de pallier les erreurs d' UH_{CBCT} pour les très faibles densités. Ils segmentent l'image CBCT en quatre classes (poumon, graisse, muscle et os) et assignent des valeurs moyennes d' UH_{CT} provenant du CT de planification aux voxels du CBCT. Les auteurs obtiennent une surestimation de la dose dans le PTV (situé dans le tissu pulmonaire) de l'ordre de 10 %. Les auteurs expliquent cet écart important par le fait que cette méthode ne tient pas compte des variations de densités au sein des tissus (poumons), la valeur affectée étant une moyenne.

2.2.3. Conclusion des méthodes basées sur l'affectation de densités

La plupart des études de la littérature montrent que cette méthode offre une précision globale acceptable (inférieure à 3 %), même avec un nombre de classes de densités limité (deux classes) dans certains cas. Le nombre de classes choisi, entre deux et six dans la littérature, est un critère important car il impacte la précision des résultats obtenus pour les régions anatomiques pour lesquelles de nombreuses hétérogénéités sont présentes.

La méthode de segmentation par classes de densités reste fortement dépendante des UH_{CBCT} ainsi que de la qualité image. Des ajustements manuels des structures segmentées sont parfois nécessaires.

La méthode d'affectation de densité par structure d'intérêt est liée à la méthode de délinéation des contours sur les images CBCT. Elle permet de s'affranchir de la plupart des

artefacts présents sur les images CBCT. Cependant, elle ne présente pas le même intérêt pour toutes les localisations anatomiques. En effet, il faut que les structures délinées présentant des hétérogénéités soient significativement représentatives du volume, ce qui n'est pas le cas pour la localisation ORL par exemple (54).

En conclusion, les méthodes basées sur l'affectation de densité semblent être un bon compromis, cependant elles ne permettent pas de s'affranchir de toutes les problématiques de qualité image et peuvent s'avérer chronophages sans automatisation du processus.

2.3. Stratégies faisant appel au recalage déformable

Les algorithmes de recalage déformable sont de plus en plus utilisés en radiothérapie externe. L'intérêt, par rapport au recalage rigide, réside dans l'estimation d'une déformation locale, voxel à voxel, des images qui offre des perspectives en termes de propagation des contours, de calcul de la "dose du jour" (figure 3), voire de cumul de dose.

2.3.1. Principe : création d'un pseudo-CT

Les méthodes de recalage déformable sont multiples. L'une des plus connues est celle des Démons (56) estimant un champ de déformations en considérant les différences d'intensité des voxels entre les deux images. Une conversion des nombres Hounsfield entre les images CT et CBCT peut alors être utilisée afin de normaliser les intensités entre les deux modalités d'imagerie. Des solutions en accès libre ou commerciales proposant des méthodes de recalage déformable entre des images CT et CBCT sont d'ores et déjà disponibles pour la clinique.

La pratique la plus répandue pour le calcul de dose à partir d'images CBCT est de réaliser un recalage déformable entre l'image CT de planification et l'image CBCT du jour. Le champ de

déformations obtenu est utilisé pour déformer l'image CT en un "pseudo-CT" intégrant les déformations géométriques provenant du CBCT (6,10,29,57,58) (figure 3). L'avantage de cette méthode est que les intensités de ce pseudo-CT sont exprimées en UH_{CT} . La "dose du jour" est alors calculée à partir du pseudo-CT, en utilisant la relation UH-D de référence établie pour le CT.

2.3.2. Résultats des méthodes faisant appel au recalage déformable

De nombreuses problématiques sont soulevées par les méthodes intégrant le recalage déformable, portant essentiellement sur la précision du champ de déformation estimé et sur l'impact dosimétrique des erreurs de recalage (59). En effet, les algorithmes de recalage déformable nécessitent une évaluation attentive avant toute utilisation en routine clinique, cependant, les outils d'évaluation actuellement disponibles sont encore restreints (60). D'une façon générale, aucune méthode de recalage n'a démontré son efficacité dans l'ensemble des situations rencontrées (localisation anatomique, qualité image, etc.). De plus, les apparitions ou disparitions de matière (au niveau du rectum par exemple) restent généralement non prises en compte. De nombreuses publications proposent de comparer la précision géométrique de différents algorithmes de recalage déformable CT-CT par localisation anatomique (37,61–63). Si les méthodes de recalage déformable permettent généralement une bonne mise en correspondance globale des différentes structures, des incertitudes locales subsistent (63,64). Les évaluations géométriques de recalages déformables CT-CBCT sont plus rares que CT-CT mais se développent pour les besoins de la radiothérapie adaptative.

La relation entre erreur de recalage et erreur dosimétrique n'est pas évidente (65). En effet, une faible imprécision de recalage localisée au niveau d'une interface entre tissus de

densités très différentes (os/tissu mou par exemple) peut entraîner un écart de dose potentiellement élevé. Au contraire un écart de recalage important situé dans une région de densité homogène aura un faible impact sur les résultats de calcul de dose.

Seules les études incluant des résultats dosimétriques suite à des recalages déformables CT-CBCT pour des irradiations en photons sont présentées ci-après.

2.3.2.1. Résultats sur fantômes

Moteabbed et al. (58) ont évalué, après une étude géométrique, la faisabilité du calcul de dose sur pseudo-CT en utilisant un fantôme anthropomorphe de la région pelvienne. Du fait des différences d' UH_{CT} et UH_{CBCT} , ils proposent une normalisation des UH_{CBCT} à partir des UH_{CT} afin d'améliorer la précision géométrique de l'algorithme de recalage déformable. Ils obtiennent des écarts dosimétriques moyens entre le calcul de dose de référence et sur pseudo-CT de l'ordre de 0,2 % tous organes confondus. L'analyse du gamma index donne un taux de passe (pourcentage de pixels dont le gamma est inférieur à 1) avec des critères de 1 %/1 mm, de 100 %.

2.3.2.2. Résultats sur des cas cliniques

Veiga et al. (6) ont proposé une évaluation de la dose calculée sur pseudo-CT (CT déformé à partir du CBCT) dans cinq structures facilement identifiables en ORL. Leurs critères dosimétriques de comparaison sont un indice de similarité des volumes couverts par l'isodose 95 % du volume cible et une analyse gamma (2 %/2 mm). Ils obtiennent un indice de similarité des isodoses 95 % de 0,962 (1 étant la valeur optimale) et un taux de passe gamma de 94,3 % dans le volume irradié et de 97,1 % dans le volume de l'isodose 95 % entre les distributions de dose calculées sur CT (référence) et sur pseudo-CT. Avec un calcul de dose effectué directement sur les images CBCT (étendues avec les informations du CT) à

l'aide d'une courbe UH_{CBCT-D} établie à partir du fantôme Catphan, ils obtiennent de moins bons résultats : un indice de similarité de 0,957 et des taux de passe de 90,5 % et 90,3 % respectivement dans le volume irradié et le volume de l'isodose 95 %.

Kurz et al. (66) ont comparé les distributions de dose de neuf patients ORL calculées à partir d'un CT de référence et d'un pseudo-CT (déformation du CT à partir du CBCT). Ils trouvent des écarts moyens entre le calcul de dose sur CT et sur pseudo-CT d'environ 1 % pour tous les organes avec des écarts isolés plus importants pour la moelle épinière (3 %) et le PTV haute dose (4,5 %).

2.3.3. Conclusion des méthodes faisant appel au recalage déformable

Les résultats obtenus par les méthodes de recalage déformable restent dépendants de la qualité image, notamment des UH_{CBCT} , du contraste et du bruit des images CBCT. Certains algorithmes de recalage déformable nécessitent une courbe de conversion des nombres Hounsfield entre les images CT et CBCT afin de normaliser les intensités entre les deux modalités d'imagerie. Dans ce cas, les limitations évoquées pour la méthode utilisant seulement une relation UH_{CBCT-D} peuvent avoir un impact.

En conclusion, les méthodes reposant sur le recalage déformable pour évaluer la dose à partir d'images CBCT évaluant le calcul sont peu nombreuses mais attrayantes par les résultats obtenus. Ces méthodes sont à valider précisément d'un point de vue géométrique, pour chaque localisation anatomique avant de quantifier l'impact dosimétrique de ces erreurs de recalage.

3. Discussion, axes d'amélioration et perspectives

3.1. Discussion sur les différentes méthodes de calcul de dose à partir d'images CBCT

L'objectif de ce travail est de fournir un état de l'art des méthodes actuelles de calcul de dose à partir d'images CBCT. Une synthèse de différentes études de la littérature sur des cas cliniques est présentée dans le tableau 4. Elle tient compte de l'imageur, la localisation anatomique, la méthode de calcul de dose et les résultats associés. Les résultats présentés dans ce tableau sont des ordres de grandeur.

Certaines équipes proposent de comparer plusieurs stratégies entre elles (47,49,54), permettant ainsi d'éliminer certains biais de comparaison inter-études.

Afin de pallier les limitations de certaines méthodes exposées précédemment et de profiter des avantages d'autres méthodes, certaines équipes choisissent d'associer plusieurs méthodes entre elles, obtenant ainsi une méthode hybride. Un recalage déformable est parfois appliqué aux images CBCT de patients ORL, si elles n'ont pas été acquises le même jour que le CT de planification. Dans ce cas, ce sont les images CBCT qui sont déformées et l'utilisation d'une courbe UH-D spécifique ou une méthode d'affectation de densités est mise en œuvre pour un calcul de dose (53). La difficulté majeure lors de l'évaluation de ces méthodes hybrides est de décorréler l'apport de chacune d'entre elles.

L'analyse du tableau 4 montre que la courbe UH_{CT-D} définie sur les images CT n'est pas applicable pour un calcul de dose sur les images CBCT. Cependant, il est difficile de déterminer de façon catégorique la méthode la plus précise. En effet, la précision obtenue est fonction de divers paramètres, à savoir : l'imageur, le protocole d'acquisition, la localisation anatomique, la technique d'irradiation, la méthode de calcul adoptée, le recours ou non à un traitement d'images afin d'améliorer la qualité image. Les résultats obtenus

sont également dépendants des outils d'évaluation utilisés qui ne sont pas nécessairement adaptés ou pertinents (37). Les méthodologies mises en œuvre dans les différentes études dépendent des moyens humains et techniques de chaque équipe.

Les résultats obtenus dépendent de l'imageur. En effet, pour l'imageur OBI, l'application de méthodes simples (courbe UH_{CBCT-D} établie sur images de fantôme) semble fournir une précision acceptable (inférieure à 3 %) pour les localisations ORL et pelvis, avec une courbe appropriée à chaque localisation. Cependant, la limitation du champ de vue à 16 cm est problématique pour bon nombre de patients. Pour l'imageur XVI, ces méthodes ne semblent pas être suffisantes, c'est pourquoi plusieurs équipes se sont tournées vers des méthodes de courbes UH_{CBCT-D} spécifiques à chaque patient (49), ou vers des méthodes d'affectation de densités (54).

Ainsi, plusieurs travaux s'accordent sur le fait qu'un écart dosimétrique inférieur à 3 % peut être obtenu entre les calculs de dose sur images CT et CBCT, pour les localisations ORL et pelvis, quel que soit l'imageur utilisé, avec des méthodes de courbe UH-D, d'affectation de densités (à partir de deux classes de densité) ou de recalage déformable des images.

En revanche, la localisation thorax fournit des écarts dosimétriques plus importants, allant jusqu'à 9 % selon la méthode de calcul, la technique d'irradiation (stéréotaxie) ou encore l'imageur utilisé. Ceci s'explique par le fait qu'un faible écart entre UH_{CT} et UH_{CBCT} dans les régions de très faibles densités peut entraîner des écarts de dose importants si les conditions d'équilibre électronique ne sont pas vérifiées (55). La méthode de calcul de dose basée sur une courbe UH_{CBCT-D} établie à partir d'images de fantômes semble moins précise que le recours à une courbe établie à partir d'images de patient pour la localisation thorax, et ce quel que soit l'imageur (28,47,49,54). L'affectation de densités en plusieurs classes à

l'ensemble de l'image montre une précision acceptable dans de nombreuses études pour cette même localisation (47,54). Cependant, pour des cas de stéréotaxies pulmonaires, Disher et al. (55) montrent une meilleure précision avec une méthode de substitution partielle des densités en affectant une densité moyenne provenant du CT seulement aux pixels dont les UH_{CBCT} sont inférieurs à -800 UH.

Par ailleurs, il serait intéressant de réaliser des mesures dosimétriques afin de valider les méthodes et outils utilisés. Cependant, aujourd'hui encore aucun couple fantôme - détecteur dosimétrique n'est capable de remplir toutes les caractéristiques nécessaires (anthropomorphisme et déformation réaliste et connue des matériaux). Cette dernière problématique est au cœur de l'actualité avec la sortie du rapport AAPM TG 132, pour l'évaluation et le contrôle qualité des algorithmes de recalage déformable entre autres.

3.2. Discussion sur les outils d'évaluation de la précision du calcul de dose

Les outils actuellement disponibles en routine clinique pour réaliser des comparaisons dosimétriques sont : les histogrammes dose-volume (HDV), la soustraction de dose ou encore l'analyse du gamma index.

Les indices dosimétriques sélectionnés doivent être pertinents, c'est-à-dire adaptés à chaque localisation anatomique selon les recommandations usuelles. La soustraction des matrices de dose peut être utilisée en première approche. Une analyse du gamma index (67) (figure 4) est également réalisable en 2D ou 3D (pour le volume total ou le volume de chacune des structures). Cette analyse combine à la fois un critère dosimétrique et un critère spatial. Cet indice est très largement discuté (68), notamment sur les critères à définir pour l'analyse : analyse locale ou globale, écart dosimétrique, critère de distance, seuil des faibles doses (69)

et sur l'interpolation réalisée en cas de résolutions différentes entre la distribution de référence et celle évaluée. Les résultats d'une analyse gamma avec des critères identiques sont dépendants de la taille de la grille de calcul (échantillonnage), de la résolution des voxels des images CT ou CBCT et de l'image définie comme étant la référence. Enfin, le temps de calcul d'une analyse gamma en 3D peut être relativement élevé (plusieurs minutes) pour la clinique.

De récents outils comme le chi-index (70) ou le delta-index (71) permettent de pallier certaines limitations du gamma-index, notamment en termes de précision et de temps de calcul. Cependant ils ne sont pas encore intégrés dans des logiciels disponibles en routine clinique.

Les comparaisons effectuées sont généralement exprimées par rapport à la distribution de dose de référence, celle calculée à partir des images CT. Cependant, certaines études rapportent des écarts par rapport à la dose de prescription ou par rapport à une autre méthode de calcul de dose à partir d'images CBCT (54). De plus, les écarts dosimétriques relevés varient d'une étude à l'autre. Dans certains cas, les écarts minimum, moyen et maximum sont rapportés par localisation anatomique (47), alors que dans d'autres cas, seuls les écarts moyens le sont (28).

3.3. Axes d'amélioration et perspectives

A l'heure actuelle, le calcul de dose à partir d'images CBCT est encore à l'étape d'évaluation. La problématique majeure concerne la qualité d'image, qui affecte à la fois la délimitation des structures et la cohérence des nombres Hounsfield CBCT pour le calcul de dose. Une amélioration de la qualité image est à mettre en regard avec la dose additionnelle liée à ce

type d'imagerie qui avait jusque-là tendance à être minimisée (72) pour le simple besoin de l'IGRT.

Aucune réglementation n'est encore en vigueur concernant les imageurs CBCT, mais de nombreuses recommandations existent déjà, notamment le rapport 29 de la SFPM (73) ou le rapport 179 de l'AAPM (74). Il est nécessaire de les mettre en place dans un processus de contrôle de qualité afin de suivre la qualité d'image, et plus particulièrement la stabilité des nombres Hounsfield CBCT dans le temps, indépendamment de la méthode de calcul de dose à partir d'images CBCT choisie.

De plus, une automatisation du flux de travail est recommandée pour une intégration en routine clinique tout en limitant le nombre de patients afin de restreindre cet outil aux cas les plus pertinents. En effet, les études actuelles portant sur la radiothérapie adaptative dans le cadre de tumeurs de la sphère ORL tendent à confirmer qu'une replanification n'est pas systématiquement nécessaire et bénéfique pour tous les patients (16,75).

Le calcul de dose à partir d'images CBCT est un outil supplémentaire qui permettrait d'établir des critères de replanification. Du fait de la qualité image, il n'est pas envisagé de l'utiliser en routine clinique pour planifier des traitements, excepté dans des cas très particuliers (traitements palliatifs urgents) comme évoqués par Held et al. (20).

van Zijtveld et al. (9), Lee et al. (76) et van Elmpt et al. (77) travaillent depuis une dizaine d'années sur l'idée d'associer les fichiers contenant le déplacement des lames du collimateur multi-lames (MLC), la fluence à la sortie de la tête de l'accélérateur, les images CBCT du patient ainsi que la dosimétrie de transit via l'imageur portal, afin de déterminer la "dose du jour" réellement délivrée en 3D (parfois appelée dosimétrie in vivo) pour les traitements avec modulations d'intensité. Celle-ci permettrait de «monitorer» la dose délivrée durant le traitement, voire de la cumuler, afin d'établir un comparatif par rapport à la dose planifiée

initialement.

Conclusion

De nombreuses études s'accordent sur la faisabilité d'un calcul de dose à partir d'images CBCT. Les écarts obtenus par rapport à un calcul classique à partir d'images CT sont le plus souvent inférieurs à 3 % pour les localisations ORL et pelvis, et entre 2 et 7 % pour la localisation thorax. Des écarts peuvent atteindre 10 à 15 % avec une méthode non adaptée, ce qui est inacceptable dans une pratique clinique. Ces différences s'expliquent par les stratégies mises en œuvre, les caractéristiques des images CT et CBCT, les localisations anatomiques étudiées, la balistique et les caractéristiques de la cartographie de dose, ou encore les outils d'évaluation utilisés. La qualité image et les dimensions restreintes du champ de vue sont les problématiques majeures du calcul de dose sur images CBCT. La qualité image doit être rigoureusement évaluée par l'utilisateur et améliorée par le constructeur, notamment au niveau des paramètres d'acquisition et de reconstruction. Certaines publications rapportent déjà l'utilisation du CBCT pour un cumul de dose, séance après séance (7).

Certaines méthodes et problématiques de calcul de dose sur CBCT apparaissent par ailleurs similaires à celles du calcul de dose à partir d'images IRM (78,79). Cette dernière thématique est en plein essor avec l'arrivée imminente sur le marché d'appareil de traitement couplé à une IRM (IRM-linac). La supériorité de l'IRM tient principalement à la qualité de visualisation tissulaire, l'IRM étant aujourd'hui la modalité d'imagerie de référence pour le bilan d'extension des cancers. Le calcul de dose sur IRM apparaît cependant beaucoup plus complexe et moins abouti que celui sur CBCT.

Références Bibliographiques

1. Cartier L, Alfonsi M, Pourel N, Jaegle E, Chauvet B. Imagerie de contrôle de positionnement : quelle fréquence pour quel objectif ? *Cancer/Radiothérapie*. 2012;16(5–6):439–43.
2. Delpon G, Chiavassa S, Supiot S, Boutry C, Darréon J, Desrousseaux J, et al. État des lieux des dispositifs et des pratiques de radiothérapie guidée par l’image en France en 2015. *Cancer/Radiothérapie*. 2015;19(6–7):501–7.
3. de Crevoisier R, Chauvet B, Barillot I, Lafond C, Mahé M, Delpon G. Radiothérapie guidée par l’image. *Cancer/Radiothérapie*. 2016;20:S27–35.
4. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2002;53(5):1337–49.
5. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *JOSA A*. 1984;1(6):612–9.
6. Veiga C, McClelland J, Moinuddin S, Lourenço A, Ricketts K, Annkah J, et al. Toward adaptive radiotherapy for head and neck patients: Feasibility study on using CT-to-CBCT deformable registration for “dose of the day” calculations. *Med Phys*. 2014;41(3):31703.
7. Kong VC, Marshall A, Chan HB. Cone Beam Computed Tomography: The Challenges and Strategies in Its Application for Dose Accumulation. *J Med Imaging Radiat Sci*. 2016 Mar;47(1):92–7.
8. Chen J, Morin O, Aubin M, Bucci MK, Chuang CF, Pouliot J. Dose-guided radiation therapy with megavoltage cone-beam CT. *Br J Radiol*. 2006 Sep;79(special_issue_1):S87–98.
9. van Zijtveld M, Dirkx M, Heijmen B. Correction of conebeam CT values using a planning CT for derivation of the “dose of the day.” *Radiother Oncol*. 2007;85(2):195–200.
10. Cazoulat G, Lesaunier M, Simon A, Haigron P, Acosta O, Louvel G, et al. De la radiothérapie guidée par l’image à la radiothérapie guidée par la dose. *Cancer/Radiothérapie*. 2011;15(8):691–8.
11. Louvel G, Cazoulat G, Chajon E, Le Maître A, Simon A, Henry O, et al. Radiothérapie guidée par l’image et adaptative. *Cancer/Radiothérapie*. 2012;16(5–6):423–9.
12. Barker JL, Garden AS, Ang KK, O’Daniel JC, Wang H, Court LE, et al. Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system. *Int J Radiat Oncol*. 2004;59(4):960–70.

13. Castadot P, Lee JA, Geets X, Grégoire V. Adaptive Radiotherapy of Head and Neck Cancer. *Semin Radiat Oncol.* 2010;20(2):84–93.
14. Schwartz DL, Garden AS, Thomas J, Chen Y, Zhang Y, Lewin J, et al. Adaptive Radiotherapy for Head-and-Neck Cancer: Initial Clinical Outcomes From a Prospective Trial. *Int J Radiat Oncol.* 2012;83(3):986–93.
15. Castelli J, Simon A, Louvel G, Henry O, Chajon E, Nassef M, et al. Impact of head and neck cancer adaptive radiotherapy to spare the parotid glands and decrease the risk of xerostomia. *Radiat Oncol.* 2015;10(1):6.
16. Brouwer CL, Steenbakkers RJHM, Langendijk JA, Sijtsema NM. Identifying patients who may benefit from adaptive radiotherapy: Does the literature on anatomic and dosimetric changes in head and neck organs at risk during radiotherapy provide information to help? *Radiother Oncol.* 2015;115(3):285–94.
17. Huger S, Graff P, Marchesi V, Vogin G, Guinement L, Serre AA, et al. Radiothérapie adaptative des cancers ORL : un outil permettant d'identifier les patients nécessitant une adaptation de leur traitement. *Cancer/Radiothérapie.* 2015;19(6–7):463–70.
18. Létourneau D, Wong R, Moseley D, Sharpe MB, Ansell S, Gospodarowicz M, et al. Online planning and delivery technique for radiotherapy of spinal metastases using cone-beam CT: Image quality and system performance. *Int J Radiat Oncol.* 2007;67(4):1229–37.
19. Wu Q, Chi Y, Chen PY, Krauss DJ, Yan D, Martinez A. Adaptive Replanning Strategies Accounting for Shrinkage in Head and Neck IMRT. *Int J Radiat Oncol.* 2009 ;75(3):924–32.
20. Held M, Cremers F, Sneed PK, Braunstein S, Fogh SE, Nakamura J, et al. Assessment of image quality and dose calculation accuracy on kV CBCT, MV CBCT, and MV CT images for urgent palliative radiotherapy treatments. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(2).
21. Li T, Thongphiew D, Zhu X, Lee WR, Vujaskovic Z, Yin F-F, et al. Adaptive prostate IGRT combining online re-optimization and re-positioning: a feasibility study. *Phys Med Biol.* 2011;56(5):1243–58.
22. Ahnesjo A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol.* 1999;44:99-155.
23. Thomas SJ. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *Br J Radiol.* 1999;72(860):781–6.
24. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2011;40(5):265–73.
25. Shepherd J. Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review. *Pol J Radiol.* 2014;79:181–93.
26. Yang Y, Schreibmann E, Li T, Wang C, Xing L. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation. *Phys Med Biol.* 2007;52(3):685–705.

27. Thing RS, Bernchou U, Mainegra-Hing E, Hansen O, Brink C. Hounsfield unit recovery in clinical cone beam CT images of the thorax acquired for image guided radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2016;61(15):5781–802.
28. de Smet M, Schuring D, Nijsten S, Verhaegen F. Accuracy of dose calculations on kV cone beam CT images of lung cancer patients. *Med Phys*. 2016;43(11):5934–41.
29. Poludniowski GG, Evans PM, Webb S. Cone Beam Computed Tomography Number Errors and Consequences for Radiotherapy Planning: An Investigation of Correction Methods. *Int J Radiat Oncol*. 2012;84(1):e109–14.
30. Ali ESM, Webb R, Nyiri BJ. Rotational artifacts in on-board cone beam computed tomography. *Phys Med Biol*. 2015;60(4):1461–76.
31. Lu W, Olivera GH, Chen Q, Ruchala KJ, Haimerl J, Meeks SL, et al. Deformable registration of the planning image (kVCT) and the daily images (MVCT) for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2006;51(17):4357–74.
32. Hou J, Guerrero M, Chen W, D’Souza WD. Deformable planning CT to cone-beam CT image registration in head-and-neck cancer. *Med Phys*. 2011;38(4):2088.
33. Li X, Zhang Y, Shi Y, Wu S, Xiao Y, Gu X, et al. Comprehensive evaluation of ten deformable image registration algorithms for contour propagation between CT and cone-beam CT images in adaptive head & neck radiotherapy. Zhang Q, editor. *PLOS ONE*. 2017 Apr 17;12(4):e0175906.
34. Hvid CA, Elstrøm UV, Jensen K, Alber M, Grau C. Accuracy of software-assisted contour propagation from planning CT to cone beam CT in head and neck radiotherapy. *Acta Oncol*. 2016;55(11):1324–30.
35. Woerner AJ, Choi M, Harkenrider MM, Roeske JC, Surucu M. Evaluation of Deformable Image Registration-Based Contour Propagation From Planning CT to Cone-Beam CT. *Technol Cancer Res Treat*. 2017;153303461769724.
36. Peroni M, Ciardo D, Spadea MF, Riboldi M, Comi S, Alterio D, et al. Automatic Segmentation and Online virtualCT in Head-and-Neck Adaptive Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol*. 2012;84(3):e427–33.
37. Nie K, Pouliot J, Smith E, Chuang C. Performance variations among clinically available deformable image registration tools in adaptive radiotherapy — how should we evaluate and interpret the result? *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):328–40.
38. Hatton J, McCurdy B, Greer PB. Cone beam computerized tomography: the effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(15):N329–46.
39. Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(20):6239–50.
40. Seet KYT, Barghi A, Yartsev S, Van Dyk J. The effects of field-of-view and patient size on

CT numbers from cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol.* 2009;54(20):6251–62.

41. Rong Y, Smilowitz J, Tewatia D, Tomé WA, Paliwal B. Dose Calculation on KV Cone Beam CT Images: An Investigation of the Hu-Density Conversion Stability and Dose Accuracy Using the Site-Specific Calibration. *Med Dosim.* 2010;35(3):195–207.
42. Elstrøm, Sune. The impact of CBCT reconstruction and calibration for radiotherapy planning in the head and neck region – a phantom study, *Acta Oncologica.* 2014;53(8):1114-24.
43. Schneider U, Pedroni E, Lomax A. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol.* 1996;41:111-24.
44. Li J, Yao W, Xiao Y, Yu Y. Feasibility of improving cone-beam CT number consistency using a scatter correction algorithm. *J Appl Clin Med Phys.* 2013;14(6).
45. Davis AT, Palmer AL, Nisbet A. Can CT scan protocols used for radiotherapy treatment planning be adjusted to optimise image quality and patient dose? A systematic review. *Br J Radiol.* 2017, p.20160406.
46. Ding GX, Duggan DM, Coffey CW, Deeley M, Hallahan DE, Cmelak A, et al. A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT. *Radiother Oncol.* 2007;85(1):116–25.
47. Dunlop A, McQuaid D, Nill S, Murray J, Poludniowski G, Hansen VN, et al. Comparison of CT number calibration techniques for CBCT-based dose calculation. *Strahlenther Onkol.* 2015;191(12):970–8.
48. Yoo S, Yin F-F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *Int J Radiat Oncol.* 2006;66(5):1553–61.
49. Richter A, Hu Q, Steglich D, Baier K, Wilbert J, Guckenberger M, et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. *Radiat Oncol.* 2008;3(1):42.
50. Hu W, Ye J, Wang J, Ma X, Zhang Z. Use of kilovoltage X-ray volume imaging in patient dose calculation for head-and-neck and partial brain radiation therapy. *Radiat Oncol.* 2010;5(1):1.
51. Barateau A, Garlopeau C, Cugny A, De Figueiredo BH, Dupin C, Caron J, et al. Dose calculation accuracy of different image value to density tables for cone-beam CT planning in head & neck and pelvic localizations. *Phys Med.* 2015;31(2):146–51.
52. Sriram P, Vivekanandan N, Prabakar S. A study on evaluation of kV-CBCT-image-based treatment planning using anthropomorphic phantom. *J Med Biol Eng.* 2010;31(6):429–35.
53. Onozato Y, Kadoya N, Fujita Y, Arai K, Dobashi S, Takeda K, et al. Evaluation of On-Board kV Cone Beam Computed Tomography–Based Dose Calculation With Deformable Image Registration Using Hounsfield Unit Modifications. *Int J Radiat Oncol.* 2014;89(2):416–

- 23.
54. Fotina I, Hopfgartner J, Stock M, Steininger T, Lütgendorf-Caucig C, Georg D. Feasibility of CBCT-based dose calculation: Comparative analysis of HU adjustment techniques. *Radiother Oncol.* 2012;104(2):249–56.
 55. Disher B, Hajdok G, Wang A, Craig J, Gaede S, Battista JJ. Correction for “artificial” electron disequilibrium due to cone-beam CT density errors: implications for on-line adaptive stereotactic body radiation therapy of lung. *Phys Med Biol.* 2013;58(12):4157–74.
 56. Thirion JP, Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell’s demons. *Medical Image Analysis.* 1998;2:243-60.
 57. Elstrøm UV, Muren LP, Petersen JBB, Grau C. Evaluation of image quality for different kV cone-beam CT acquisition and reconstruction methods in the head and neck region. *Acta Oncol.* 2011;50(6):908–17.
 58. Moteabbed M, Sharp GC, Wang Y, Trofimov A, Efstathiou JA, Lu H-M. Validation of a deformable image registration technique for cone beam CT-based dose verification. *Med Phys.* 2015;42(1):196–205.
 59. Murphy MJ, Salguero FJ, Siebers JV, Staub D, Vaman C. A method to estimate the effect of deformable image registration uncertainties on daily dose mapping. *Med Phys.* 2012;39(2):573–580.
 60. Varadhan R, Karangelis G, Krishnan K, Hui S. A framework for deformable image registration validation in radiotherapy clinical applications. *J Appl Clin Med Physics American Coll Med Phys.* 2013;14(1):4066.
 61. Castadot P, Lee JA, Parraga A, Geets X, Macq B, Grégoire V. Comparison of 12 deformable registration strategies in adaptive radiation therapy for the treatment of head and neck tumors. *Radiother Oncol.* 2008;89(1):1–12.
 62. Kirby N, Chuang C, Ueda U, Pouliot J. The need for application-based adaptation of deformable image registration: Need for application-based adaptation of deformable registration. *Med Phys.* 2012;40(1):11702.
 63. Rigaud B, Simon A, Castelli J, Gobeli M, Ospina Arango J-D, Cazoulat G, et al. Evaluation of Deformable Image Registration Methods for Dose Monitoring in Head and Neck Radiotherapy. *BioMed Res Int.* 2015;2015:1–16.
 64. Cazoulat G, Simon A, Dumenil A, Gnep K, De Crevoisier R, Acosta O, et al. Surface-Constrained Nonrigid Registration for Dose Monitoring in Prostate Cancer Radiotherapy. *IEEE Trans Med Imaging.* 2014;33:1464-74.
 65. Pukala J, Johnson PB, Shah AP, Langen KM, Bova FJ, Staton RJ, et al. Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(3):25–40.

66. Kurz C, Dedes G, Resch A, Reiner M, Ganswindt U, Nijhuis R, et al. Comparing cone-beam CT intensity correction methods for dose recalculation in adaptive intensity-modulated photon and proton therapy for head and neck cancer. *Acta Oncol.* 2015 Oct 21;54(9):1651–7.
67. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25(5):656–61.
68. Hussein M, Clark CH, Nisbet A. Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy – Towards good practice. *Phys Med.* 2017;36:1–11.
69. Nelms BE, Zhen H, Tomé WA. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors: Predictive power of conventional IMRT QA. *Med Phys.* 2011;38(2):1037–44.
70. Bakai A, Alber M, Nusslin F. A revision of the γ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys Med Biol.* 2003;48:3543-53.
71. Blanpain B, Mercier D. The delta envelope: A technique for dose distribution comparison. *Med Phys.* 2009;36(3).
72. Alaei P, Spezi E. Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. *Phys Med.* 2015;31(7):647–58.
73. Delpon G, Aubignac L, Bramoullé C, Boutry C, Guérin L, Lafay F, et al. Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X [rapport SFPM 29]
74. Bissonnette, J. P., Balter, P. A., Dong, L., Langen, K. M., Lovelock, D. M., Miften, M., ... & Yoo, S. (2012). Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT.-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Medical physics*, 39(4), 1946-63
75. Castelli J, Simon A, Rigaud B, Lafond C, Chajon E, Ospina JD, et al. A Nomogram to predict parotid gland overdose in head and neck IMRT. *Radiat Oncol.* 2016;11(1).
76. Lee L, Le Q-T, Xing L. Retrospective IMRT Dose Reconstruction Based on Cone-Beam CT and MLC Log-File. *Int J Radiat Oncol.* 2008;70(2):634–44.
77. van Elmpt W, Petit S, De Ruyscher D, Lambin P, Dekker A. 3D dose delivery verification using repeated cone-beam imaging and EPID dosimetry for stereotactic body radiotherapy of non-small cell lung cancer. *Radiother Oncol.* 2010;94(2):188–94.
78. McPartlin AJ, Li XA, Kershaw LE, Heide U, Kerkmeijer L, Lawton C, et al. MRI-guided prostate adaptive radiotherapy – A systematic review. *Radiother Oncol.* 2016;119(3):371–80.
79. Schmidt MA, Payne GS. Radiotherapy planning using MRI. *Phys Med Biol.* 2015;60(22):R323–61.
80. Zhen X, Yan H, Zhou L, Jia X, Jiang SB. Deformable image registration of CT and truncated cone-beam CT for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol.*

2013;58(22):7979–93.

81. Poludniowski G, Evans PM, Hansen VN, Webb S. An efficient Monte Carlo-based algorithm for scatter correction in keV cone-beam CT. Phys Med Biol. 2009;54(12):3847–64.

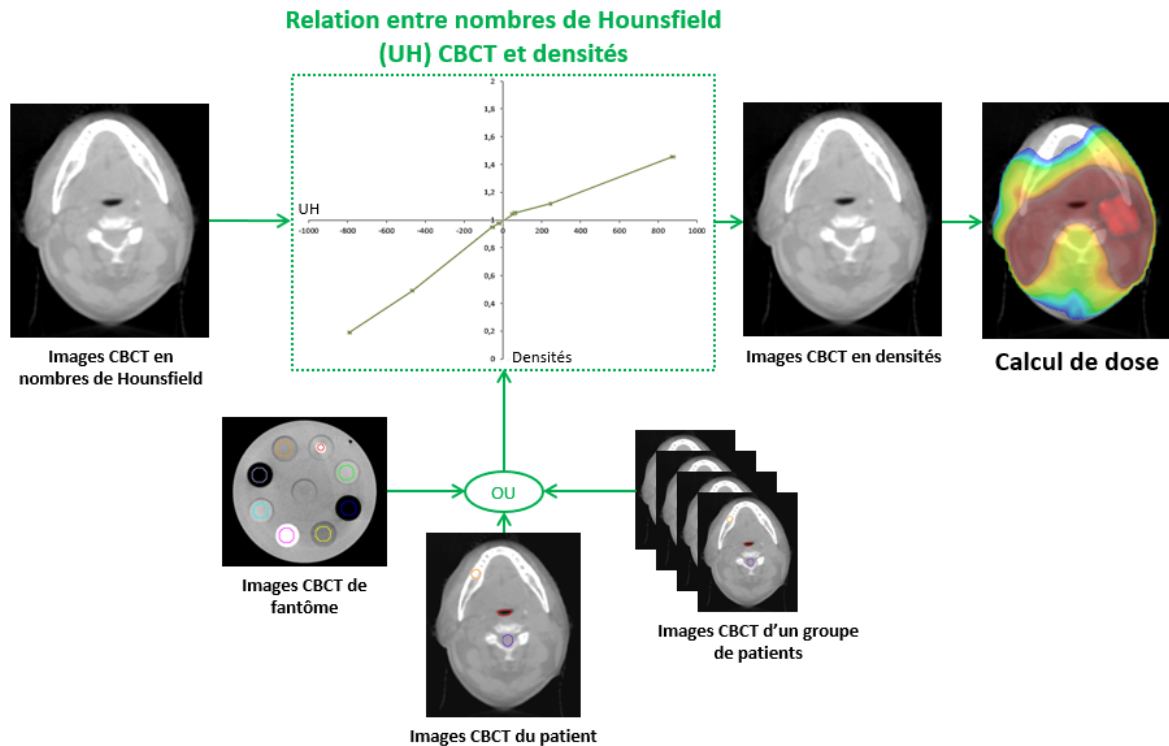


Figure 1 : Calcul de dose sur images CBCT à partir de courbe de correspondance entre nombres de Hounsfield CBCT et densités

Figure 1: CBCT-based dose calculation using calibration curve between CBCT Hounsfield numbers vs densities

Cette méthode est basée sur l'utilisation d'une relation entre nombres de Hounsfield (UH) CBCT et densités (D). Celle-ci est obtenue à partir d'images CBCT d'un fantôme comportant des inserts de différentes densités connues, d'un patient, ou bien d'un groupe de patients. Grâce à cette relation UH-D, les valeurs contenues dans les voxels des images CBCT (exprimées en nombres de Hounsfield CBCT) sont converties en densités permettant finalement un calcul de dose.

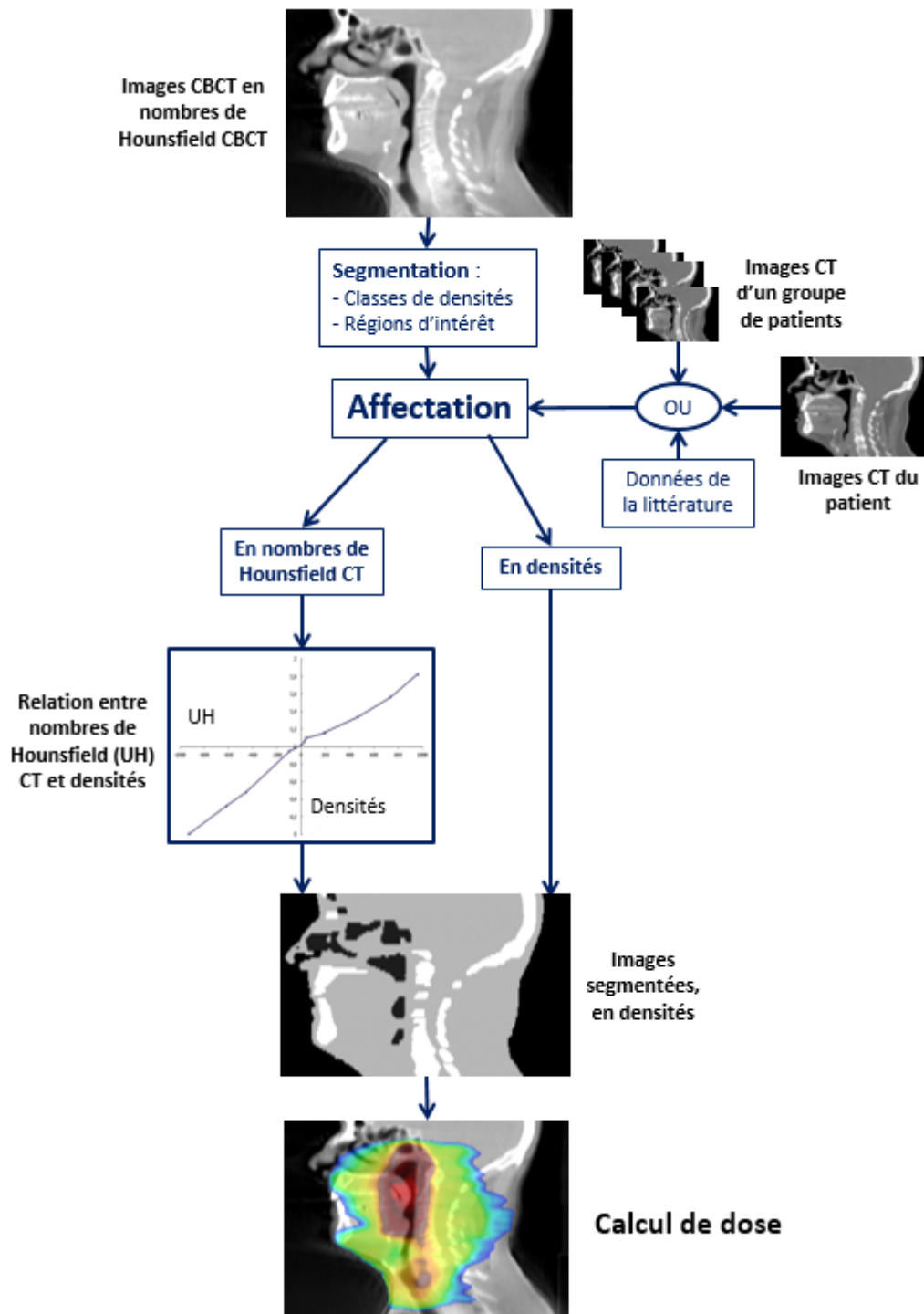


Figure 2 : Calcul de dose sur images CBCT basé sur l'affectation de densité

Figure 2: CBCT-based dose calculation with densities override method

Les images CBCT acquises sont tout d'abord segmentées en classes de densités ou en régions d'intérêt auxquelles sont affectées, soit des nombres de Hounsfield (UH) CT soit directement des

densités. Ces derniers peuvent provenir de données issues de la littérature, des images CT du patient ou de valeurs moyennes sur un groupe de patients pour une même localisation anatomique. Les valeurs contenues dans les voxels des images segmentées sont converties si besoin en densités afin de réaliser le calcul de dose.

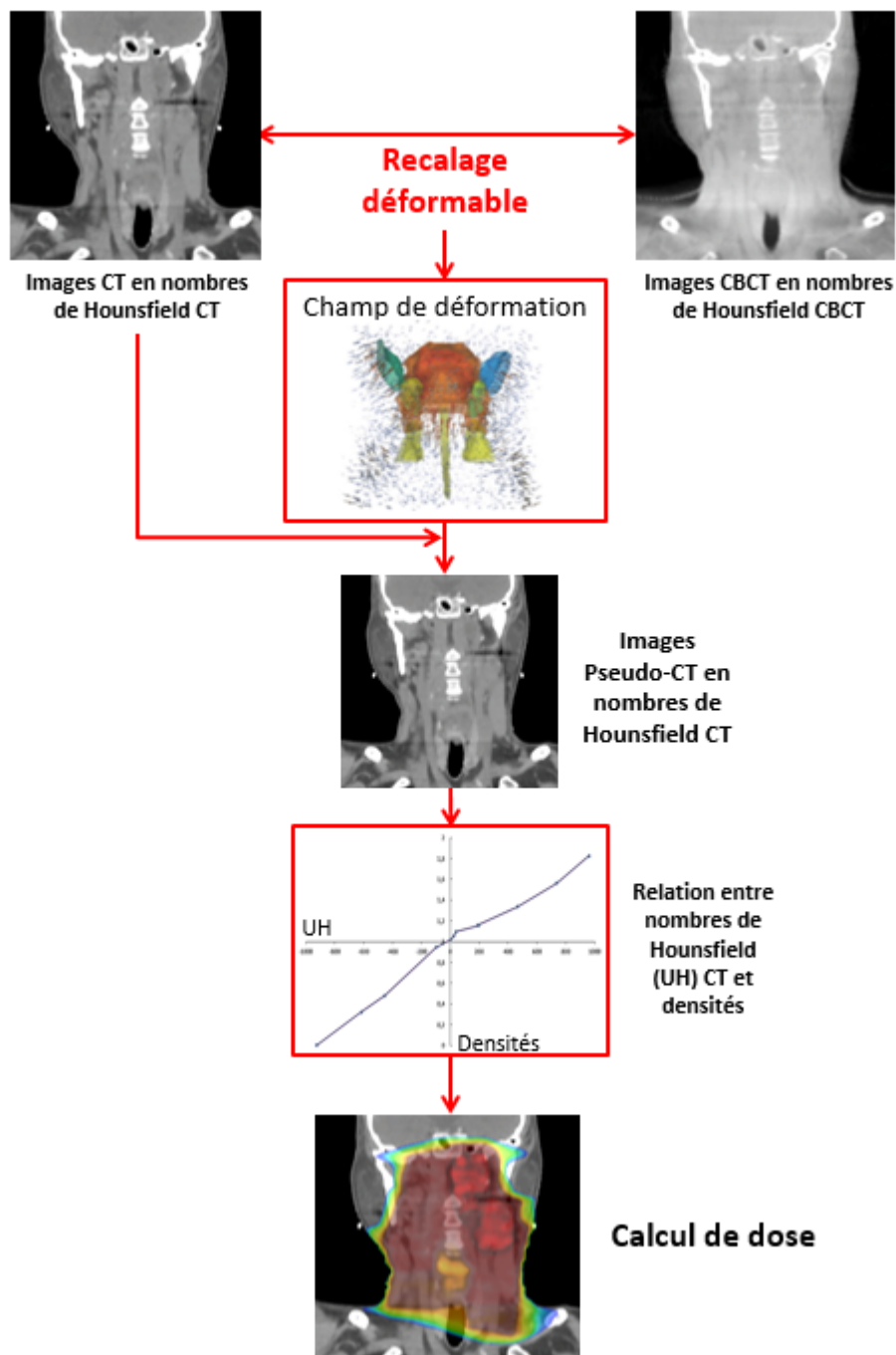


Figure 3 : Calcul de dose à partir d'images CBCT basé sur un recalage déformable

Figure 3: CBCT-based dose calculation using deformable registration

Un recalage déformable est réalisé entre les images CT et CBCT. Le champ de déformation obtenu est appliqué aux images CT, créant ainsi un « Pseudo-CT » intégrant les déformations géométriques provenant du CBCT. Le calcul de dose est finalement effectué à partir des images « Pseudo-CT »,

après conversion des nombres de Hounsfield (UH) CT en densités.

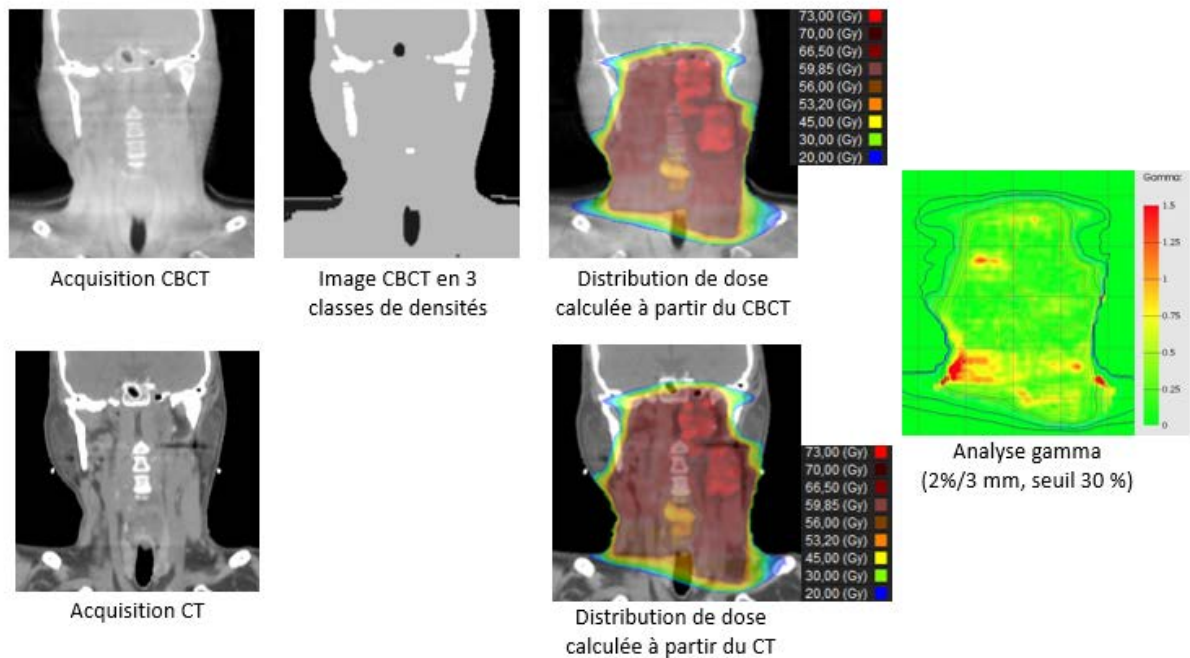


Figure 4 : Calcul de dose sur images CBCT basé sur méthode d'affectation de densités en 3 classes, comparé au scanner de référence (CT)

Figure 4: CBCT-based dose calculation with densities assignment method (3 different classes), compared to reference CT

Le calcul de dose sur images CBCT peut être effectué en réalisant une affectation de densités. Pour cela, il est possible d'utiliser en 3 classes de structures par exemple (air, tissus mous et os). Celles-ci étant obtenues par une étape de segmentation par seuillage. Les distributions de dose calculées sur d'images CT (référence) et CBCT peuvent alors être comparées par une analyse gamma en 2 dimensions (plan coronal).

	Acquisition des images		Caractéristiques des images CBCT par rapport aux images CT
	CT	CBCT	
Caractéristique du faisceau RX de l'imageur	Éventail (fan beam) de quelques cm de largeur	Conique (cone beam) de la taille du détecteur	Augmentation du rayonnement diffusé au niveau du détecteur Augmentation du bruit dans l'image et dégradation de la résolution haut et bas contraste Effet de durcissement du faisceau dans certaines configurations, dégradation de l'homogénéité et de la constance des nombres UH
Détecteur de l'imageur	Barrette courbe de détecteurs de quelques cm de largeur	Détecteur plan en silicium amorphe (environ 40 cm x 40 cm)	
Modalités d'acquisition	Multiplés rotations du tube et du détecteur associées à un mouvement longitudinal de la table	Unique rotation du tube et du détecteur sur un angle maximum de 360°	
Dimensions maximum du champ de reconstruction	- Axe tête-pieds : corps entier - FOV : 50 à 70 cm selon les constructeurs	- Axe tête-pieds : 16 cm (OBI) / 21 cm (XVI) - FOV : 26 cm de diamètre (ORL) et 50 cm de diamètre (pelvis)	Perte d'informations en périphérie
Temps d'acquisition	Quelques secondes (excepté 4D)	De 30 secondes à quelques minutes	Artefacts de mouvement

FOV : field-of-view (champ de vue), OBI : On-Board Imaging (imageur CBCT Varian), XVI : X-ray Volume Imaging (imageur CBCT Elekta)

Tableau 1 : Description générale des modalités d'acquisition CT et CBCT et caractéristiques des images CBCT par rapport aux images CT

Table 1: Overview of the CT and CBCT imaging modalities and characteristics of CBCT images compared to CT images

Problématique des images CBCT	Méthode d'amélioration du CBCT	Principe de la méthode
Informations incomplètes nécessaires pour le calcul de la dose	Augmentation des dimensions du volume imagé	Créer ou acquérir l'information manquante des images CBCT : - juxtaposition de deux CBCT consécutifs (46) - données manquantes remplacées par celles du CT (27) - récupération des données de projections CBCT pour la définition du contour externe (80) - affectation de densité équivalente à l'eau aux tissus manquants - réplication des coupes aux extrémités du volume d'acquisition CT
Artefacts de coupure au centre de l'image	Amélioration de la qualité d'image dans une région d'intérêt	Acquisition avec des résolutions différentes dans le volume (31)
Artefacts de rotation	Modification des paramètres d'acquisition de l'imageur	Ajustement de la vitesse de rotation du bras, de la taille du filament, de la durée des pulses (30)
Artefacts liés au diffusé	Correction du diffusé lié au détecteur et au patient	Trois types de méthodes : - physique : gap d'air, grille anti-diffusion, filtre papillon - estimation à partir des projections mesurées puis soustraction (mesure, modèle analytique, méthodes Monte Carlo (27,81) - traitement post-acquisition

Tableau 2 : Méthodes d'amélioration de la qualité des images CBCT en vue d'un calcul de dose sur images CBCT

Table 2: CBCT image quality improvement methods for CBCT-based dose calculation

Méthodes de calcul à partir d'images CBCT	Principe de la méthode	Avantages de la méthode	Inconvénients de la méthode
1 - Correspondance entre nombres Hounsfield CBCT et densités (Figure 1)	Établissement d'une courbe de correspondance entre nombres Hounsfield CBCT et densités (à partir d'images CBCT de fantômes ou de patients)	<ul style="list-style-type: none"> - Méthode de référence pour les CT - Simplicité et rapidité de la méthode - Précision acceptable en l'absence de mouvement de l'anatomie lors de l'acquisition des images CBCT 	<ul style="list-style-type: none"> - Dépendance du protocole d'acquisition et de la corpulence du patient. Implique plusieurs courbes - Risque d'erreur dans le choix de la courbe - Qualité image (artefacts)
2 - Affectation de densités (Figure 2)	Affectation de densités (ou d'UH) provenant du CT de planification, d'un groupe de patients ou de la littérature, sur les images CBCT préalablement segmentées (par classes de densités ou par structure d'intérêt)	<ul style="list-style-type: none"> - Précision acceptable avec peu de classes de densités (selon la localisation anatomique) - Simplicité de la méthode - Possibilité d'automatisation du processus 	<ul style="list-style-type: none"> - Vérifications manuelles de la segmentation - Segmentation limitée à la qualité image - Recalage rigide entre images CT et CBCT - Précision dépendante de la localisation
3 - Création d'un pseudo-CT après recalage élastique (Figure 3)	<ul style="list-style-type: none"> - Recalage élastique entre les images CT de planification et les images CBCT, puis - Application du champ de déformation obtenu sur les images CT de planification, créant ainsi un "pseudo-CT" 	<ul style="list-style-type: none"> - Calcul quasi-indépendant des nombres Hounsfield CBCT - Propagation automatique des contours possible - Possibilité d'automatisation du processus 	<ul style="list-style-type: none"> - Normalisation des intensités CT/CBCT - Évaluation et validation des algorithmes de recalage déformable - Validation de la propagation automatique des contours

Tableau 3 : Principe, avantages et inconvénients des méthodes de calcul de dose à partir d'images CBCT

Table 3: Principle, advantages and weakness of CBCT-based dose calculation methods

Imageur CBCT	TPS / technique d'irradiation	Localisation anatomique (référence de l'étude)	Nb de pts	Méthode de calcul de dose	Précision du calcul de dose*	
OBI (Varian)	Eclipse (AcurosXB) / -	Thorax (28)	6	Courbe UH-D CT : fantôme	3 %	
				Courbe UH-D CBCT : patient	3 %	
				Courbe UH-D CBCT : groupe de patients	2 %	
	Eclipse (AAA) / RCMi	ORL (6)	5	Recalage déformable : pseudo-CT	Taux de passe > 92 % [†]	
				Courbe UH-D CBCT : fantôme + agrandissement FOV	Taux de passe > 90 % [†]	
	Eclipse (AAA) / RCMi	Pelvis (53)	10	Courbe UH-D CT : fantôme	4 %	
				Affectation de densités : 3 classes	3 %	
	Pinnacle (CCCS) / Stéréotaxie VMAT	Poumon (55)	3	Courbe UH-D CT : fantôme	13 %	
				Courbe UH-D CBCT : fantôme + recalage déformable	6 %	
				Affectation de densités : 4 classes	9 %	
				Affectation de densités : seulement aux pixels inférieurs à -800 UH	3,5 %	
XVI (Elekta)	Pinnacle (CCCS) / -	Thorax (28)	10	Courbe UH-D CT : fantôme	10 %	
				Courbe UH-D CBCT : patient	3,5 %	
				Courbe UH-D CBCT : groupe de patients	3 %	
	Pinnacle (CCCS) / VMAT	Thorax (27)	21	Courbe UH-D CT : fantôme	5 %	
				Courbe UH-D CT : fantôme + correction des artefacts	2 %	
	Raystation (Collapsed Cone) / VMAT	ORL (47)	4	Courbe UH-D CT : fantôme + correction du diffusé	2 %	
				Affectation de densités : 1 classe	5 %	
				Affectation de densités : 6 classes	2,5 %	
		Thorax (47)	3	Courbe UH-D CT : fantôme + correction du diffusé	8 %	
				Affectation de densités : 1 classe	13 %	
				Affectation de densités : 2 classes	3,3 %	
		Pelvis (47)	4	Affectation de densités : 6 classes	4 %	
				Courbe UH-D CT : fantôme + correction du diffusé	4,2 %	
				Affectation de densités : 1 classe	4 %	
					Affectation de densités : 2 classes	3 %
					Affectation de densités : 6 classes	<ul style="list-style-type: none"> • Patients épaisseur < 25 cm : < 2,5 % • Tous les patients : < 3,9 %
Raystation RCMi	ORL (66)	9	Courbe UH-D CBCT : groupe de patients + agrandissement FOV	1 %		
			Recalage déformable : pseudo-CT + agrandissement FOV	1 %		

	iPlan (Monte Carlo) / RC3D et RCMI	ORL (54)	10	Courbe UH-D CBCT : fantôme	8 % ⁵
				Affectation densités : 7 classes	4 % ⁵
				Affectation densités : structures d'intérêt	5 % ⁵
		Thorax (54)	10	Courbe UH-D CBCT : fantôme	4 % ⁵
				Affectation densités : 7 classes	7 % ⁵
				Affectation densités : structures d'intérêt	6 % ⁵
		Prostate (54)	10	Courbe UH-D CBCT : fantôme	2 % ⁵
				Affectation densités : 7 classes	2 % ⁵
				Affectation densités : structures d'intérêt	1 % ⁵
	Pinnacle (CCCS) / -	Crâne (29)	6	Courbe UH-D CBCT : patients + reconstruction maison	1,1 %
				Courbe UH-D CBCT : patients	1,3 %
				Courbe UH-D CBCT : patient + correction du diffusé	0,5 %
				Courbe UH-D CBCT : fantôme + correction du diffusé	0,2 %
		Pelvis (29)	6	Courbe UH-D CBCT : patient + reconstruction maison	3,1 %
				Courbe UH-D CBCT : patients	1 %
				Courbe UH-D CBCT : patient + correction du diffusé	0,5 %
				Courbe UH-D CBCT : fantôme + correction du diffusé	3 %
	Pinnacle (CCCS) / RCMI	3 localisations (49)	33	Courbe UH-D CT : fantôme	20 %
		ORL (49)	11	Courbe UH-D CBCT : fantôme	2 %
				Courbe UH-D CBCT : patient	1,5 %
				Courbe UH-D CBCT : groupe de patients	1,5 %
Thorax (49)		11	Courbe UH-D CBCT : fantôme	7 %	
			Courbe UH-D CBCT : patient	2 %	
			Courbe UH-D CBCT : groupe de patients	2 %	
Pelvis (49)		11	Courbe UH-D CBCT : fantôme	13 %	
			Courbe UH-D CBCT : patient	1,3 %	
			Courbe UH-D CBCT : groupe de patients	1,2 %	
Cadplan (Pencil beam) / RCMI	ORL (9)	2	Affectation de densités : UH _{CT} et modifications du contour externe	1 %	

Nb de pts : nombre de patients dans l'étude, RCM I : radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, VMAT : volumetric modulation arctherapy,

RC3D : radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions, FOV : champ de vue (field of view)

- : données non précisées

* : la précision du calcul de dose à partir d'images CBCT est évaluée à partir des HDV (OAR et PTV) par rapport au calcul de référence établi sur CT, sauf pour deux études.

‡ : le critère d'évaluation est le taux de passe d'une analyse gamma (2%/2mm) en 3D

§ : le calcul de référence est celui sur le CBCT avec la méthode de courbe UH-D établies à partir de groupes de patient

Tableau 4 : Quantification de la précision du calcul de dose à partir d'images CBCT de patients en fonction de l'imageur, du TPS et de la localisation anatomique

Table 4: Quantification of CBCT-based dose calculation accuracy in function of CBCT device, TPS and anatomic site

