



Université
de Toulouse

THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par : *l'Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)*

Présentée et soutenue le *13 décembre 2018* par :

Fouad YOUNAN

**Reconstruction de la dose absorbée *in-vivo* en 3D pour les traitements
RCMI et arthrothérapie à l'aide des images EPID de transit**

JURY

RÉGINE GSCHWIND	Professeur des Universités, HDR	Rapporteur
JEAN-MARC BORDY	Ingénieur, HDR	Rapporteur
PHILIPPE TEULET	Professeur des Universités, HDR	Examinateur
MOURAD BENABDESSELAM	Professeur des Universités, HDR	Examinateur
FRANÇOIS HUSSON	Professeur des Universités, HDR	Examinateur
ISABELLE BERRY	PU-PH, HDR	Directrice
JOCELYNE MAZURIER	Physicienne Médicale	Co-directrice
XAVIER FRANCERIES	Maître de conférences, HDR	Co-directeur

École doctorale et spécialité :

GEET : Radio-physique et Imagerie Médicale

Unité de Recherche :

INSERM UMR 1214, TONIC (Toulouse NeuroImaging Centre)

Directeur(s) de Thèse :

Isabelle BERRY, Jocelyne MAZURIER et Xavier FRANCERIES

Rapporteurs :

Régine GSCHWIND et Jean-Marc BORDY

RESUME

Cette thèse a été réalisée dans le cadre de la dosimétrie des faisceaux de haute énergie délivrés au patient pendant un traitement de radiothérapie externe. L'objectif de ce travail est de vérifier que la distribution de dose 3D absorbée dans le patient est conforme au calcul réalisé sur le système de planification de traitement (TPS) à partir des images EPID (Electronic Portal Imaging Device).

L'acquisition est réalisée en mode continu avec le détecteur aS-1200 au silicium amorphe embarqué sur la machine TrueBeam STx (VARIAN Medical system, Palo Alto, USA). Les faisceaux ont une énergie de 10MV et un débit de 600 UM.min⁻¹. La distance source-détecteur (DSD) est de 150 cm. Après correction des pixels défectueux, une étape de calibrage permet de convertir leur signal en dose absorbée dans l'eau via une fonction de réponse. Des kernels de correction sont également utilisés pour prendre en compte la différence de matériaux entre l'EPID et l'eau et pour corriger la pénombre.

Un premier modèle de calcul a permis ensuite de rétroprojeter la dose portale en milieu homogène en prenant en compte plusieurs phénomènes : les photons diffusés provenant du fantôme et rajoutant un excès de signal sur les images, l'atténuation des faisceaux, la diffusion dans le fantôme, l'effet de build-up et l'effet de durcissement du faisceau avec la profondeur. La dose reconstruite est comparée à celle calculée par le TPS avec une analyse gamma globale (3% du maximum de dose et 3mm de DTA). L'algorithme a été testé sur un fantôme cylindrique homogène et sur un fantôme de pelvis à partir de champs modulés en intensité (RCMI) et à partir de champs d'arthérapie volumétriques modulés (arthérapie).

Le modèle a ensuite été affiné pour prendre en compte les hétérogénéités traversées dans le milieu au moyen des distances équivalentes eau dans une nouvelle approche de dosimétrie plus connue sous le terme de « *in-aqua vivo* » (1). Il a été testé sur un fantôme thorax et, *in-vivo* sur 10 patients traités pour une tumeur de la prostate à partir de champs d'arthérapie.

Pour finir, le modèle *in-aqua* a été testé sur le fantôme thorax avant et après y avoir appliqué certaines modifications afin d'évaluer la possibilité de détection de sources d'erreurs pouvant influencer la bonne délivrance de la dose au patient.

Le pourcentage de points ayant un indice gamma inférieur à 1, $\mathbb{P}_{3D,\gamma \leq 1}$ est en moyenne de 99.02% \pm 0.933 et de 98.73% \pm 1.101 tout type de traitement confondu, respectivement sur le fantôme cylindrique et sur le fantôme pelvis. Les tests r sur le fantôme thorax ont montré une augmentation du $\mathbb{P}_{3D,\gamma \leq 1}$ allant de 85.12% \pm 2 avec le premier modèle à 99.28% \pm 0.5 avec le modèle *in-aqua vivo*. Les mesures sur patient ont révélé un $\mathbb{P}_{3D,\gamma \leq 1}$ de 96.633% \pm 2.07 en moyenne. Enfin, l'algorithme s'est montré être un outil de détection des changements d'hétérogénéités de l'ordre de la taille des inserts (2cm de diamètre). Il peut aussi détecter des erreurs de positionnement de 10mm et une perte ou prise de poids à partir de 10mm d'épaisseur.

Nous avons ainsi développé et validé un algorithme pouvant être utilisé pour vérifier *in-vivo* la bonne distribution de dose 3D absorbée dans le patient à partir d'images EPID de transit dans le cas des traitements de RCMI et d'arthérapie.

Mots clés : EPID, distribution de dose 3D, rétroprojection, reconstruction de dose, algorithme, dose absorbée, distance radiologiques.