



**Modèles d'identification de tissu basés sur des
images acquises avec un tomодensitomètre à double
énergie pour des photons à faible énergie en
curiethérapie**

Mémoire

Mathieu Gaudreault

Maîtrise en physique - physique médicale
Maître ès sciences (M.Sc.)

Québec, Canada

© Mathieu Gaudreault, 2014

Résumé

Les images acquises avec un tomодensitомètre à double énergie (DECT) fournissent la détermination du numéro atomique effectif et de la densité électronique. L'objectif de ce mémoire est de développer un modèle d'identification de tissu applicable en curiethérapie, le modèle de tissu réduit à trois éléments, basé sur ces quantités et de le comparer avec une méthode existante dans la littérature, le calcul de la distance de Mahalanobis. Les deux modèles sont appliqués à des images DECT du fantôme de calibration Gammex RMI 467 et pour un sous-ensemble de tissus. Les distributions de dose sont calculées avec des simulations numériques Monte Carlo avec une source point ayant le spectre d'énergie de l'iode 125. Le modèle de tissu réduit à trois éléments reproduit les distributions de dose de référence et peut être utilisé comme étant une méthode d'identification de tissu valide pour effectuer un calcul de dose à partir d'images DECT.

Abstract

Clinical Dual-Energy Computed Tomography (DECT) images provide the determination of the effective atomic number and the electronic density. The purpose of this study is to develop a new assessment model of tissues, named the reduced three elements tissue model, for dose calculations from DECT images in brachytherapy and compare it to a known identification method, assignment through the Mahalanobis distance. Both models are applied to DECT scans of the Gammex RMI 467 phantom and for a subset of 10 human tissues. Dose distributions are calculated from Monte Carlo simulations with a point source having the energy spectrum of ^{125}I . The reduced three elements tissue model provides dose equivalence to reference tissues and is equivalent to the calculation of the Mahalanobis distance. The model constructed can be used as a scheme to assess tissues from DECT images for dose calculation.

Table des matières

Résumé	iii
Abstract	v
Table des matières	vii
Liste des tableaux	ix
Liste des figures	xi
1 Introduction	1
1.1 Tomodensitométrie à énergie simple (SECT)	2
1.2 Pratique courante pour l'identification des tissus	4
1.3 Tomodensitométrie à double énergie (DECT)	6
1.4 Plan de ce mémoire	8
2 Modèle d'identification de tissu réduit à trois éléments	11
2.1 Paramètres de référence des tissus humains	12
2.2 Méthodes de calcul de la dose	14
2.3 Détermination de la densité des tissus réduits	15
2.4 Détermination des concentrations des tissus réduits	17
2.5 Modèle de tissu réduit à trois éléments	23
3 Applications du modèle de tissu réduit à trois éléments	27
3.1 Acquisition d'images DECT d'un fantôme de calibration	28
3.2 Détermination de ρ_e et Z_{eff} à partir d'image DECT	29
3.3 Identification de tissu avec la distance de Mahalanobis	38
3.4 Identification des matériaux du fantôme Gammex avec bruit	41
3.5 Identification des tissus humains avec bruit	47
3.6 Comparaison des modèles d'attribution	56
4 Conclusions	61
A Paramètres de référence pour les 73 tissus humains	65
B Numéro atomique effectif et densité électronique des matériaux	67

C Matrices de confusion résultantes de la distance de Mahalanobis	71
Bibliographie	77

Liste des tableaux

2	Modèle d'identification de tissu réduit à trois éléments	11
2.1	Densité et composition atomique des 12 tissus	13
2.2	Numéro atomique effectif et densité électronique des 12 tissus	14
2.3	Paramètres a_ρ et b_ρ des régressions linéaires de ρ versus $\rho_e/\rho_{e,eau}$	16
2.4	Intervalle de validité de la concentration d'hydrogène pour les tissus	18
2.5	Paramètres a_H et b_H des régressions linéaires de ω_H versus Z_{eff}	23
3	Applications du modèle de tissu réduit à trois éléments	27
3.1	Paramètres de référence pour le fantôme Gammex RMI 467	28
3.2	Paramètres déterminés par la méthode de soustraction des énergies	33
3.3	Paramètres déterminés par la méthode de calibration	36
3.4	Écart-types de Z_{eff} et ρ_e du plastique du fantôme Gammex	44
3.5	Composition atomique de référence pour 10 tissus humains	47
3.6	Z_{eff} et ρ_e de référence pour 10 tissus humains	49
3.7	Paramètres k_1 et k_2 associés à la méthode stoechiométrique	50
3.8	Comparaison des DD pour le fantôme Gammex	57
3.9	Comparaison des DD pour les tissus	57
A	Paramètres de référence pour les 73 tissus humains	65
A.1	Paramètres de références pour les 73 tissus humains	66
B	Numéro atomique effectif et densité électronique des matériaux	67
B.1	Z_{eff} et ρ_e mesurés pour le fantôme Gammex	68
B.2	Z_{eff} et ρ_e pour les 10 tissus considérés	69
C	Matrices de confusion résultantes de la distance de Mahalanobis	71
C.1	Matrices de confusion pour le fantôme Gammex avec $Z_{eff} < 10$	72
C.2	Matrices de confusion pour le fantôme Gammex avec $Z_{eff} > 10$	73
C.3	Matrices de confusion pour les tissus avec la liste de 73 tissus (1/2).	74
C.4	Matrices de confusion pour les tissus avec la liste de 73 tissus (2/2).	75
C.5	Matrices de confusion pour les tissus avec la liste de 10 tissus.	76

Liste des figures

1 Introduction	1
1.1 Courbe de conversion des nombres CT à densité	5
2 Modèle d'identification de tissu réduit à trois éléments	11
2.1 Régression linéaire de $\rho_e/\rho_{e,eau}$ versus ρ pour les tissus	16
2.2 Différence de dose pour un fantôme homogène constitué d'un élément . . .	18
2.3 Illustration des différences de dose pour le tissu <i>Adipose low Z</i>	20
2.4 Différence de dose versus ω_H pour le tissu <i>Adipose low Z</i>	20
2.5 Différence de dose en fonction du rayon pour les tissus avec I^{125}	21
2.6 Différence de dose en fonction de ω_H pour les tissus avec I^{125}	21
2.7 Différence de dose en fonction du rayon pour les tissus avec Pd^{103}	22
2.8 Concentration d'hydrogène où $DD = 0\%$ versus Z_{eff} pour les tissus	24
2.9 Détermination des concentrations à partir de Z_{eff}	25
3 Applications du modèle de tissu réduit à trois éléments	27
3.1 Images DECT du fantôme Gammex RMI 467	30
3.2 Régions d'intérêt des matériaux du fantôme Gammex RMI 467	31
3.3 Moyennes et écart-types des nombres CT pour le fantôme	31
3.4 Densités électroniques mesurées à partir des images DECT du Gammex . .	32
3.5 Régression linéaire pour la détermination de ρ_e	33
3.6 Régression linéaire pour la détermination de Z_{eff}	36
3.7 Numéros atomiques effectifs mesurés à partir des images DECT du Gammex	38
3.8 Pourcentage de voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ pour le fantôme Gammex.	39
3.9 Illustration de l'utilisation de la distance de Mahalanobis	40
3.10 Densité en fonction de la densité électronique de référence du fantôme . . .	42
3.11 Différence de dose avec le modèle de tissu réduit pour le fantôme	43
3.12 Numéro atomique effectif et densité électronique du fantôme Gammex . . .	46
3.13 Différence de dose avec la distance de Mahalanobis pour le fantôme	48
3.14 Moyennes et écart-types des nombres CT pour les tissus humains	50
3.15 Pourcentage de voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ pour les tissus.	52
3.16 Numéro atomique effectif et densité électronique des tissus	53
3.17 Différences de dose avec les tissus réduits pour les 10 tissus	54
3.18 Différences de dose avec la distance de Mahalanobis pour les 10 tissus . . .	56

3.19 Différences de dose avec la distance de Mahalanobis pour les deux listes . .	58
3.20 Comparaison des deux modèles d'identification des matériaux	59
A Paramètres de référence pour les 73 tissus humains	65
B Numéro atomique effectif et densité électronique des matériaux	67
C Matrices de confusion résultantes de la distance de Mahalanobis	71

Remerciements

Mes premiers remerciements vont à mon directeur de recherche Prof. Dr. Luc Beaulieu et à mon codirecteur Prof. Dr. Frank Verhaegen.

Luc, merci de m'avoir offert l'opportunité de découvrir la physique médicale et surtout d'avoir rendu possible le stage aux Pays-Bas. Cette expérience a été très riche en aventure et très productive en termes de recherche. Merci pour l'enseignement en début de parcours qui fut très enrichissant. Finalement merci pour tes commentaires et soutient tout au long de cette maîtrise. C'est grandement apprécié.

Frank, thanks for the many discussions and brainstormings we had together. They always motivated me to pursue further and to try to come up with new ideas. Thanks for welcoming me in your research group in Maastricht. I have discovered a city and a country which is pleasant to live surrounded by wonderful people. Thank you for your continuous support.

J'aimerais remercier Dr. Guillaume Landry qui fut une source d'inspiration continuelle lors de mon passage à Maastricht. Ce mémoire est une continuité des travaux du Dr. Landry. Merci Guillaume pour ton soutien et commentaires. Merci pour toutes ces soirées à Maastricht et en Europe. We did it le gros!

Patrick, Seàn, Paula, Raghu, Emmanuel, Pablo, Mark, Ruud, Qing, guys, thanks for all the fun we had together. I'll never forget these long nights. You have contributed in making this experience such a wonderful one. Patrick, I can't wait to go to Tim Hortons with you. Donuts are on me. Seàn, stop talking and go to the gym ;) You're awesome, I wish you the best. Paula, I had lots of fun with you. You are always welcome in Canada. Raghu, lâche pas la patate!

Karen, Aniek, Skadi, Sarah, Sanaz, Pouya, Brigitte, Celine, Stefan, Jurgen, Gabriel, Ruben, Shane, and Ralph, dear colleagues, thanks for the many coffees we had together ruminating about life and, sometimes, medical physics. Karen, Aniek, Skadi, Celine,

Sara, you rock girls!

Éric, Émilie, Marie-Chantal et Jean-Fançois, j'espère vous revoir bientôt comme professionnel. Merci pour toutes ces heures passées avec vous à travailler sur nos devoirs et laboratoires. Vos bonnes humeurs et humours ont grandement contribué à rendre notre année de cours festive.

Alexandre, Elvis, Benoit, Harmony, Umberto, je me suis ennuyé de vous en Europe. Merci de votre soutien. J'ai hâte de vous revoir!

Sophie, bedankt voor alle mooie momenten die we samen gedeeld hebben. Je bent mijn meest dierbare herinnering uit Maastricht. Ik wens je heel veel liefde en succes :)

Geneviève, merci d'avoir été à mes côtés et pour tous ces beaux moments que nous avons partagé ensemble. Tu auras toujours une place spéciale dans mon coeur.

Chapitre 1

Introduction

L'imagerie est une étape essentielle avant un traitement en radiothérapie externe ou en curiethérapie. Rappelons que les objectifs de ces traitements sont de fournir la dose prescrite aux cellules cancéreuses tout en minimisant la dose reçue par les tissus sains. Pour remplir cet objectif, il est donc essentiel d'identifier *a priori* le volume devant recevoir la dose ainsi que les volumes occupés par les tissus sains environnants. Ceci est accompli par l'imagerie de l'anatomie du patient avant le traitement. Certaines modalités d'imagerie impliquent un dépôt d'énergie dans le patient. L'énergie déposée par kilogramme par les rayonnements ionisants est quantifiée en termes de dose ayant pour unité le gray (Gy).

Plusieurs types d'imagerie peuvent être utilisés de nos jours [1, 2, 3]. La tomодensitométrie à simple énergie (SECT) est aujourd'hui le choix le plus utilisé. En effet, ce type d'imagerie permet une bonne définition du contraste et donc une qualité d'image suffisante pour l'identification des tissus. De plus, le coût relié à ce type d'imagerie est assez faible comparé aux autres modalités et les appareils sont généralement disponibles. Par contre, l'utilisation de cette modalité dépose de la dose supplémentaire dans le patient (de l'ordre du mGy). Cette dose est par contre négligeable si l'on prend en considération que ces images sont acquises dans le but d'un traitement de radiothérapie et donc plusieurs grays seront par la suite déposés dans le patient. Par contre, le champ du faisceau est plus grand que le volume à traiter et donc la réduction de la dose est toujours souhaitable. Étant donné que le sujet de ce mémoire repose sur une amélioration de cette technique d'imagerie, soit la tomодensitométrie à double énergie (DECT), le fonctionnement de cette technique sera exposé en détail lors de la section suivante.

La tomographie par émission de positons (TEP) est aussi utilisée pour identifier la localisation des cellules cancéreuses. Les photons émis par l'annihilation d'un positon provenant d'un agent de contraste sont détectés en coïncidence, identifiant la position du lieu de l'émission et donc de la concentration du radiotracer dans l'anatomie. Les radiotraceurs utilisés sont généralement des analogues du glucose, source d'énergie essentielle pour l'activité métabolique des cellules. Étant donné que les cellules cancéreuses se multiplient rapidement, leur consommation en glucose est plus élevée que les cellules saines environnantes. L'on détectera donc une concentration du radiotracer plus élevée dans ces régions. Ce type d'imagerie renseigne sur l'activité métabolique des cellules et non sur la structure de l'anatomie. Les images acquises sont donc souvent utilisées en complémentarité avec les images acquises avec la tomodensitométrie à simple énergie. Il est à noter que cette modalité dépose aussi de la dose dans le patient.

Une autre technique utilisée est l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Cette modalité utilise des champs magnétiques pour perturber les atomes des tissus. En effet, un premier champ crée une magnétisation des atomes des tissus résultant dans l'alignement des moments magnétiques des spins. D'autres champs magnétiques plus faibles et oscillants sont utilisés pour perturber l'alignement et créer une précession des protons, résultant en un signal mesurable. Les images acquises avec IRM sont de très grandes qualités (très bon contraste) et aucune dose n'est administrée au patient. Par contre, le coût élevé de ces machines en fait une modalité peu disponible.

Finalement, l'imagerie peut être aussi effectuée par ultrason. Cette modalité implique une onde ayant une fréquence de 2 à 18 mégahertz propagée dans le patient. L'imagerie se fait en mesurant l'onde réfléchiée par les changements d'impédance acoustique des tissus du patient. L'imagerie par ultrason se fait en temps réel et ne dépose pas de dose dans le patient.

1.1 Tomodensitométrie à énergie simple (SECT)

L'information quantitative des tissus humains est conventionnellement déterminée par la tomodensitométrie à énergie simple (SECT). La tomodensitométrie mesure les coefficients d'atténuation des tissus qui sont par la suite exprimés en nombres CT en unité de Hounsfield (HU) dans le but de produire des images tomographiques de l'objet imagé [2]. Les photons contribuant à l'image proviennent d'un tube à rayons X opérant à des énergies de l'ordre du keV. Un filament situé dans le tube est chauffé par un courant électrique produisant l'émission d'électrons. Les électrons émis sont accélérés vers une

anode, aussi située dans le tube, par une tension appliquée entre la cathode et l'anode. La tension cliniquement utilisée lors d'acquisition d'images SECT est typiquement de 120 kVp. Les électrons accélérés entre en collision avec le matériel de l'anode, généralement du tungstène, produisant des photons émis isotropiquement au faisceau d'électron par phénomène Bremsstrahlung. Le spectre d'énergie des photons émis dépend du matériel de l'anode et de la tension appliquée alors que l'intensité dépend du courant utilisé pour chauffer le filament ainsi que du temps d'exposition. Le tube à rayons X effectue des rotations autour de l'objet et les photons sont captés par des détecteurs qui suivent la rotation. L'atténuation dépend du spectre d'énergie du faisceau de rayons X et de la composition et longueur du matériel traversé. L'atténuation à basse énergie est dominée par l'effet photoélectrique alors que la diffusion Compton domine à des énergies modérées [4].

Un risque pour le patient est associé à la tomodesitométrie étant donné l'utilisation de rayonnements ionisants. Ce risque peut se traduire par un bris au niveau de l'ADN et par un cancer si la cellule n'est pas réparée convenablement [5]. Un examen de tomodesitométrie implique généralement une dose entre 10 et 80 mGy [6]. Les doses impliquées par ce type d'imagerie sont rapportées en termes de *computed tomography dose index over the volume* ou $CTDI_{vol}$ qui a pour unité le gray. Cette mesure incorpore une pondération entre la périphérie et le centre du patient et est normalisée par la valeur du pas, qui est défini comme la distance parcourue par la table dans une rotation de 360° du scanner divisée par la collimation du faisceau [7]. L'utilisation de la tomodesitométrie à simple énergie a augmenté considérablement lors des deux dernières décennies [8]. Par exemple il a été estimé que 72 millions de CT scans ont été effectués aux États-Unis en 2007 [9]. Bien qu'il s'avère compliqué d'associer directement un décès par cancer à l'imagerie par tomodesitométrie, on estime aujourd'hui que 1.5% des cancers aux États-Unis sont directement reliés à l'imagerie par tomodesitométrie selon les taux d'utilisation de 2007 [10]. Cet estimé est par contre remis en question dans la littérature [11]. Il est généralement entendu que les bénéfices reliés à cette méthode sont généralement de loin supérieurs aux risques.

Les données obtenues avec la tomodesitométrie consistent en de multiples projections de l'objet imagé. Ces données doivent être manipulés de nouveau après l'acquisition pour produire des images tomographiques. Ce processus est nommé une reconstruction tomographique et est effectué à l'aide d'algorithmes de reconstruction. Une méthode couramment utilisée est la méthode de rétroprojection filtrée [12]. Celle-ci est très simple, déterministe et très rapide. Par contre, plusieurs problèmes sont associés à

cette méthode, par exemple un très haut niveau de bruit, beaucoup d'artéfacts dans les images ou encore une résolution spatiale d'image altérée. Des techniques plus modernes, telles que des méthodes itératives pallient à ces problèmes [13, 14]. Entre autres, ces techniques améliorent la résolution spatiale et réduisent le niveau de bruit, ce qui permet de diminuer la dose dans certains cas. Par contre, ces techniques demandent de plus grands temps de calcul.

Les données sont représentées sous forme d'images tomographiques suite à la reconstruction. Ces images représentent un plan en deux dimensions de l'anatomie divisée en voxel où la troisième dimension, l'épaisseur de la couche, est moyennée. La valeur numérique du voxel représente l'atténuation moyenne des tissus parcourus et est exprimée en unité de Hounsfield. L'échelle des nombres de Hounsfield va de -1000 (le moins atténuant) à +3071 HU (le plus atténuant). Par exemple, l'eau produit une atténuation de 0 HU, l'air de -1000 HU et un os crânien 2000 HU ou plus [2].

1.2 Pratique courante pour l'identification des tissus

L'identification des tissus s'effectuent aujourd'hui à partir des nombres CT acquis avec un tomodensitomètre à simple énergie. En effet, les nombres CT sont associés aux densités physiques des matériaux grâce à des régressions linéaires, tel que présenté à la Fig. 1.1. Cet exemple de courbe de calibration a été construit à partir d'images SECT du fantôme de calibration Gammex RMI 465 (Gammex, Middleton, WI) et est tiré de Bazalova et al. [15]. L'identification de la composition des tissus par des nombres CT se fait typiquement en attribuant la densité du matériel correspondante à l'intervalle des nombres CT mesurés. Les intervalles sont identifiés par les courbes pointillées dans cette figure.

Plusieurs incertitudes sont reliées à cette procédure. En effet, les régressions linéaires effectuées s'appuient sur l'hypothèse que la densité des matériaux varient linéairement avec les nombres CT à l'intérieur des intervalles et que la composition des matériaux dépend faiblement du numéro atomique Z (interaction Compton), ce qui n'est pas toujours le cas. Ceci met en doute le nombre de segments linéaires appropriés ou encore le nombre de matériaux attribués, soit 5 lors de la procédure illustrée. De plus, il n'a pas été défini clairement quels matériaux utilisés dans la construction de cette procédure représentent le mieux la réponse des tissus humains. Finalement, les frontières de ces intervalles sont aussi incertaines et remis en question [15].

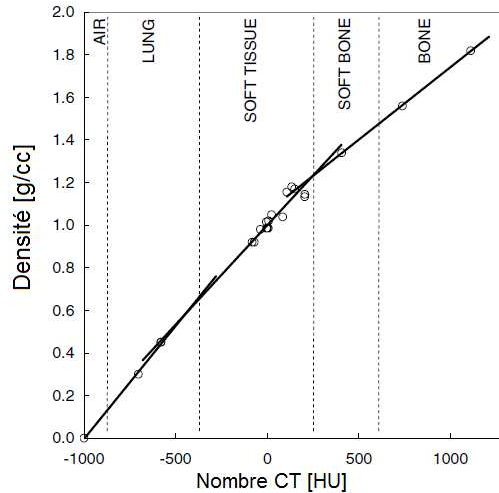


FIGURE 1.1: Courbe de conversion typique des nombres CT (HU) en densité (g/cc). Cette figure est tirée de Bazalova et al. [15] avec la permission du professeur Verhaegen.

Cette procédure a été appliquée dans la littérature dans des logiciels de planification de traitement basée sur des simulations Monte Carlo, par exemple le logiciel *EG-Snrc/DOSXYZnrc* [16, 17]. Il a été démontré avec ce logiciel qu'une identification de tissu erronée basée sur les courbes typiques de conversion des nombres CT en densité peut produire des erreurs de dose jusqu'à 10% avec un faisceau de 6 MeV et 15 MeV [18]. Le nombre de tissus attribués a aussi été étudié dans la littérature. En effet, il a été trouvé qu'un sous-ensemble de 57 tissus sont requis pour représenter convenablement 16 principaux types de tissu, c'est-à-dire pour obtenir une dosimétrie équivalente à moins de 1% pour un faisceau de 8 MeV [19]. La stratégie d'augmenter le nombre de tissus attribués a été par la suite adoptée dans certains codes Monte Carlo, par exemple le logiciel *VCU DOSXYZnrc-based* qui utilise 56 tissus [20]. Certaines études se sont penchées sur l'amélioration de la conversion des nombres CT en densité. Par exemple, une méthode basée sur une calibration de matériaux qui sont équivalents aux tissus, la méthode stoechiométrique, a été introduite [21]. Cette méthode a été simplifiée par la suite en introduisant des fonctions d'interpolation dans la procédure de calibration ce qui a résulté en une relation relativement simple entre les nombres CT et les compositions atomiques [22]. En conclusion, les tissus sont hétérogènes et une identification erronée de ceux-ci cause des erreurs dans la dose ce qui peut perturber le traitement de manière significative [23].

En curiethérapie, les tissus ont longtemps été approximés comme étant composés de manière homogène par de l'eau en suivant les recommandations du rapport TG43 [24, 25].

Par contre, il a été souligné dans le rapport TG186 [26] que les hétérogénéités des tissus doivent être prises en compte et que les images SECT et les compositions des tissus de l'ICRU donnent des informations erronées sur l'attribution des sections efficaces aux voxels. Une liste de matériaux à utiliser lors de l'identification est spécifiée dans ce rapport. L'attribution des matériaux est attendue à être améliorée par l'utilisation de la tomодensitométrie à double énergie. Cette modalité d'imagerie est présentée dans la section suivante.

1.3 Tomодensitométrie à double énergie (DECT)

La tomодensitométrie à double énergie ou *dual energy computed tomography* (DECT) implique l'acquisition de deux images obtenues avec deux énergies différentes. Différentes stratégies ont été adoptées pour l'acquisition des deux images. La technique *rotate-rotate* a premièrement été utilisée [27]. Celle-ci consiste en deux examens radiologiques indépendants, un premier scan est effectué à basse énergie, la table est ensuite remise à sa position initiale et un deuxième scan est entrepris à haute énergie. Cette technique peut être effectuée avec la plupart des appareils à simple énergie. Par contre, le temps entre les deux acquisitions est de l'ordre de la seconde et plusieurs artefacts dus aux mouvements du patient sont généralement observés dans les images [28]. La technique *fast-kVp switching* a par la suite été introduite dans le but de réduire ces artefacts. En effet, les deux énergies sont changées rapidement durant la rotation [29]. Cette technique a été adoptée par la compagnie GE. Une solution différente a été entreprise par la compagnie Toshiba pour réduire les artefacts de mouvement du patient. Celle-ci consiste à effectuer deux rotations autour de la même couche alors que les énergies sont changées à chacune des rotations. Finalement, deux tubes à rayons X à deux énergies différentes peuvent être utilisés lors de la rotation ce qui permet une plus grande séparation entre les deux énergies comparé à la technique *fast-kVp switching* [13]. Cette stratégie a été adoptée par la compagnie Siemens et est la méthode d'acquisition des images DECT dans ce mémoire.

Étant donné que les images sont dépendantes de l'atténuation du faisceau de rayons X et que celle-ci dépend du voltage appliqué sur le tube, chaque image acquise est dépendante du spectre d'énergie du faisceau. Pour les appareils de Siemens, le voltage minimum et maximum pouvant être appliqué sur les tubes est respectivement 80 kVp et 140 kVp et donc la plus grande différence d'énergie est de 60 kVp. L'énergie moyenne du spectre d'énergie des faisceaux est de 56 kVp et 76 kVp et donc fournit une plus

petite différence d'énergie moyenne [30]. De plus, un filtre d'étain à 140 kVp peut être utilisé pour retirer les petites énergies du spectre, un processus nommé durcissement du faisceau, ce qui augmente l'énergie moyenne à 92 kVp [31]. La tomодensitométrie à double énergie n'augmente pas la dose par rapport à la tomодensitométrie à simple énergie [32].

La tomодensitométrie à double énergie est utilisée dans plusieurs cas cliniques où son utilisation est supérieure au CT conventionnel. L'angiographie, technique de visualisation des vaisseaux sanguins qui ne sont pas visibles sur des radiographies à l'aide d'un agent de contraste, en est un exemple. La tomодensitométrie à double énergie permet une meilleure distinction des os qui sont retirés de l'angiogramme. L'iode dans les vaisseaux sanguins demeure le seul matériel dense et donc est imagé avec une qualité supérieure [33, 34, 35, 36]. La détermination de la composition des pierres au rein grâce au DECT est un autre exemple. En effet, la composition de ces pierres est importante car les pierres contenant du calcium doivent être retirées manuellement alors que les pierres de nature acide ou urique peuvent être traitées *in vivo* [37, 38, 39, 40]. Finalement, des images de ventilation et de perfusion impliquant des agents de contraste comme l'iode et le xénon injectés dans le patient peuvent être obtenues pour le diagnostic de maladies pulmonaires grâce à la tomодensitométrie à double énergie [41, 42, 43, 44].

Il a été démontré à de nombreuses reprises que la tomодensitométrie à double énergie donne de meilleurs résultats en termes d'identification de tissu par rapport à la tomодensitométrie à simple énergie. Par exemple, il a été démontré que l'utilisation des images DECT donnent des erreurs de calcul de dose plus petites que 1% suite à des simulations Monte Carlo pour des faisceaux de photons alors que les erreurs peuvent atteindre 17% pour un faisceau de 250 keV en utilisant des images SECT [15]. De plus, les images DECT améliorent la détermination de la densité électronique des tissus par rapport aux images SECT [45]. Des simulations numériques ont par ailleurs démontré que les images DECT fournissent des différences de dose plus justes que les images SECT en curiethérapie [46].

La supériorité de la tomодensitométrie à double énergie a donc été plusieurs fois démontrée par rapport au CT conventionnel. Étant donné que le but de ce mémoire est de présenter un nouveau modèle d'identification de tissu et de le tester par rapport à un autre modèle connu, aucune comparaison avec la tomодensitométrie conventionnelle ne sera présentée dans ce mémoire. Il est à noter que le modèle d'identification de tissu développé dans ce mémoire n'est pas applicable dans sa forme actuelle à la tomодen-

sitométrie à simple énergie à cause de sa dépendance au numéro atomique effectif des matériaux.

1.4 Plan de ce mémoire

L'objectif de ce mémoire est le développement d'une nouvelle méthode d'identification de tissus basée sur les déterminations de la densité électronique et du numéro atomique effectif des images DECT et la comparaison de ce modèle avec une méthode d'attribution de tissu déjà rapportée dans la littérature. Pour ce faire, ce mémoire est divisé comme suit.

Le développement du nouveau modèle d'identification, le modèle de tissu réduit à trois éléments, est présenté dans le chapitre 2. Ce modèle est inspiré par une méthode d'identification de tissu basée sur la détermination des coefficients d'atténuation linéaire, le *basis vector method* (BVM) [47, 48]. Par contre, l'implantation du BVM n'est pas applicable à des logiciels de calcul de dose basés sur des simulations Monte Carlo utilisant GEANT4 car ces bibliothèques demandent l'identification de la densité et la composition atomique des tissus plutôt que les coefficients d'atténuation linéaire d'où l'introduction du modèle de tissu réduit à trois éléments. Les tissus considérés ainsi que les méthodes Monte Carlo de déposition de dose sont premièrement présentés. L'essence du modèle de tissu réduit à trois éléments est par la suite exposée. Celui repose sur l'idée que la dosimétrie associée aux tissus humains peut être reproduite avec des tissus composés de trois éléments seulement pour lesquels les concentrations des trois éléments ont été optimisées pour fournir une distribution de dose équivalente à celle acquise avec les paramètres de référence des tissus. L'optimisation des concentrations et le calcul des différences de dose entre les distributions obtenues avec les tissus réduits et les tissus de référence sont détaillés. En résulte une méthode reliant le numéro atomique effectif des tissus aux concentrations des trois éléments utilisés. Cette méthode jumelée à une manière simple de relier la densité électronique à la densité des tissus fournit la possibilité d'attribuer une densité et une composition atomique à un voxel d'une image DECT suivant la détermination de la densité électronique et du numéro atomique de ce voxel.

Le modèle de tissu réduit à trois éléments est par la suite testé et comparé à une méthode d'identification de tissu rapportée dans la littérature [49, 46, 50], soit par le calcul de la distance de Mahalanobis [51, 52], au chapitre 3. En effet, le fantôme de calibration Gammex RMI 467 a été scanné avec un tomodynamomètre à double énergie en utilisant quatre valeurs de dose résultant en quatre séries d'images DECT où les deux modèles

peuvent être appliqués. Les résultats bruts de ces scans sont premièrement présentés en termes de la moyenne des nombres CT ainsi que de leurs écart-types pour les différents matériaux du fantôme. Les deux modèles d'identification de tissu dépendent de la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif voxel par voxel. Les méthodes utilisées pour ces déterminations sont par la suite expliquées et appliquées aux images DECT du fantôme. Le modèle de tissu réduit à trois éléments est testé suite à ces déterminations en attribuant une densité et une composition atomique à chaque voxel des matériaux dans les images. Le résultat de l'identification est exporté dans le logiciel de calcul de dose et les distributions résultantes des fantômes hétérogènes sont comparées aux distributions de dose d'un fantôme homogène composé des paramètres de référence du matériel en question et ce pour chaque matériel. La procédure est répétée suivant une identification par le calcul de la distance de Mahalanobis. Cette méthode attribue à chaque voxel un matériel dans une liste constituée de tous les matériaux du fantôme pour lesquels les densités et compositions atomiques sont celles de référence. L'attribution est effectuée en calculant la distance la plus petite entre ce point dans l'espace bidimensionnelle de la densité électronique et du numéro atomique effectif et des distributions ayant comme moyenne les densités électroniques et les numéros atomiques effectifs de référence des matériaux et les déviations standards du plastique du fantôme Gammex (mesurés à partir des images DECT). En résulte une liste de matériaux attribués pour chaque voxel. Cette liste est par la suite exportée dans le logiciel de calcul de dose et les distributions obtenues pour les fantômes hétérogènes sont comparées aux distributions calculées pour les fantômes homogènes constitués des paramètres de référence. La procédure est répétée pour les quatre valeurs de dose.

L'exercice est répété par la suite sur un sous-ensemble de 10 tissus humains. Les images DECT de ces tissus sont virtuellement créées suite à la détermination des moyennes des nombres CT aux deux énergies par la méthode stoechiométrique. Cette méthode empirique est basée sur les mesures du fantôme Gammex. Une distribution de nombre CT est par la suite construite en ajoutant un nombre aléatoire normalement distribué ayant l'écart-type des valeurs de l'eau, mesuré à partir des images du fantôme. Le numéro atomique effectif et la densité électronique sont déterminés à partir de ces résultats avec les mêmes procédures que celles utilisées pour le fantôme Gammex. Le modèle des tissus réduits à trois éléments ainsi que l'attribution de tissu par la distance Mahalanobis sont par la suite appliqués et les listes de matériaux attribués sont exportés dans le logiciel de calcul de dose. Les distributions résultantes sont comparées avec les distributions de dose obtenues avec les paramètres de référence. Finalement, les

avantages et inconvénients reliés aux deux méthodes sont soulignés.

Chapitre 2

Modèle d'identification de tissu réduit à trois éléments

Les tissus humains sont composés d'un maximum de 11 éléments ayant un numéro atomique $Z < 26$, excepté l'élément iode pour lequel $Z = 53$, selon les dernières données disponibles dans la littérature [22]. Il est observé avec ces données que peu d'éléments représentent la quasi-totalité de ces tissus. En effet, 2 à 5 éléments dépendamment du tissu représentent au moins 90% de l'entière composition des tissus. Les concentrations des autres éléments sont peu élevées. Ces éléments sont nommés les éléments de trace dans le reste de ce chapitre.

Il a été démontré que les éléments de trace doivent être inclus dans la modélisation des tissus dans les calculs de dose en curiethérapie avec des photons de faible énergie [53]. En effet, l'absence des éléments de trace dans la modélisation de tissu peut générer une différence de 8% de dose dans le volume recevant 90% de la dose prescrite dans une prostate. Les éléments de trace peuvent être ignorés mais seulement si l'effet de leur absence est inclus dans l'incertitude du calcul de dose. De plus, il a été démontré que la concentration des éléments de trace dans les tissus humains varie dépendamment de l'état clinique du tissu, par exemple la présence et l'état de cellules cancéreuses [54].

Il est donc d'intérêt d'introduire un modèle incorporant la contribution des éléments de trace mais sans les modéliser directement étant donné que leur composition exacte est incertaine. Ce chapitre vise donc à développer un modèle de tissu pour lequel la composition atomique des tissus est réduite à seulement 3 éléments mais fournissant la même dosimétrie que si les paramètres de référence avaient été utilisés. L'intention derrière la construction de ce modèle est son application sur des images cliniques DECT

pour des besoins en curiethérapie où l'identification des tissus est cruciale et parfois erronée étant donné la présence de tissus ayant des paramètres similaires (en termes de densité ou composition atomique), tels que les tissus adipeux et glandulaires dans les seins par exemple.

La construction de ce modèle est inspirée par le modèle *Basis Vector Method* (BVM) rapporté dans la littérature [47, 48]. Ce modèle consiste à exprimer les coefficients d'atténuation linéaire d'un tissu comme la somme pondérée des coefficients de d'atténuation linéaire de deux tissus pour lesquels la dosimétrie est connue. Étant donné que les images DECT fournissent les coefficients d'atténuation linéaire voxel par voxel, le résultat de cette somme peut être appliqué à chaque voxel fournissant une dosimétrie juste à laquelle est reliée une erreur connue. Cette méthode est appropriée pour les algorithmes de calcul de dose acceptant comme entrée les coefficients d'atténuation linéaire. Ceci n'est par contre pas le cas pour les bibliothèques GEANT4 pour lesquelles la densité et composition atomique des matériaux doivent être spécifiées. Une autre stratégie est donc requise et est l'objet de ce chapitre.

Ce chapitre est divisé comme suit. Les paramètres de référence des tissus humains considérés ainsi que les méthodes de calcul de dose sont premièrement présentés. Par la suite, l'essence théorique du modèle de tissu réduit à trois éléments est exposée. Finalement, le développement du modèle suite à des simulations Monte Carlo de déposition de dose est détaillé. En résulte une méthode d'attribution de la densité et de la composition atomique d'un tissu suite à la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif d'un voxel d'une image DECT donnant une dosimétrie équivalente au tissu de référence.

2.1 Paramètres de référence des tissus humains

Les paramètres de référence des tissus utilisés dans ce chapitre proviennent d'une liste de 73 tissus humains [55, 56]. Cette liste est la même que [22] où deux tissus ont été ajoutés, soit une vessie pleine et vide. Celle-ci représente la plus récente liste de tissus humains utilisée en radiothérapie. La densité et la composition atomique de ces tissus sont présentés au Tableau A.1 de l'Annexe A. Un sous-ensemble de 12 tissus a été choisi à partir de cette liste pour le développement du modèle de tissu réduit à trois éléments. Les tissus *Adipose low Z* et *Bone* ont été choisis parce qu'ils correspondent au numéro atomique effectif le moins et le plus élevé respectivement dans cette liste. Les autres tissus ont été choisis pour représenter l'intervalle des numéros atomiques effectifs dans

Tableau 2.1: Composition atomique (%) du sous-ensemble de tissus humains utilisé dans la construction du modèle de tissus réduits à trois éléments [22].

Tissus	Composition atomique (%)											
	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca	Fe
Adipose low Z	11.60	68.10	0.20	19.80	0.10	0.00	0.00	0.10	0.10	0.00	0.00	0.00
Adipose mean Z	11.40	59.80	0.70	27.80	0.10	0.00	0.00	0.10	0.10	0.00	0.00	0.00
Yellow/red marrow	11.00	52.90	2.05	33.50	0.05	0.00	0.05	0.15	0.15	0.10	0.00	0.05
Gland mean Z	10.60	33.20	3.00	52.70	0.10	0.00	0.10	0.20	0.10	0.00	0.00	0.00
Skin mean Z	10.00	20.40	4.20	64.50	0.20	0.00	0.10	0.20	0.30	0.10	0.00	0.00
Prostate A	10.50	8.90	2.50	77.40	0.20	0.00	0.10	0.20	0.00	0.20	0.00	0.00
Muscle mean Z	10.20	14.30	3.40	71.00	0.10	0.00	0.20	0.30	0.10	0.40	0.00	0.00
Urine	11.00	0.50	1.00	86.20	0.40	0.00	0.10	0.00	0.60	0.20	0.00	0.00
Cartilage	9.60	9.90	2.20	74.40	0.50	0.00	2.20	0.90	0.30	0.00	0.00	0.00
Sternum	7.80	31.60	3.70	43.80	0.00	0.10	4.00	0.20	0.10	0.10	8.50	0.10
Ribs 26	6.40	26.30	3.90	43.60	0.10	0.10	6.00	0.30	0.10	0.10	13.10	0.00
Cortical bone	3.40	15.50	4.20	43.50	0.10	0.20	10.30	0.30	0.00	0.00	22.50	0.00

son ensemble tout en évitant des tissus avec un numéro atomique similaire. La densité et composition atomique des tissus choisis sont présentées au Tableau 2.1.

Le numéro atomique effectif et la densité électronique de ces tissus peuvent être analytiquement calculés à partir des compositions atomiques présentées au Tableau 2.1 et de la densité présentée au Tableau 2.2. En effet, les numéros atomiques effectifs Z_{eff} sont calculés à partir des compositions atomiques ω_i grâce à l'équation introduite dans [57],

$$Z_{eff}^{\beta} = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\omega_i Z_i}{A_i} \right) Z_i^{\beta}}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\omega_i Z_i}{A_i} \right)}, \quad (2.1)$$

où A_i et Z_i sont respectivement le nombre de masse et le numéro atomique de l'élément i . Le paramètre β a pour valeur 3.3 comme recommandé par [45] et [58]. La densité électronique des tissus normalisée par la densité de l'eau ρ_e/ρ_e^{eau} est pour sa part aussi calculée à partir des compositions atomiques et de la densité ,

$$\frac{\rho_e}{\rho_e^{eau}} = \frac{\rho}{\rho^{eau}} \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\omega_i Z_i}{A_i} \right)}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\omega_i^{eau} Z_i^{eau}}{A_i^{eau}} \right)}, \quad (2.2)$$

où ρ est la densité du matériel en question et $\rho^{eau} = 1$. Les numéros atomiques effectifs et densités électroniques déterminés à partir des Éqs. (2.1) et (2.2) pour les tissus considérés sont présentés au Tableau 2.2 et représentent les quantités de référence.

Tableau 2.2: Numéro atomique effectif Z_{eff} , densité électronique par rapport à celle de l'eau $\rho_e/\rho_{e,eau}$ et densité ρ (g/cm^3) de référence des tissus.

Tissus	Z_{eff}	$\rho_e/\rho_{e,eau}$	ρ (g/cm^3)
Adipose low Z	6.23	0.93	0.93
Adipose mean Z	6.42	0.95	0.95
Yellow/red marrow	6.74	1.00	1.00
Gland mean Z	7.02	1.01	1.02
Skin mean Z	7.36	1.08	1.09
Prostate A	7.50	1.03	1.04
Muscle mean Z	7.56	1.04	1.05
Urine	7.74	1.02	1.02
Cartilage	8.02	1.08	1.10
Sternum	10.62	1.21	1.25
Ribs 26	11.76	1.35	1.41
Cortical bone	13.63	1.78	1.92

2.2 Méthodes de calcul de la dose

Les distributions de dose sont calculées à partir de simulations Monte Carlo en utilisant le logiciel ALGEBRA [59]. L'algorithme a été modifié par rapport à sa version rapportée dans la littérature pour répondre à nos besoins. Ce logiciel utilise les bibliothèques GEANT4 (version Geant4.9.6.p02). Un volume de calcul constitué de $N = 201 \times 201 \times 201$ voxels cubiques de 1 mm de longueur est placé dans un fantôme cubique homogène d'eau ayant pour volume 1 m³. L'énergie déposée dans chaque voxel est déterminée à partir d'une méthode d'estimation de la longueur du parcours des particules basée sur les coefficients d'atténuation des photons du National Institute of Standards and Technology (NIST) [60]. Le transport des électrons n'est pas simulé étant donné que le volume des voxels est plus grand que la portée de ceux-ci. Une source point est placée au milieu du volume de calcul. Deux spectres d'énergie différents sont utilisés dans ce chapitre. Les distributions de dose sont premièrement acquises à partir du spectre d'énergie d'une source de type SelectSeed I¹²⁵ [61, 62, 63, 64]. Le spectre d'énergie de la source TheraSeed200 Pd¹⁰³ [65, 66, 64] est aussi utilisé dans le but de démontrer que ce modèle peut être construit pour plusieurs sources utilisées en curiethérapie. Chaque calcul de distribution de dose implique le parcours de 500 millions de photons. Il a été vérifié que la moyenne des erreurs statistiques dans une sphère avec un rayon de 2 cm est plus petite que 0.5%.

Les résultats obtenus sont présentés sous la forme de différence de dose voxel par voxel dans une sphère ayant un rayon de 2 cm pour la source d'iode et 1.5 cm pour la

source de palladium (les raisons pour ce choix de rayon sont présentées à la section 2.4). La comparaison des distributions de dose s'effectue comme suit. Une première simulation est effectuée à partir des données de référence des tissus humains considérés. La distribution de dose obtenue est considérée comme étant la distribution de dose de référence. Une seconde simulation est effectuée où la composition des matériaux est déterminée à partir du modèle de tissu réduit à trois éléments (présenté à la section 2.5). La différence de dose dd_k de chaque voxel entre de la distribution de dose résultante dd_k^{tissu} et de la distribution de dose de référence dd_k^{ref} est calculée,

$$dd_k = \left(\frac{dd_k^{tissu}}{dd_k^{ref}} - 1 \right) \times 100[\%]. \quad (2.3)$$

Les résultats sont quantifiés en terme de la moyenne de la différence de dose DD voxel par voxel dans une sphère centrée à la position de la source,

$$DD = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N dd_k, \quad (2.4)$$

où N est le nombre de voxel dans la sphère, ainsi qu'en termes d'écart-type des différences de dose dans la sphère σ_{DD} ,

$$\sigma_{DD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (dd_k - DD)^2}. \quad (2.5)$$

L'objectif du modèle de tissu réduit à trois éléments est de réduire la composition atomique du tissu en question à trois éléments de sorte que la dosimétrie du tissu résultant est équivalente à celle du tissu où les paramètres de référence sont utilisés pour une source donnée et ce à partir de la détermination du numéro atomique effectif et de la densité électronique déterminés à partir des images DECT. Pour ce faire, les concentrations des trois éléments et la densité doivent être déterminées. Ces déterminations sont l'objet des deux sections suivantes.

2.3 Détermination de la densité des tissus réduits

La densité utilisée est déterminée à partir d'une régression linéaire $\rho = a_\rho(\rho_e/\rho_{e,eau}) + b_\rho$ effectuée sur la densité de référence en fonction de la densité électronique de référence.

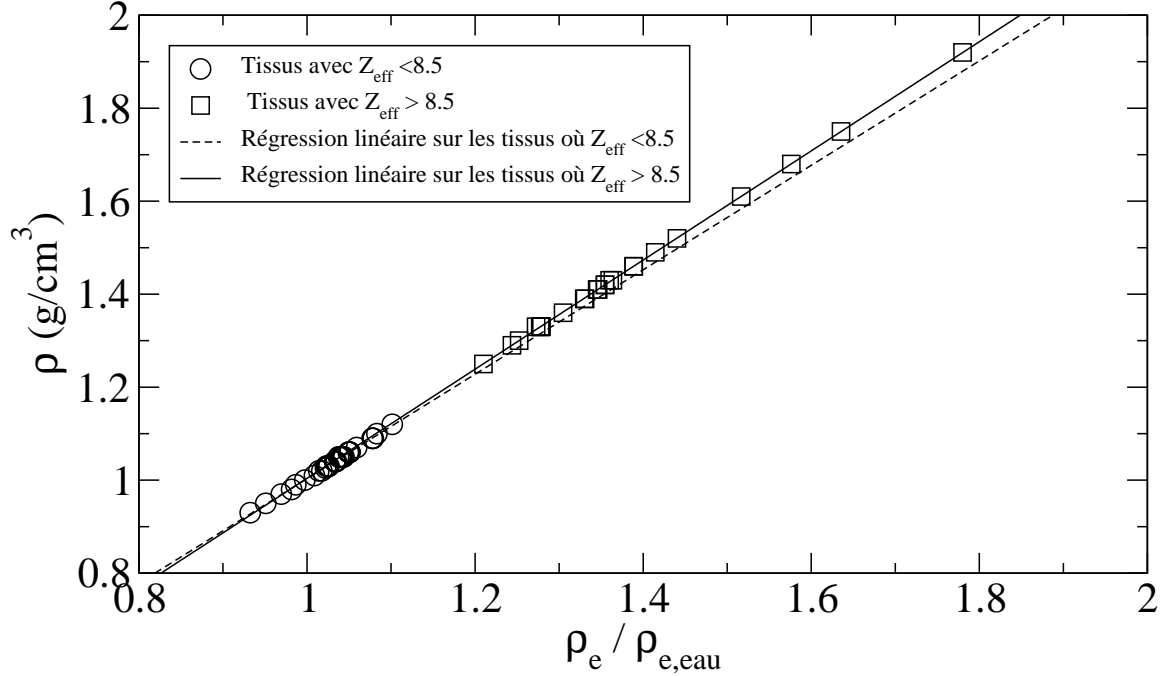


FIGURE 2.1: Régression linéaire de ρ (g/cm^3) versus $\rho_e/\rho_{e,eau}$ pour les tissus où $Z_{eff} < 8.5$ et où $Z_{eff} > 8.5$ pour les 73 tissus humains.

Tableau 2.3: Paramètres a_ρ (g/cm^3) et b_ρ (g/cm^3) des régressions linéaires de ρ (g/cm^3) versus $\rho_e/\rho_{e,eau}$.

	a_ρ (g/cm^3)	b_ρ (g/cm^3)
Tissus où $Z_{eff} < 8.5$	1.1231	-0.11988
Tissus où $Z_{eff} > 8.5$	1.1737	-0.16980

En effet, la densité électronique de chaque voxel des images acquises est *a priori* inconnue mais peut être déterminée avec la méthode de soustraction des énergies [67], méthode qui a été utilisée dans ce mémoire et qui est expliquée au chapitre 3. Cette régression linéaire permet donc la détermination de la densité pour chaque voxel à partir de la détermination de la densité électronique des images DECT. Dans le but d'améliorer la justesse de la détermination de la densité électronique, la liste des 73 tissus humains a été séparée en deux groupes, soit les tissus mous pour lesquels $Z_{eff} < 8.5$ et les tissus denses où $Z_{eff} > 8.5$. Une régression linéaire a été appliquée aux deux groupes et les résultantes sont présentées à la Fig. 2.1. Les valeurs des paramètres a_ρ et b_ρ sont présentés au Tableau 2.3.

2.4 Détermination des concentrations des tissus réduits

Les concentrations de deux des trois éléments, ω_2 et ω_3 , sont déterminées par la conservation des concentrations,

$$\omega_1 + \omega_2 + \omega_3 = 1 , \quad (2.6)$$

et par l'Éq. (2.1). La concentration ω_1 est par la suite variée, ce qui fixe les concentrations ω_2 et ω_3 . S'en suit un calcul de la distribution de dose pour ces tissus réduits pour chaque essai de ω_1 . Les différences de dose entre les distributions résultantes et celles de référence sont par la suite calculées et mise en graphique par rapport à la concentration ω_1 . Une régression linéaire est appliquée et l'équation résultante est utilisée pour déterminer les concentrations pour lesquelles la différence de dose est nulle. Les concentrations ω_1 pour lesquelles la différence de dose est zéro sont par la suite misent en graphique en fonction du numéro atomique effectif de tous les tissus considérés. Une régression linéaire est appliquée à ces données. Le résultat de la régression linéaire peut ensuite être utilisé pour attribuer la concentration ω_1 (et donc ω_2 et ω_3) à partir de la détermination du numéro atomique effectif de chaque voxel des images DECT.

La distribution de dose obtenue avec les paramètres de référence peut être reproduite avec le modèle de tissu réduit à trois éléments. Par contre, le choix des trois éléments est crucial. Une combinaison de trois éléments fonctionne seulement si la différence de dose entre un fantôme homogène constitué d'un seul de ces éléments et un fantôme avec les paramètres de référence d'un tissu en question est positive et que si la différence de dose entre un fantôme homogène constitué d'un des deux autres éléments par rapport au fantôme de référence est négative. En d'autres termes, les distributions de dose résultantes de trois fantômes homogènes constitués respectivement par les trois éléments choisis ne doivent pas résulter en trois différences de dose toutes négatives ou encore toutes positives. Un exemple de cet argument est illustré à la Fig. 2.2 pour les tissus (a) *Adipose low Z* et (b) *Bone* où au moins une différence de dose est positive et une autre est négative provenant de fantôme homogène constitué uniquement d'un seul élément.

Un choix naturel d'élément pour les matériaux avec un Z_{eff} bas sont les éléments H, C et O. En effet, ces éléments constituent plus de 90% de la composition des matériaux considérés. Il est à noter qu'il existe un intervalle de concentration d'hydrogène ω_H pour lesquels les Éqs. (2.1) et (2.6) sont simultanément satisfaites pour un matériel

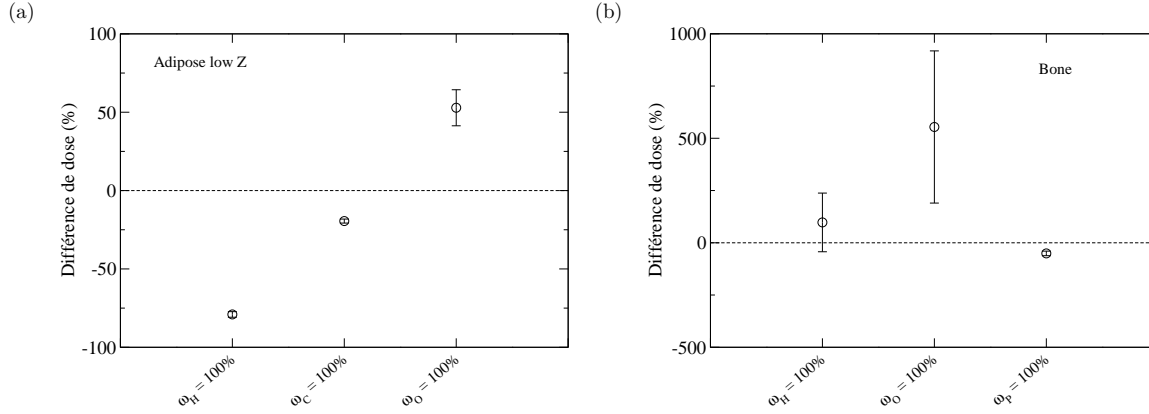


FIGURE 2.2: Différence de dose entre un fantôme homogène constitué d'un seul élément et un fantôme ayant les paramètres de référence pour les tissus (a) *Adipose low Z* et (b) *Bone*.

Tableau 2.4: Intervalle de validité de la concentration d'hydrogène $[\omega_H^{min}, \omega_H^{max}]$ (%) pour lequel les Éqs. (2.1) et (2.6) sont satisfaites pour les tissus considérés.

Tissu	Z_{eff}	Éléments	ω_H^{min} (%)	ω_H^{max} (%)
Adipose low Z	6.23	H,C,O	0.0	39.3
Adipose mean Z	6.42	H,C,O	0.0	34.9
Yellow red marrow	6.74	H,C,O	0.0	27.6
Gland mean Z	7.02	H,C,O	0.0	21.4
Skin mean Z	7.36	H,C,O	0.0	13.6
Prostate A	7.50	H,C,O	0.0	10.7
Muscle mean Z	7.56	H,O,P	9.4	80.7
Urine	7.74	H,O,P	5.6	79.3
Cartilage	8.02	H,O,P	0.0	77.1
Sternum	10.62	H,O,P	0.0	50.9
Ribs 26	11.76	H,O,P	0.0	37.6
Cortical bone	13.63	H,O,P	0.0	15.3

donné (ou pour un Z_{eff} donné). Les intervalles de validité pour lesquels ces conditions sont satisfaites sont présentés au Tableau 2.4 pour les tissus. Les concentrations ω_C et ω_O sont négatives ou plus grandes que 1 si ω_H n'est pas dans cet intervalle. Il est observé que l'intervalle de validité est plus petit alors que le numéro atomique effectif est augmenté. En effet, les éléments H, C et O ne sont plus valides pour un $Z_{eff} > 7.51$ et les éléments H, O, et P ont été choisis pour ce cas.

L'hydrogène a été choisi pour tout Z_{eff} parce qu'il facilite la détermination des concentrations pour lesquelles la distribution de dose acquise avec les tissus réduits représente

le mieux la distribution de dose de référence. En effet, une petite variation de la concentration d'hydrogène résulte en une petite variation de la différence de dose, ce qui n'est pas le cas pour les autres éléments où une variation de leur concentration résulte soit en une grande variation de la différence de dose ou soit en des concentrations qui sont à l'extérieur de l'intervalle de validité. Ceci est principalement dû au fait qu'une variation de la concentration d'hydrogène varie faiblement la contribution des effets Compton et photoélectrique du tissu réduit. Plus la concentration d'hydrogène est réduite, plus la concentration des deux autres éléments est augmentée et donc plus l'effet photoélectrique du tissu réduit est dominant.

L'oxygène est choisi pour tout Z_{eff} pour permettre des études futures sur le rôle de cet élément dans les cellules cancéreuses. En effet, la présence d'oxygène dans les cellules cancéreuses est importante car elle rend les cellules davantage radiosensibles et donc permet une meilleure réponse aux traitements de radiothérapie. Le carbone et le phosphore sont choisis dus à leur abondance dans les tissus humains dépendamment de leur Z_{eff} . D'autres combinaisons d'élément peuvent aussi reproduire la distribution de dose de référence si les conditions par rapport aux différences de dose sont respectées.

La détermination des concentrations pour lesquelles la distribution de dose représente le mieux la distribution de dose de référence est effectuée en variant la concentration d'hydrogène. Un exemple des différences de dose calculées pour trois concentrations d'hydrogène pour le tissu *Adipose low Z* est présenté à la Fig. 2.3. Les différences de dose sont calculées en comparant les deux distributions de dose voxel par voxel. Ce processus est illustré à la Fig. 2.4 pour le tissu *Adipose low Z*. Une régression linéaire est effectuée sur les différences de dose acquises en fonction des concentrations d'hydrogène. Cette courbe est par la suite utilisée pour calculer la concentration d'hydrogène pour laquelle la différence de dose obtenue avec le modèle de tissu réduit est égale à celle de référence.

Le rayon de la sphère dans laquelle la différence de dose est calculée a été varié pour étudier son impact. Les résultats sont présentés à la Fig. 2.5 pour deux tissus humains soit *Adipose low Z* et *Bone* avec une source d'iode. La concentration d'hydrogène pour laquelle les différences de dose sont nulles demeure la même alors que le rayon de la sphère est augmenté jusqu'à 30 mm pour les tissus mous, tel que démontré pour le tissu *Adipose low Z*. L'écart-type des différences de dose augmente par contre alors que le rayon de la sphère est augmenté. Ceci est causé par l'effet de la chute de dose par rapport à la distance. Ceci est démontré plus clairement pour le tissu *Bone*. En effet, la chute de

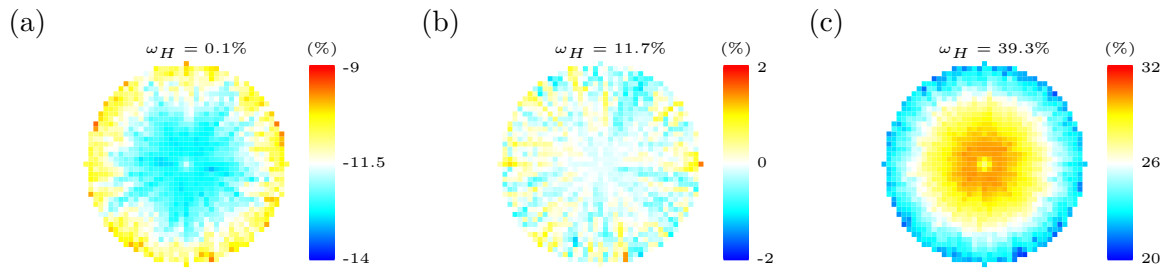


FIGURE 2.3: Différence de dose (%) de la couche située dans le plan $z = 0$ de la sphère pour trois concentrations d'hydrogène ω_H (%) [$\omega_H = 0.1$ % (a), $\omega_H = 11.7$ % (b) et $\omega_H = 39.3$ % (c)] pour le tissu *Adipose low Z*.

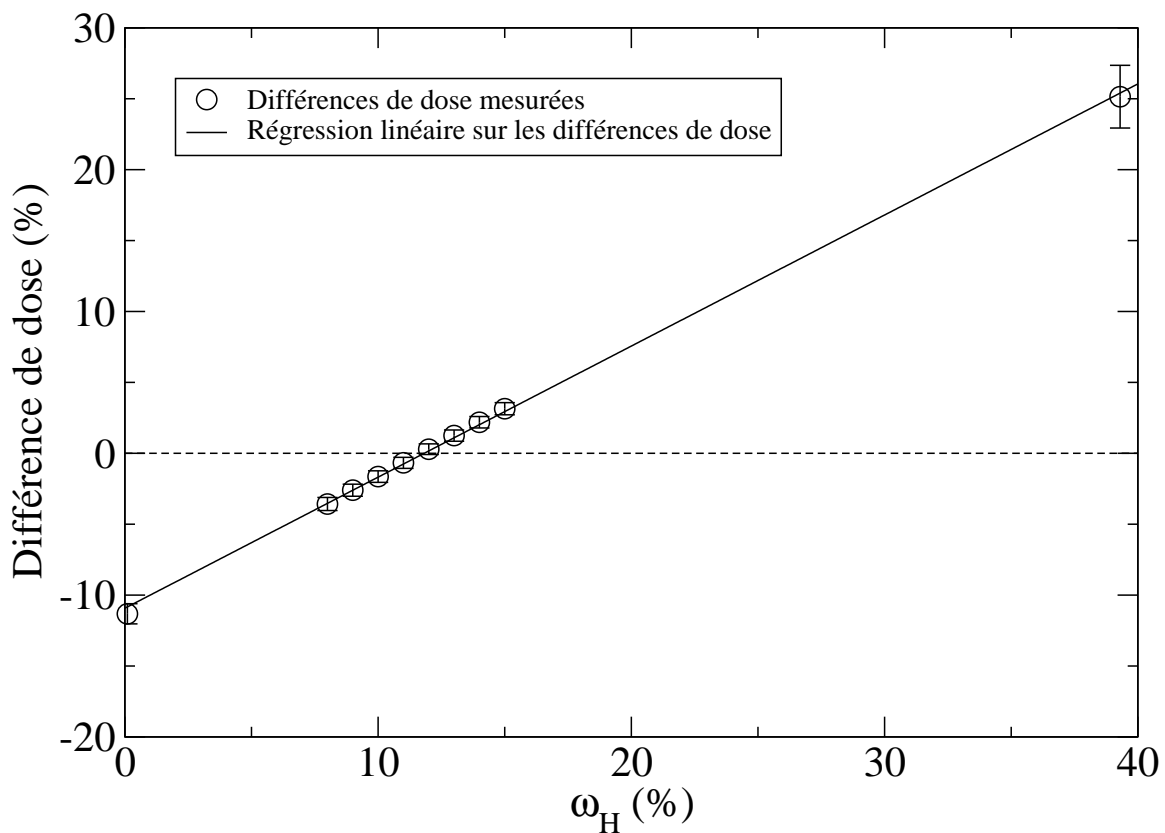


FIGURE 2.4: Différence de dose (%) en fonction de la concentration d'hydrogène ω_H (%) pour le tissu *Adipose low Z*.

dose est très rapide pour ce matériel due à sa densité ce qui peut causer une erreur dans la détermination des concentrations d'hydrogène pour lesquelles les différences de dose sont nulles. En effet, on remarque à partir de cette figure que la concentration n'est plus constante avec un rayon de 30 mm. Les écart-types augmentent de manière non-linéaire avec le rayon de la sphère pour le tissu *Bone*. En effet, la dose déposée est très petite

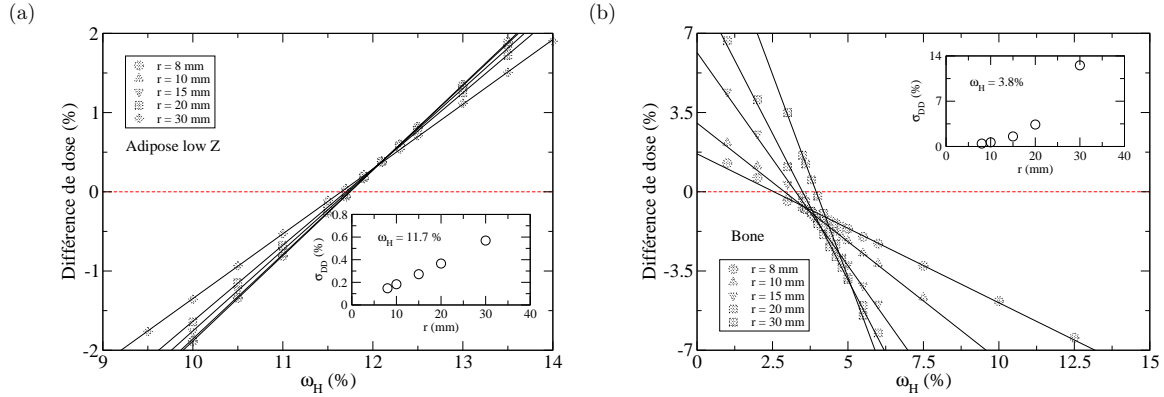


FIGURE 2.5: Différence de dose (%) en fonction de la concentration d'hydrogène ω_H (%) alors que le rayon (mm) de la sphère est varié avec une source d'iode pour 2 tissus humains soit *Adipose low Z* (a) et *Bone* (b). Les courbes sont les régressions linéaires appliquées sur les données. Les sous-graphiques présentent les écart-types des différences de dose alors que le rayon de la sphère r (mm) varie pour $\omega_H = 11.7\%$ dans le cas du tissu *Adipose low Z* et pour $\omega_H = 3.8\%$ dans le cas du tissu *Bone*.

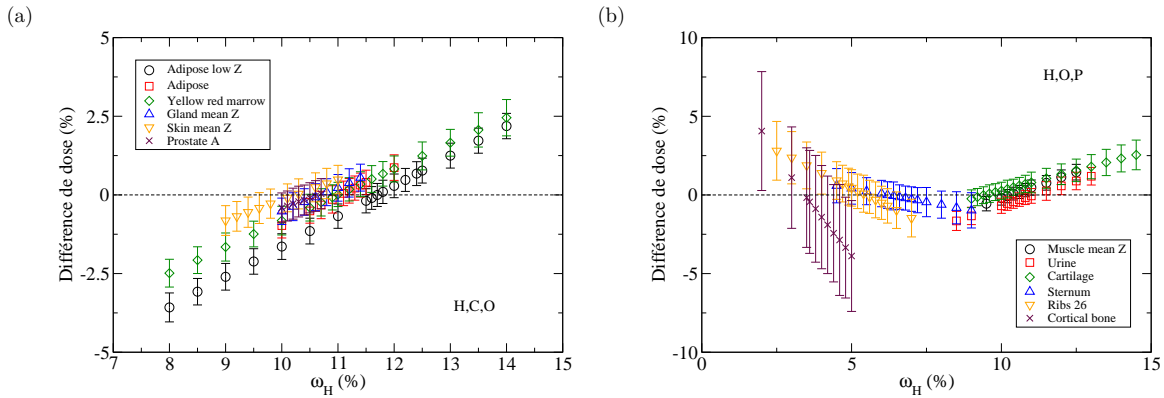


FIGURE 2.6: Différence de dose (%) en fonction de la concentration d'hydrogène ω_H (%) pour les tissus avec une source d'iode avec les éléments H,C,O (a) et H,O,P (b) utilisées pour effectuer les régressions linéaires.

à de grandes distances (> 20 mm pour ce matériel) et les différences locales de dose sont donc très élevées. Suite à ces observations, le rayon de la sphère dans laquelle les différences de dose sont calculées est fixé à 20 mm pour les 12 tissus humains considérés avec une source d'iode. Les différences de dose utilisées pour effectuer les régressions linéaires pour les 12 tissus sont présentées à la Fig. 2.6.

L'exercice a été répété pour les tissus humains avec une source point dont le spectre d'énergie est celui du palladium. Le rayon de la sphère dans lequel les différences de dose sont calculées a aussi été varié et les résultats sont présentés à la Fig. 2.7 pour les

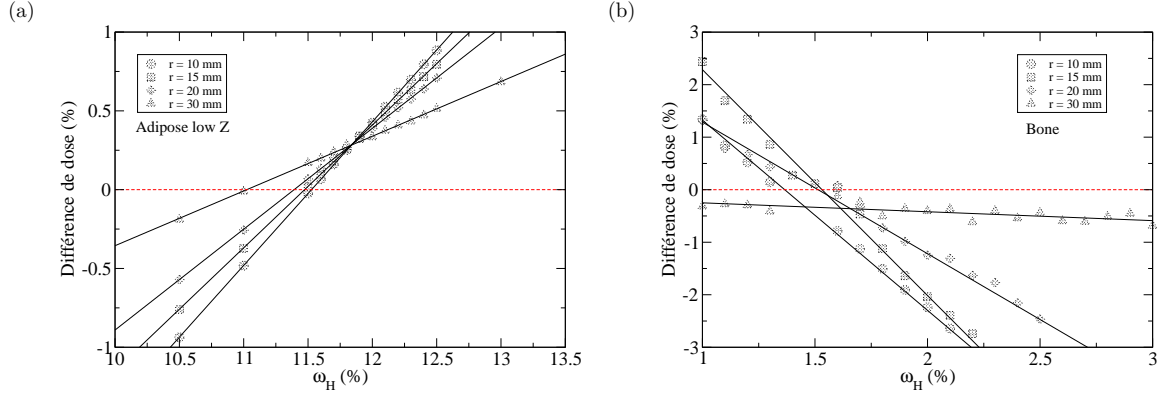


FIGURE 2.7: Différence de dose (%) en fonction de la concentration d'hydrogène ω_H (%) alors que le rayon (mm) de la sphère est varié pour 2 tissus humains avec une source de palladium soit *Adipose low Z* (a) et *Bone* (b). Les courbes sont les régressions linéaires appliquées sur les données.

tissus *Adipose low Z* et *Bone*. On remarque à partir de ces figures que les différences de dose doivent être calculées dans une sphère ayant un rayon plus petit que lorsque comparé avec les résultats obtenus avec la source d'iode. En effet, l'énergie moyenne du palladium ($\bar{E}_{Pd} = 20.74$ keV) est plus petite que l'énergie moyenne de l'iode ($\bar{E}_I = 28.37$ keV) [24] et donc l'effet photoélectrique est davantage dominant pour cette première source. L'atténuation est donc plus importante à de petites distances par rapport à une source d'iode. Ceci est apparent pour le tissu *Bone* où la concentration d'hydrogène pour laquelle la différence de dose est nulle dans une sphère avec un rayon de 20 mm est significativement plus basse que les concentrations d'hydrogène où le rayon de la sphère est de 10 mm ou 15 mm. Le cas où le rayon de la sphère est de 30 mm pour ce matériel est intéressant. En effet, le rayon de la sphère est tellement large que la moyenne de la différence de dose est dominée par le bruit. En résulte des différences de dose toutes négatives et la détermination de la concentration d'hydrogène pour laquelle la différence de dose est nulle ne peut être effectuée. Un rayon de 15 mm a donc été utilisé pour la source de palladium. Les concentrations d'hydrogène pour lesquelles les différences de dose sont zéros peuvent aussi être déterminées avec une source de palladium. L'on conclut donc que la méthode des tissus réduits à trois éléments peut être construite avec ce spectre d'énergie. De plus, il est attendu que ce modèle peut aussi être construit avec d'autres sources utilisées en curiethérapie, tel que Ir^{192} , ou encore avec d'autres particules, par exemple avec des protons.

Tableau 2.5: Paramètres a_H (%) et b_H (%) des régressions linéaires de ω_H (%) versus Z_{eff} .

	a_H (%)	b_H (%)
Tissus où $Z_{eff} < 7.51$	-1.067	18.307
Tissus où $Z_{eff} > 7.51$	-1.094	18.867

2.5 Modèle de tissu réduit à trois éléments

Les concentrations d'hydrogène pour lesquelles la différence de dose est nulle sont présentées à la Fig. 2.8 en fonction du numéro atomique effectif des tissus considérés. Il est à noter que les concentrations d'hydrogène obtenues pour les tissus humains avec le spectre d'énergie du palladium sont plus petites que celles obtenues avec le spectre d'énergie de l'iode. Ce comportement s'explique par les spectres d'énergie des deux sources caractérisés par leurs énergies moyennes. En effet, l'énergie moyenne du palladium est plus petite que l'énergie moyenne de l'iode (tel que mentionné auparavant) et l'effet photoélectrique est dominant pour cette première source. Ceci se traduit par une distribution de dose de référence plus élevée à petites distances obtenue avec une source de palladium plutôt qu'avec une source d'iode pour le même tissu. Pour reproduire donc cette distribution de dose, la concentration des éléments contribuant le plus à l'effet photoélectrique (Z élevé) doit donc être plus élevée en utilisant une source de palladium plutôt qu'une source d'iode. Dans le cas des tissus denses (Z_{eff} élevé) par exemple, les concentrations d'oxygène et de phosphore sont donc plus élevées et par le fait même la concentration d'hydrogène plus basse.

Des régressions linéaires de type $\omega_H = a_H Z_{eff} + b_H$ ont été effectuées sur les concentrations d'hydrogène pour lesquelles les différences de dose sont nulles par rapport au numéro atomique effectif des tissus avec une source d'iode pour les éléments H,C,O et H,O,P respectivement. Ces régressions sont présentées à la Fig. 2.9. Les deux régimes sont séparés par $Z_{eff} = 7.51$ pour des raisons d'intervalle de validité, tel qu'expliqué à la section 2.4. Les paramètres a_H et b_H impliqués dans ces régressions sont présentés au Tableau 2.5.

Les résultats présentés aux Tableaux 2.3 et 2.5 sont les paramètres essentiels du modèle de tissus réduits à trois éléments. Ces paramètres utilisés avec les équations linéaires permettent l'attribution d'une composition atomique et d'une densité à chaque voxel des images DECT suivant la détermination de la densité électronique et le numéro atomique effectif lorsqu'une source d'iode est utilisée. Ce modèle est appliqué à une

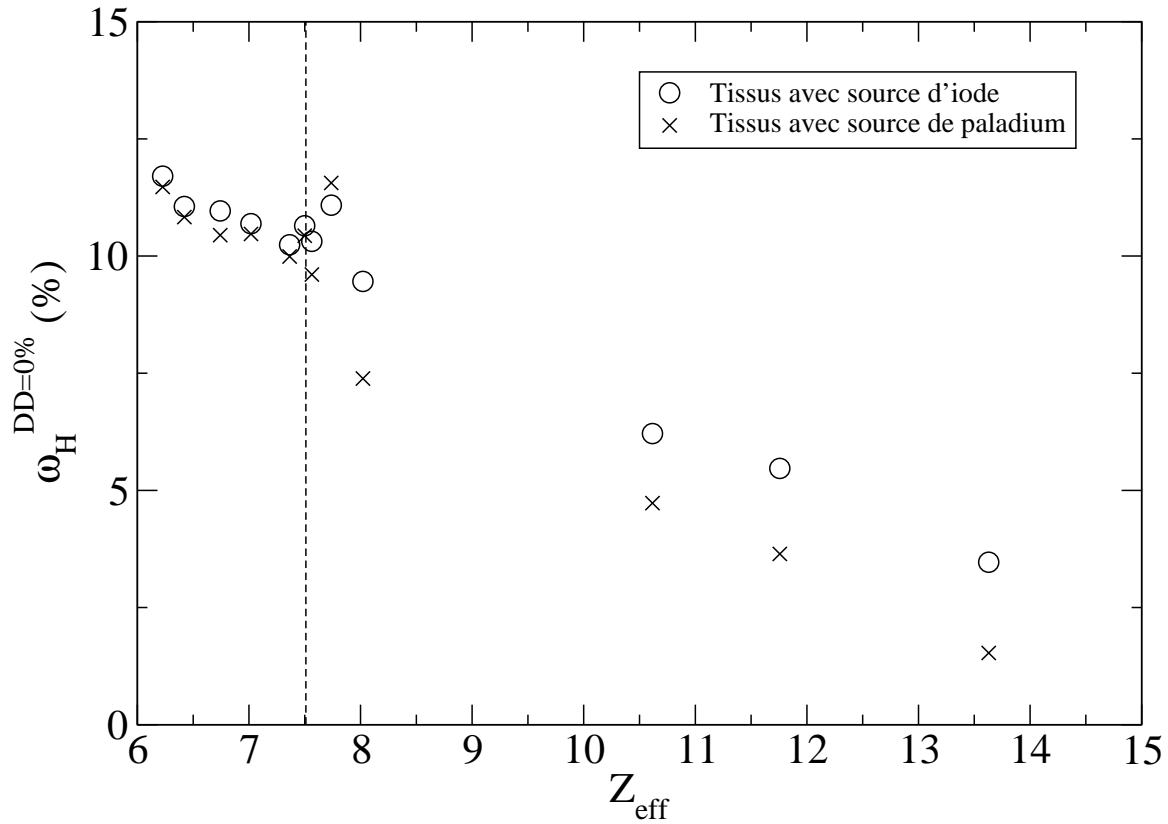


FIGURE 2.8: Concentration d'hydrogène $\omega_H^{DD=0\%}$ (%) où la différence de dose est nulle en fonction du numéro atomique effectif Z_{eff} pour les tissus avec une source d'iode et de palladium. La ligne en tiret est placée à $Z_{eff} = 7.51$ et sépare les régions où les éléments H,C,O et H,O,P sont utilisés.

série d'images DECT acquise expérimentalement dans le chapitre suivant et comparé à une autre méthode d'identification de tissu rapportée dans la littérature.

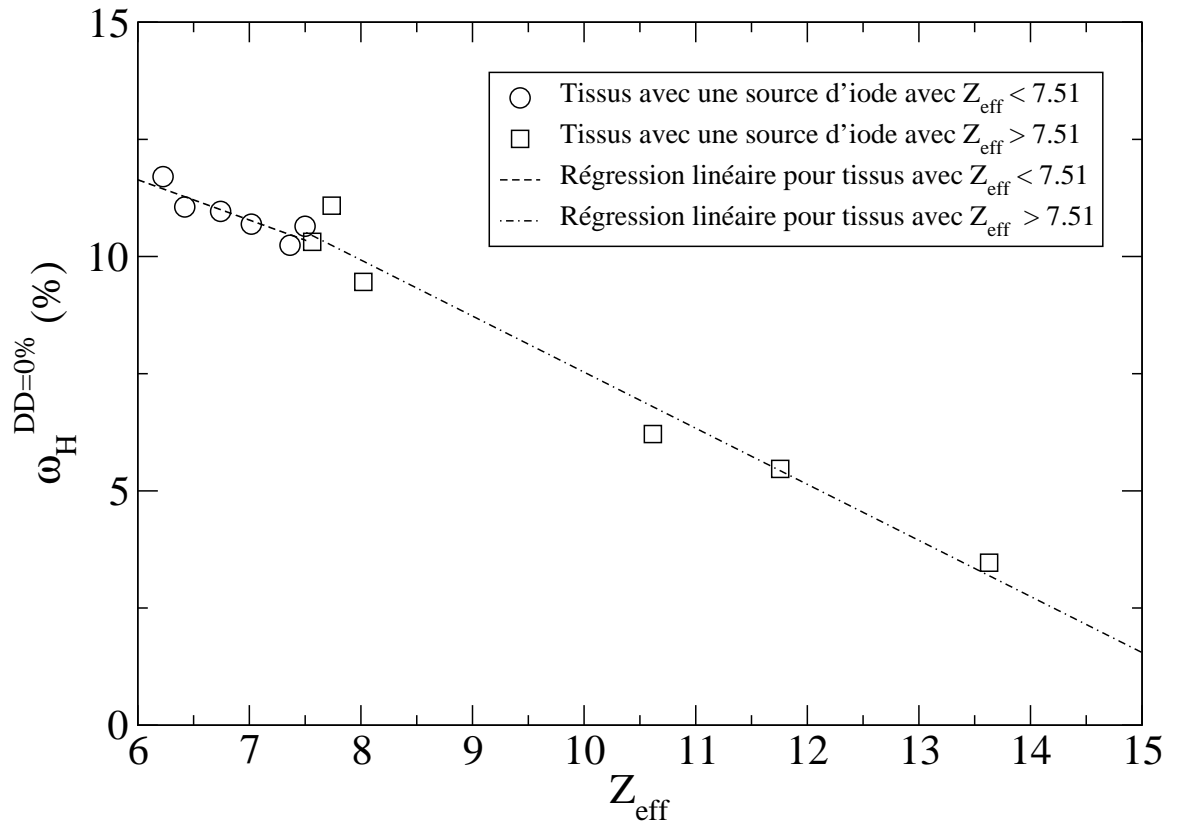


FIGURE 2.9: Régressions linéaires appliquées sur les concentrations d'hydrogène pour lesquelles la différence de dose est nulle $\omega_H^{DD=0\%}$ (%) en fonction du numéro atomique effectif Z_{eff} pour les tissus avec une source d'iode.

Chapitre 3

Applications du modèle de tissu réduit à trois éléments

Le modèle d'identification de tissu réduit à trois éléments développé au chapitre 2 est appliqué sur des images DECT de fantôme acquises cliniquement dans ce chapitre. En effet, le modèle est testé sur des images acquises suite au scan d'un fantôme de calibration et sur des tissus humains pour lesquels les nombres CT ont été déterminés empiriquement à partir des mesures effectuées sur les images du fantôme de calibration. Les résultats du modèle de tissu réduit à trois éléments sont comparés avec une méthode d'identification déjà existante dans la littérature, soit l'identification des matériaux par la distance de Mahalanobis [51].

Les détails liés à l'obtention des images DECT sont premièrement exposés. L'application des deux modèles d'identification des matériaux dépendent de la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif de chaque voxel. La détermination de ceux-ci est exposée et les résultats sur les images acquises sont présentés. Par la suite, la méthode d'identification de tissu par le calcul de Mahalanobis est expliquée. Les deux modèles sont premièrement appliqués directement sur les voxels des images DECT du fantôme de calibration et les résultats sont présentés en termes de différence de dose obtenue suite à des simulations Monte Carlo en utilisant une source point avec le spectre d'énergie de l'iode. Les deux modèles sont par la suite appliqués à des tissus humains. Les distributions de dose résultantes des deux modèles d'identification de tissu sont calculées et présentées. Finalement, les deux modèles sont comparés en termes de justesse des résultats et d'implémentation clinique.

Tableau 3.1: Matériaux du fantôme de calibration Gammex RMI 467. Le numéro atomique effectif Z_{eff} , la densité électronique par rapport à celle de l'eau $\rho_e/\rho_{e,eau}$, la densité ρ (g/cm^3) ainsi que la composition atomique des tissus (%) sont présentés.

Matériel	Z_{eff}	$\rho_e/\rho_{e,eau}$	ρ (g/cm^3)	Composition atomique (%)								
				H	C	N	O	Mg	Al	P	Cl	Ca
BrainSR2	6.09	1.05	1.05	10.83	72.54	1.69	14.86	0.00	0.00	0.00	0.08	0.00
AdiposeAP6	6.21	0.93	0.95	9.06	72.29	2.25	16.27	0.00	0.00	0.00	0.13	0.00
BreastBR12	6.93	0.96	0.98	8.59	70.10	2.33	17.90	0.00	0.00	0.00	0.13	0.95
Water	7.48	1.00	1.00	11.20	0.00	0.00	88.80	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Solid Water	7.74	0.99	1.02	8.00	67.29	2.39	19.87	0.00	0.00	0.00	0.14	2.31
Liver	7.74	1.06	1.10	8.06	67.01	2.47	20.01	0.00	0.00	0.00	0.14	2.31
BoneIB3	10.42	1.09	1.13	6.67	55.65	1.96	23.52	0.00	0.00	3.23	0.11	8.86
BoneB200	10.42	1.10	1.15	6.65	55.51	1.98	23.64	0.00	0.00	3.24	0.11	8.87
CB2-30%	10.90	1.28	1.33	6.68	53.47	2.12	25.61	0.00	0.00	0.00	0.11	12.01
CB2-50%	12.54	1.47	1.56	4.77	41.61	1.52	32.00	0.00	0.00	0.00	0.08	20.02
Bone SB3	13.64	1.69	1.82	3.41	31.41	1.84	36.50	0.00	0.00	0.00	0.04	26.80

3.1 Acquisition d'images DECT d'un fantôme de calibration

Les modèles d'identification des tissus sont testés à partir d'images acquises grâce à un tomodensitomètre à double énergie (Siemens SOMATOM Definition FLASH, Siemens Medical, Forchheim, Germany) opéré à 80 kVp et 140 kVp. Le fantôme de calibration Gammex RMI 467 (Gammex, Middleton, WI) a été scanné avec quatre paramètres différents de $CTDI_{vol}$, soit 15 mGy, 20 mGy, 25 mGy et 30 mGy. La densité et composition atomique des matériaux du fantôme ont été fournies par le manufacturier et sont présentées au Tableau 3.1. Le numéro atomique effectif et la densité électronique présentés dans ce tableau sont calculés respectivement à partir des Éqs. (2.1) et (2.2). Les matériaux *Lung300* et *Lung450* généralement inclus comme matériaux standards du fantôme Gammex n'ont pas été considérés dans cette analyse étant donné que leur identification peut se faire de manière très simple étant donné leurs faibles densités. Les images ont été reconstruites avec la méthode de reconstruction itérative *sinogram affirmed iterative reconstruction* (SAFIRE) avec un niveau 5 et une épaisseur de coupe de 3 mm. Il a été vérifié que la méthode de reconstruction SAFIRE n'affecte pas la moyenne des nombres CT dans la région d'intérêt choisie mais plutôt réduit l'écart-type, c'est-à-dire réduit le niveau de bruit dans les images [68]. La valeur du pas a été maintenu constante à 0.4 pour toutes les acquisitions. Il est important que le pas soit relativement élevé pour ne pas que certaines parties du fantôme soit scannées à de multiples reprises et donc modifie la valeur moyenne des nombres CT par rapport aux valeurs de dose. Il a été vérifié qu'avec le scanner utilisé, toutes valeurs de pas supérieures à 0.2 sont

correctes. Les régions d'intérêt choisies couvrent 90% des matériaux du Gammex RMI 467. Cinq coupes situées à la moitié du fantôme sont considérées pour chaque image ce qui fournit environ 3380 pixels pour chaque matériel. Les images d'une coupe utilisées lors de l'analyse pour les deux énergies ainsi que les quatre doses sont présentées à la Fig. 3.1 alors que les régions d'intérêts ainsi que les noms de matériaux sont présentés à la Fig. 3.2. La moyenne des nombres CT ainsi que leurs écart-types sont présentés à la Fig. 3.3. Il est démontré qu'une augmentation de la dose n'affecte pas la moyenne des nombres CT mais plutôt réduit leurs écart-types et donc le niveau de bruit dans les images, tel qu'attendu.

3.2 Détermination de ρ_e et Z_{eff} à partir d'image DECT

La première étape pour l'application des modèles d'identification de tissu est la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif d'un matériel à partir des images acquises avec le tomodensitomètre à double énergie. Deux méthodes existent dans la littérature pour effectuer ces déterminations, soit la méthode spectrale [15] et la méthode de soustraction des énergies [67] utilisée en tandem avec la méthode de calibration [69]. La méthode spectrale utilise une approximation du spectre des énergies pour résoudre itérativement la densité électronique ainsi que le numéro atomique effectif. Plusieurs incertitudes sont reliées à cette méthode dues au fait que les spectres d'énergie ainsi que la réponse du détecteur doivent être connus *a priori*. Cette méthode n'a donc pas été considérée dans ce mémoire. La méthode de soustraction des énergies, fournissant la densité électronique, et la méthode de calibration, fournissant le numéro atomique effectif, reposent sur une calibration effectuée sur des images DECT acquises en clinique. Ces deux méthodes ont été utilisées dans ce mémoire et sont détaillées dans cette section.

3.2.1 Détermination de ρ_e

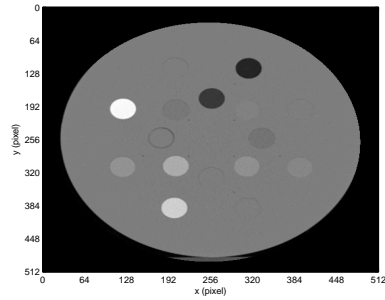
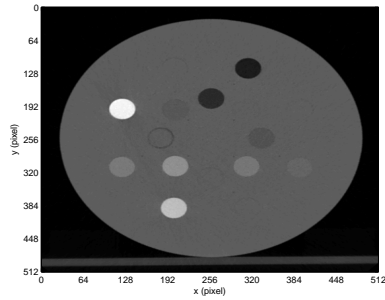
Une méthode simple pour la détermination de la densité électronique a été proposée dans [67]. Cette méthode est inspirée par le fait que la densité électronique peut être exprimée comme étant la soustraction pondérée des coefficients d'atténuation linéaire à deux énergies différentes [70]. Une quantité représentant la soustraction pondérée des nombres CT aux deux énergies ΔHU est introduite

$CTDI_{vol}$

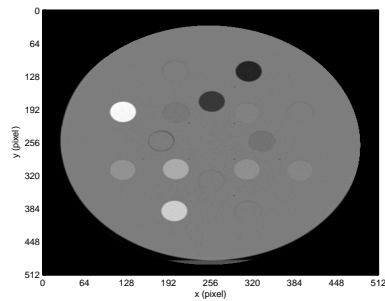
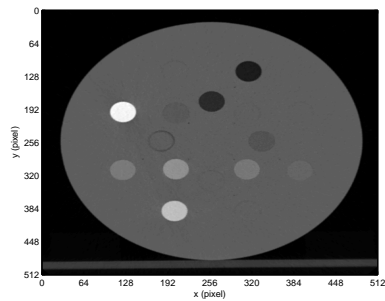
80 kVp

140 kVp

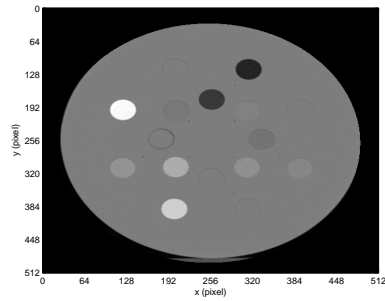
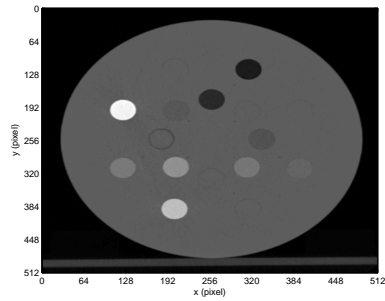
15 mGy



20 mGy



25 mGy



30 mGy

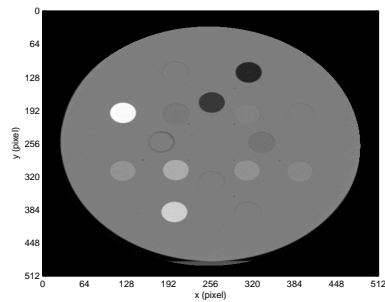
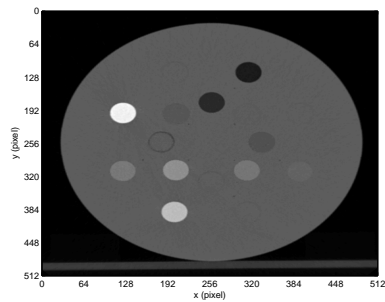


FIGURE 3.1: Images DECT du fantôme de calibration Gammex RMI 467 d'une coupe utilisée pour les deux énergies (80 kVp et 140 kVp) aux quatre valeurs de dose utilisées.

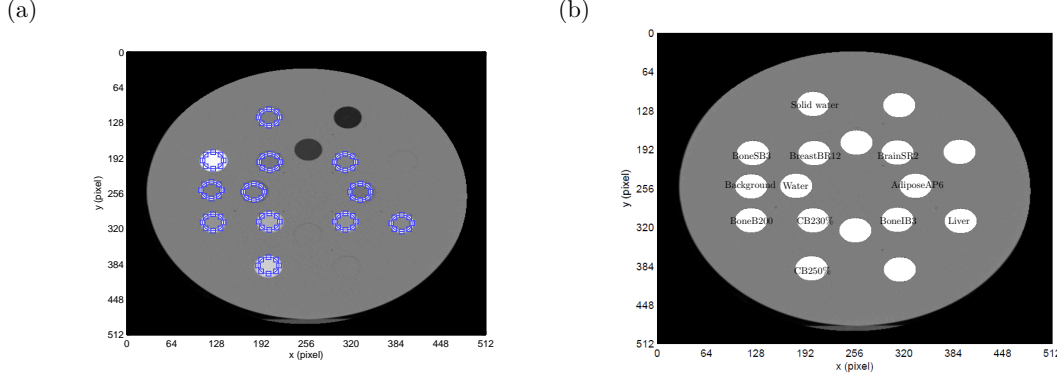


FIGURE 3.2: Régions d'intérêt des matériaux du fantôme Gammex RMI 467 utilisées (a) ainsi que les noms des matériaux du fantôme Gammex (b).

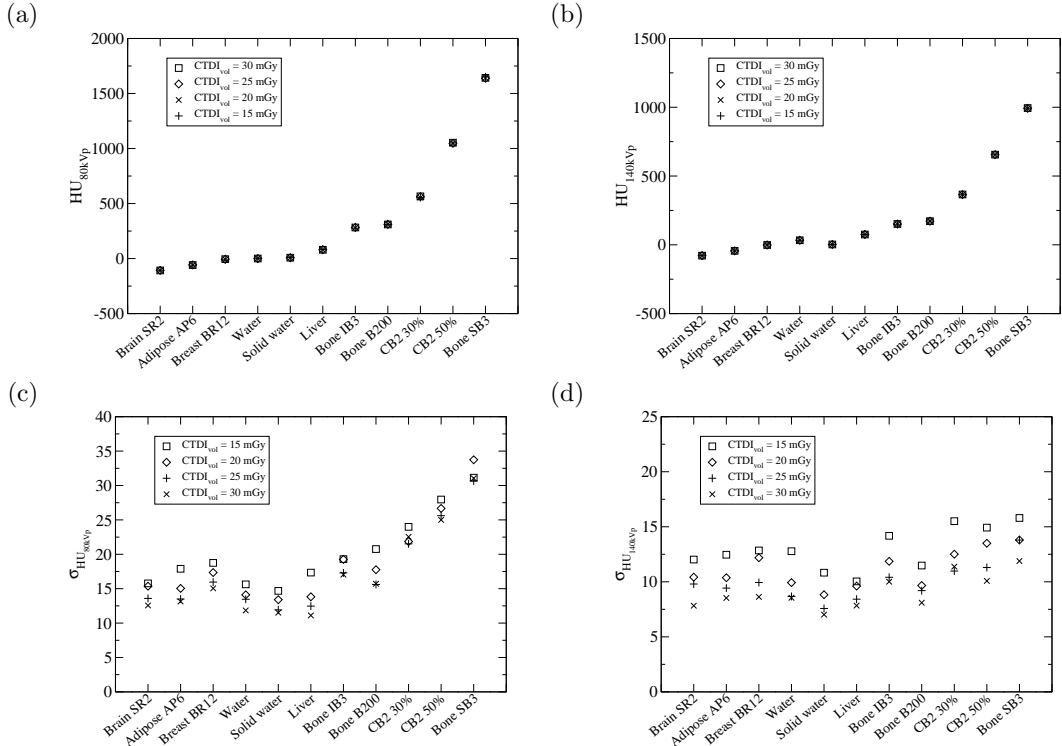


FIGURE 3.3: Moyenne des nombres CT acquis à 80 kVp (a) et 140 kVp (b) ainsi que leurs écart-types (c) et (d) pour les 11 matériaux du fantôme Gammex RMI 467.

$$\Delta HU = (1 + \alpha)HU_H - \alpha HU_L, \quad (3.1)$$

où HU_H et HU_L sont les nombres CT exprimés en unité de Hounsfield pour la haute et basse énergie respectivement et où $\alpha \in [0, 1]$ est le facteur de pondération. La densité électronique ρ_e est par la suite déterminée en assumant une relation de la forme

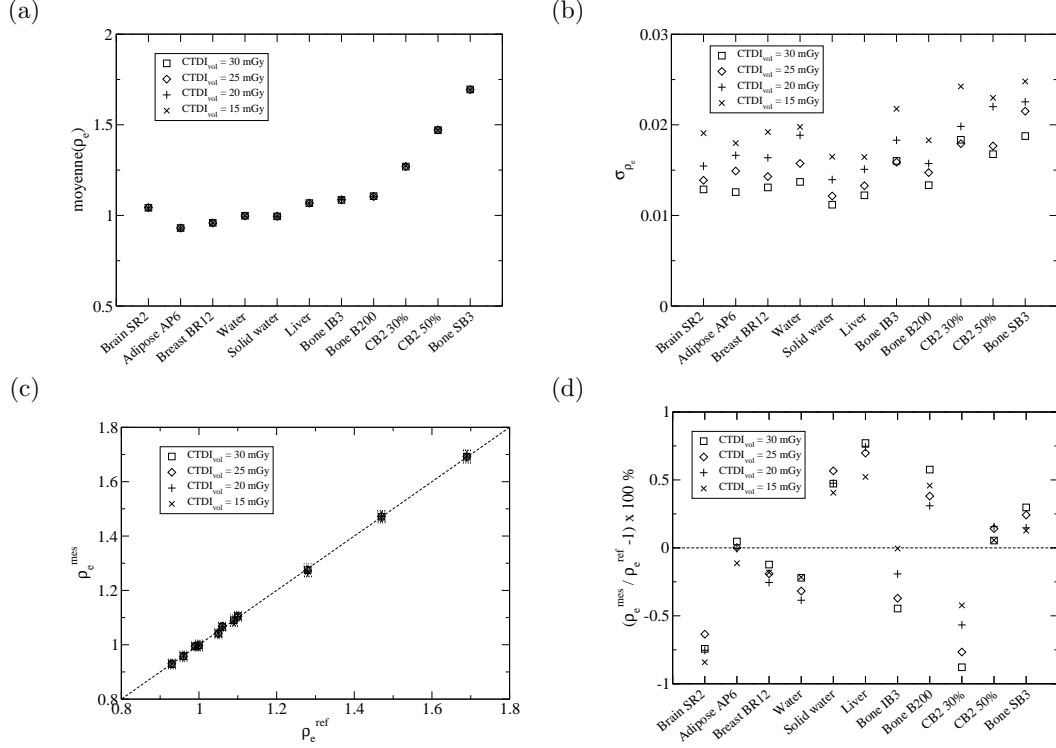


FIGURE 3.4: Moyennes des densités électroniques (a) ainsi que leurs écart-types σ_{ρ_e} (b) mesurés à partir des images DECT pour les 4 valeurs de $CTDI_{vol}$ et pour tous les matériaux du fantôme Gammex. La comparaison entre les valeurs mesurées ρ_e^{mes} et de référence ρ_e^{ref} est aussi présentée (c) ainsi que que la différence relative entre les deux (d).

$$\rho_e = \frac{\Delta HU}{1000} + 1. \quad (3.2)$$

Il a été démontré que le facteur de pondération α est un paramètre indépendant du type de matériel [67]. Ce facteur est donc spécifique au tomодensitomètre seulement et peut être déterminé comme suit. Supposons que les nombres CT aux deux énergies de différents matériaux sont disponibles pour lesquels la densité électronique de référence est connue. L'équation (3.1) est déterminée en variant le paramètre α . Pour chaque paramètre α tenté, un estimé de la densité électronique est ajusté par rapport à la densité électronique calibrée ρ_e^{cal} comme suit,

$$\rho_e^{cal} = a_s \frac{\Delta HU}{1000} + b_s. \quad (3.3)$$

où a_s et b_s sont des constantes d'ajustement de courbe. Le coefficient de détermination

Tableau 3.2: Paramètres a_s , b_s et α de l'Éq. (3.3) calculés par une régression linéaire par la méthode de soustraction des énergies pour la détermination de la densité électronique pour les 4 valeurs de CTDI_{vol} utilisées. Le coefficient de corrélation est $R^2 > 0.999$ pour les 4 régressions linéaires.

CTDI_{vol} (mGy)	a_s	b_s	α
15	1.021	0.9941	0.475
20	1.010	0.9944	0.464
25	1.012	0.9947	0.467
30	1.025	0.9950	0.479

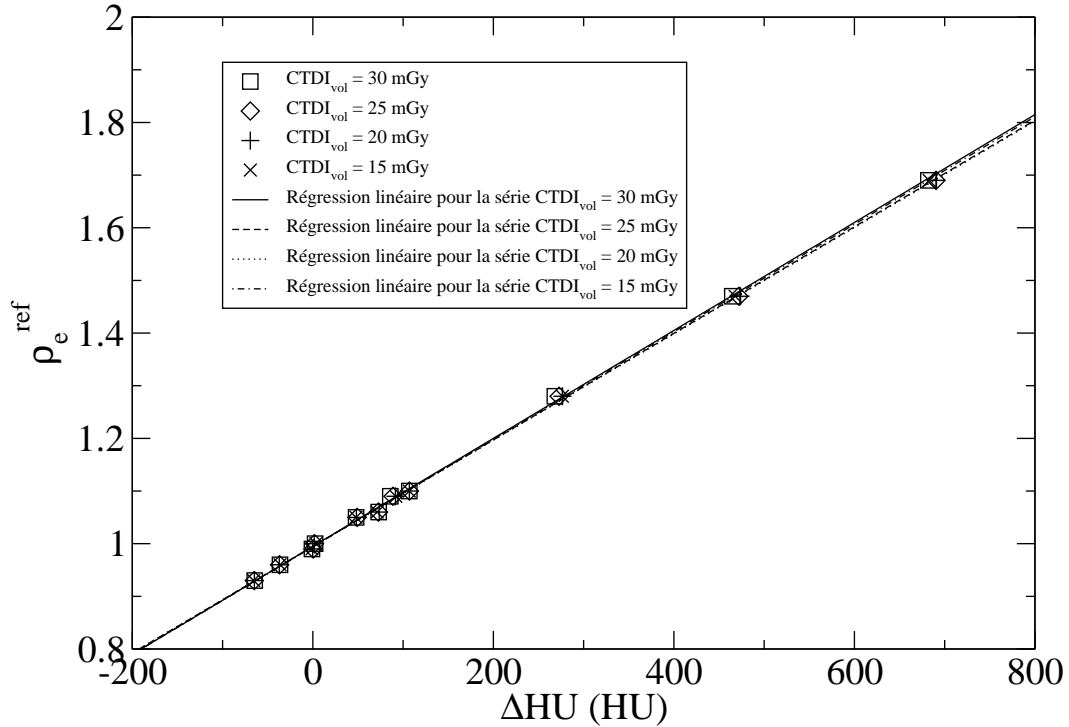


FIGURE 3.5: Densité électronique de référence ρ_e^{ref} en fonction de ΔHU (HU) (tel que déterminé à l'Éq. (3.1)) pour les matériaux du fantôme Gammex. Les régressions linéaires effectuées pour la détermination de la densité électronique sont présentées. Les paramètres des régressions sont présentés au Tableau 3.2.

r^2 est déterminé et le paramètre optimal α est choisi comme étant celui pour lequel r^2 est maximal. Les paramètres a_s , b_s et α ainsi déterminés fournissant $\rho_e^{cal} = \rho_e$ peuvent donc être utilisés pour attribuer une densité électronique à chaque voxel d'une image DECT.

Cette méthode a été appliquée au fantôme Gammex RMI 467 et les paramètres déterminés pour chaque valeur de CTDI_{vol} sont présentés au Tableau 3.2. Les régressions

linéaires sont présentées à la Fig. 3.5. Les paramètres a_s et b_s ont été déterminés pour chaque valeur de $CTDI_{vol}$ pour démontrer que les régressions résultantes sont similaires. Il est à noter que ces paramètres ne devraient pas dépendre de la dose en théorie et donc toutes les séries auraient aussi pu être utilisées dans le but d'effectuer une seule régression linéaire. Les moyennes et les écart-types des densités électroniques des matériaux du fantôme Gammex ainsi que la comparaison entre les valeurs mesurées et de référence sont présentés à la Fig. 3.4. L'augmentation de la dose réduit le niveau de bruit dans les images ce qui a pour effet de réduire l'écart-type de la densité électronique comme présenté à la Fig. 3.4 (b). Ceci est vrai pour tous les matériaux du fantôme Gammex excepté pour le matériel *CB230%* pour lequel l'écart-type obtenu à 25 mGy est plus petit que celui obtenu à 30 mGy. La différence relative entre les deux est très petite et peut être considérée comme étant du même ordre. La différence entre les valeurs mesurées et de référence est très petite pour tous les matériaux considérés. En effet, les différences relatives sont toutes plus petites que 1% dans tous les cas.

3.2.2 Détermination de Z_{eff}

La détermination du numéro atomique effectif d'un voxel d'une image DECT est effectuée à partir d'une méthode de paramétrisation du ratio des coefficients d'atténuation linéaire obtenus à haute et basse énergie. Cette méthode est introduite dans [69]. Cette procédure est inspirée par la paramétrisation du coefficient d'atténuation linéaire μ d'un matériel ayant une densité ρ , un numéro atomique Z et un nombre de masse A à une énergie E ,

$$\mu = \rho N_A \frac{1}{A} [Z K^{KN}(E) + Z^n K^{RAY}(E) + Z^m K^{PE}(E)], \quad (3.4)$$

où K^{KN} est le coefficient de Klein-Nishina, K^{RAY} est la contribution des collisions élastiques et la correction pour les collisions inélastiques et K^{PE} est la contribution photoélectrique de l'atténuation [71]. Les exposants n et m ont pour valeur 2.86 et 4.62 respectivement. La méthode repose sur l'hypothèse que le numéro atomique Z dans l'Éq. (3.4) peut être remplacé par le numéro atomique effectif d'un matériel Z_{eff} et que le ratio (Z_{eff}/A) peut être approximé comme étant constant pour les tissus humains. Sous ces conditions, l'Éq. (3.4) peut être réécrite sous la forme

$$\mu_E \approx \rho N_A [A_E + B_E Z_{eff}^{n-1} + C_E Z_{eff}^{m-1}], \quad (3.5)$$

où μ_E correspond à la moyenne de l'atténuation linéaire mesuré par un tomodensitométrètre à une énergie E . Les constantes A_E , B_E et C_E sont la réponse moyenne en énergie des facteurs K dans l'Éq. (3.4) et sont dépendantes de l'énergie E . En prenant le ratio $(\mu_{E,H}/\mu_{E,H,eau})$ à haute énergie et $(\mu_{E,L}/\mu_{E,L,eau})$ à basse énergie, l'on obtient

$$\mu_E|_H^L = \frac{\mu_{E,H}}{\mu_{E,L}} = \frac{A_{E,L} + B_{E,L}Z_{eff}^{n-1} + C_{E,L}Z_{eff}^{m-1}}{A_{E,H} + B_{E,H}Z_{eff}^{n-1} + C_{E,H}Z_{eff}^{m-1}}, \quad (3.6)$$

où les termes $\mu_{E,H,eau}$ et $\mu_{E,L,eau}$ sont inclus dans les paramètres A , B et C . Les nombres CT mesurés en unité de Hounsfield (HU_E) sont définis par

$$\frac{\mu_E}{\mu_{E,eau}} = \frac{HU_E}{1000} + 1. \quad (3.7)$$

La détermination générale de Z_{eff} à partir d'une série d'images DECT s'effectue comme suit. Une mesure du ratio $\mu_E|_H^L$ est premièrement obtenue à partir d'images DECT d'un fantôme pour lequel les compositions atomiques des matériaux sont connus. Le numéro atomique effectif de référence est calculé avec l'Éq (2.1). Les constantes $A_{E,L}$, $B_{E,L}$, $C_{E,L}$, $A_{E,H}$, $B_{E,H}$, $C_{E,H}$, m et n sont déterminées en effectuant une régression non-linéaire de la forme de l'Éq. (3.6) des ratios $\mu_E|_H^L$ mesurés en fonction des numéros atomiques effectifs de référence des matériaux du fantôme de calibration. L'équation (3.6) peut donc être utilisée par la suite pour calculer Z_{eff} à partir du ratio $\mu_E|_H^L$ mesuré dans un voxel d'une série d'image DECT étant donné que les constantes sont connues.

Il a été démontré que l'Éq. (3.6) peut être simplifiée aux énergies considérées (80 kVp et 140 kVp) [69]. Premièrement, la constante $A_{E,L}$ peut être inclus dans les autres paramètres en divisant le numérateur et dénominateur par cette quantité,

$$\mu_E|_H^L = \frac{1 + (B_{E,L}/A_{E,L})Z_{eff}^{n-1} + (C_{E,L}/A_{E,L})Z_{eff}^{m-1}}{(A_{E,H}/A_{E,L}) + (B_{E,H}/A_{E,L})Z_{eff}^{n-1} + (C_{E,H}/A_{E,L})Z_{eff}^{m-1}}. \quad (3.8)$$

De plus, les ratios $(B_{E,L}/A_{E,L})$ et $(B_{E,H}/A_{E,L})$ sont petits (tel qu'observé suite aux régressions linéaires) et peuvent être ignorés. Ces ratios sont proportionnels aux termes correspondant aux collisions élastiques et inélastiques et ces interactions ne sont pas dominantes aux énergies considérées. L'expression résultante est donc,

$$\mu_E|_H^L = \frac{1 + BZ_{eff}^{m-1}}{C + DZ_{eff}^{m-1}}, \quad (3.9)$$

Tableau 3.3: Paramètres B , C , D , m de l'Éq. (3.9) calculés par des régressions non linéaires pour la détermination du numéro atomique effectif pour les 4 valeurs de $CTDI_{vol}$ utilisées. Le coefficient de corrélation R^2 est présenté pour les 4 régressions.

$CTDI_{vol}$ (mGy)	B ($\times 10^{-4}$)	C	D ($\times 10^{-5}$)	m	r^2
15	1.349	1.070	3.322	4.2292	0.9904
20	1.460	1.072	4.342	4.2376	0.9958
25	1.524	1.073	5.446	4.2745	0.9967
30	1.408	1.073	5.163	4.3162	0.9975

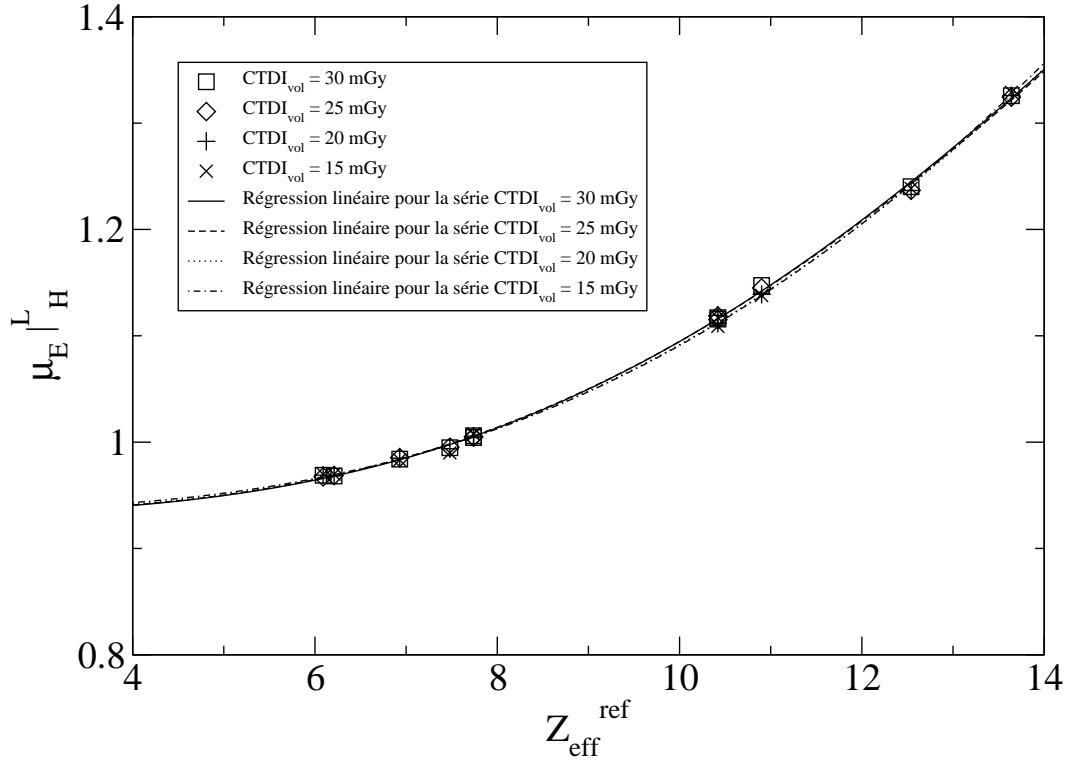


FIGURE 3.6: Numéro atomique effectif de référence Z_{eff}^{ref} en fonction de $\mu_{E|H}^L$ (tel que déterminé à l'Éq. (3.7)) pour les matériaux du fantôme Gammex. Les régressions non linéaires effectuées pour la détermination du numéro atomique effectif sont présentées. Les paramètres des régressions sont présentés au Tableau 3.3.

où

$$B = \frac{C_{E,L}}{A_{E,L}} \quad ; \quad C = \frac{A_{E,H}}{A_{E,L}} \quad ; \quad D = \frac{C_{E,H}}{A_{E,L}} . \quad (3.10)$$

L'équation (3.9) est utile car elle permet la détermination analytique du numéro ato-

mique effectif à partir du ratio $\mu_E|_H^L$ calculé à partir des images DECT par rapport à l'Éq. (3.6) où la détermination de Z_{eff} doit se faire numériquement. L'équation (3.9) a donc plutôt été retenue pour effectuer la détermination de Z_{eff} dans ce mémoire. Une régression non-linéaire de l'Éq. (3.9) a été effectuée sur les ratios $\mu_E|_H^L$ mesurés en fonction du numéro atomique de référence pour chaque valeur de $CTDI_{vol}$ à partir des images DECT du fantôme Gammex. Les régressions non linéaires sont présentées à la Fig. 3.6 et les paramètres B , C , D et m au Tableau 3.3. À noter qu'une seule régression aurait pu être effectuée prenant en compte les quatre séries de $CTDI_{vol}$ étant donné que les résultats des régressions sont similaires. Ceci est attendu car les paramètres B , C , D et m ne dépendent pas de la dose. L'inverse de l'Éq. (3.9) est par la suite appliquée à chaque voxel des images DECT avec les paramètres du Tableau 3.3 pour déterminer Z_{eff} à partir des ratios $\mu_E|_H^L$ mesurés sur des images DECT. Tel que discuté au chapitre 2, l'attribution des concentrations des éléments dépend du numéro atomique effectif. Il appert que cette attribution n'est valide que pour un intervalle donné de numéro atomique effectif. Dans le cas de la méthode d'identification présentée au Tableau 2.5, seulement les numéros atomiques effectifs compris entre [5.59, 14.75] sont valides. Bien que tous les numéros atomiques effectifs de référence soient compris dans cet intervalle, le niveau de bruit fait en sorte que certains voxels ont un numéro atomique effectif plus petit que 5.59. Cette dernière valeur est donc attribuée à ces voxels. Le pourcentage de voxels présentant ce phénomène est présenté à la Fig. 3.8. On y remarque que ceci représente près de 30% dans le pire des cas ($CTDI_{vol} = 15$ mGy pour le matériel *Adipose AP6*). Aucun voxel pour lequel le numéro atomique effectif est plus grand que 14.75 n'a été observé.

Les moyennes et écart-types des numéros atomiques effectifs mesurés pour le fantôme Gammex RMI 467 sont présentés à la Fig. 3.7 ainsi que les différences relatives entre les valeurs mesurées et de référence. L'augmentation de la dose réduit l'écart-type du numéro atomique effectif comme présenté à la Fig. 3.7 (b) étant donné que cette augmentation réduit le niveau de bruit sur les images. Ceci est observé pour tous les matériaux du fantôme Gammex. Les différences relatives entre les valeurs mesurées et de référence sont comprises entre $\pm 9\%$. Les différences sont toutes plus élevées que lors de la détermination de la densité électronique. Ceci est attendu étant donné que le fantôme Gammex RMI 467 est optimisé pour reproduire la densité électronique des matériaux et non le numéro atomique effectif. Le meilleur cas est obtenu avec $CDTI_{vol} = 30$ mGy pour lequel les différences sont toutes plus petites que 5%. En terminant, les résultats présentés aux Figs. (3.4) et (3.7) sont détaillés au Tableau B.1 de l'Annexe B

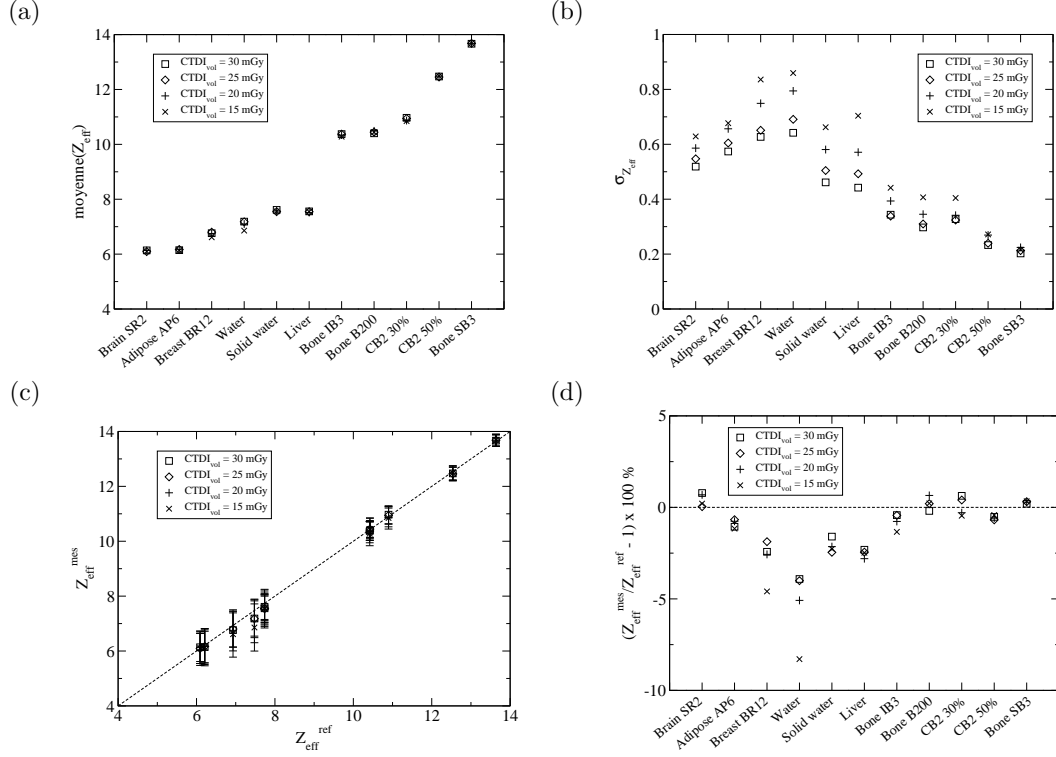


FIGURE 3.7: Moyennes des numéros atomiques effectifs (a) ainsi que leurs écart-types $\sigma_{Z_{eff}}$ (b) mesurés à partir des images DECT pour les 4 valeurs de $CTDI_{vol}$ et pour tous les matériaux du fantôme Gammex. La comparaison entre les valeurs mesurées Z_{eff}^{mes} et de référence Z_{eff}^{ref} est aussi présentée (c) de plus que la différence relative entre les deux (d).

étant donné leur importance lors des sections suivantes.

3.3 Identification de tissu avec la distance de Mahalanobis

La distance de Mahalanobis [51] mesure la distance entre un point et une distribution de point définie par une moyenne μ et un écart-type σ . Cette mesure de distance se distingue donc de la distance euclidienne par le fait qu'elle prend en compte la corrélation de la série de point dans la distribution. La distance de Mahalanobis s'avère une mesure plus appropriée que la distance euclidienne dans le contexte d'identification de tissu car cette distance prend compte le niveau de bruit dans les images DECT.

Dans notre contexte, l'identification de tissu à partir de la distance de Mahalanobis

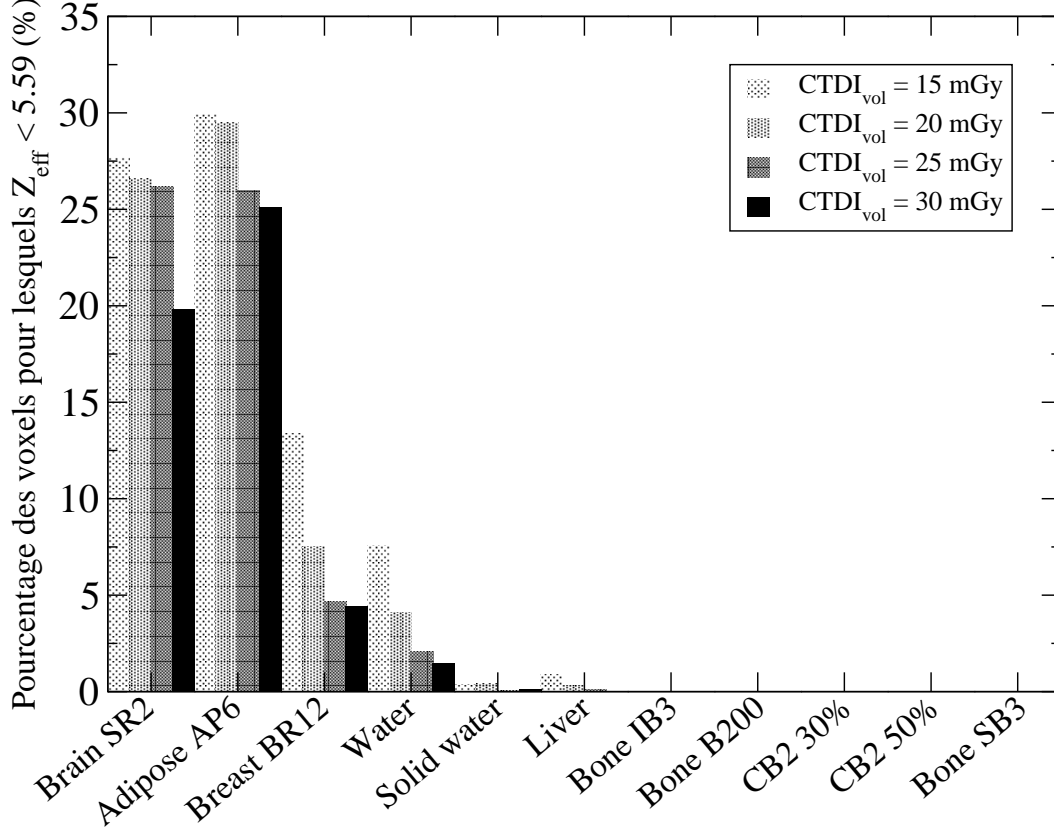


FIGURE 3.8: Pourcentage de voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ pour les 4 valeurs de $CTDI_{vol}$ étudiées pour le fantôme de calibration Gammex.

s'effectue comme suit. Considérons un pixel $\mathbf{x}_{mes} = (\rho_e/\rho_e^{eau}, Z_{eff}/Z_{eff}^{eau})_{mes}$ mesuré à partir des images DECT. Les deux quantités sont normalisées par la valeur de l'eau pour s'assurer d'une pondération égale entre elles. Les valeurs $\rho_e^{eau} = 1 \text{ g/cm}^3$ et $Z_{eff}^{eau} = 7.48$ ont été utilisées. Une distribution en 2 dimensions (densité électronique et numéro atomique effectif de référence d'un matériel) est premièrement construite en ajoutant un nombre aléatoire distribué normalement ayant un écart-type correspondant au niveau de bruit dans les images autour de la densité électronique et du numéro atomique effectif de référence (les écart-types choisis dans ce chapitre sont les niveaux de bruit calculés dans le plastique constituant le fantôme Gammex). Cette distribution est donc définie par un ensemble de point $\{\rho_e^{ref}/\rho_e^{eau}, Z_{eff}^{ref}/Z_{eff}^{eau}\}^k$ ayant pour moyenne $\boldsymbol{\mu}^k = (\bar{\rho}_e^{ref}/\rho_e^{eau}, \bar{Z}_{eff}^{ref}/Z_{eff}^{eau})^k$, où k représente le tissu de référence en question. La matrice de covariance \mathbb{C}^k de la distribution de référence du tissu k est par la suite calculée

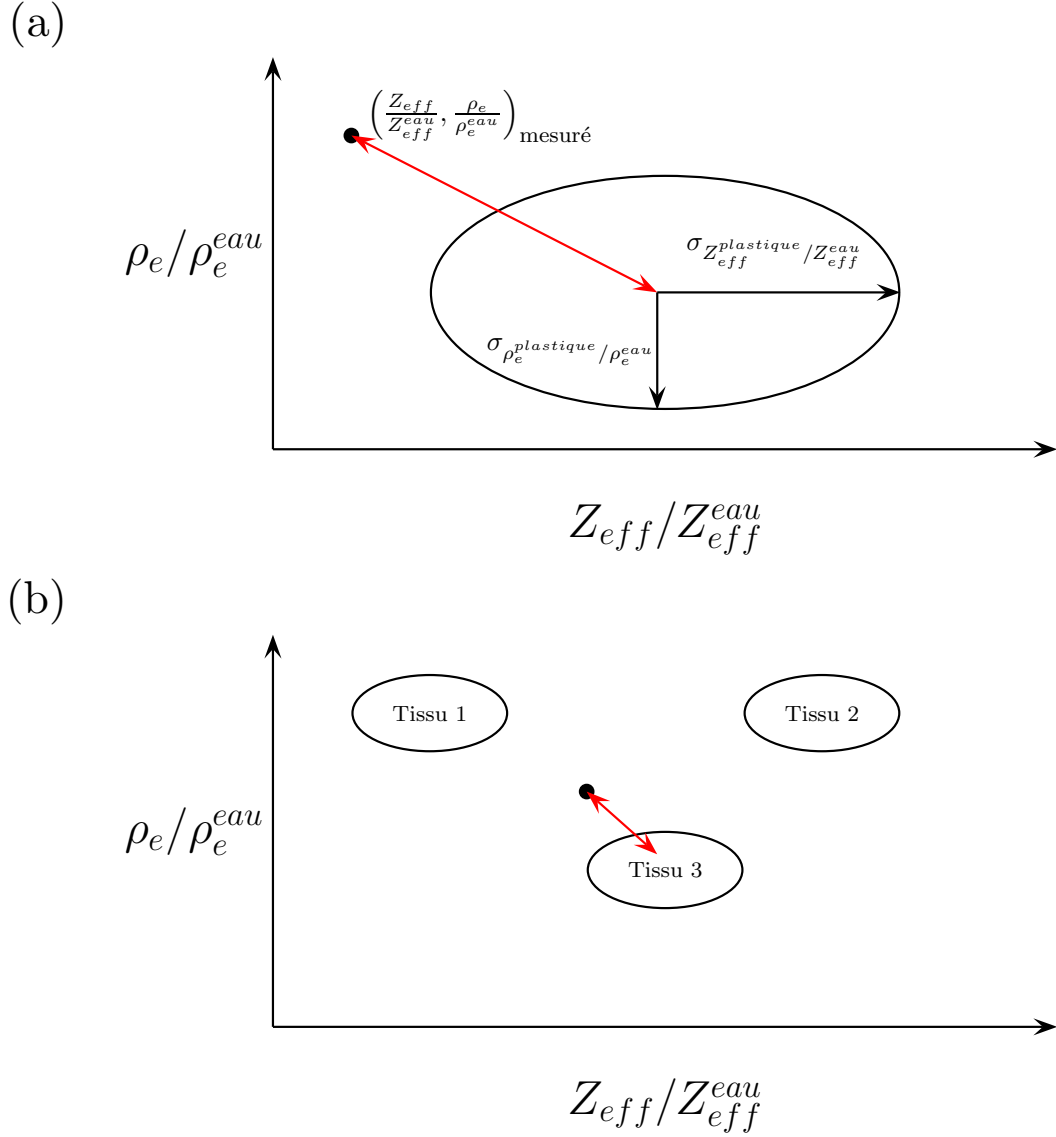


FIGURE 3.9: Illustration de l'utilisation de la distance de Mahalanobis.

$$\begin{aligned}
 \mathbb{C}_{i,j}^k &= cov[y_i, y_j] = cov[(\rho_e^{ref} / \rho_e^{eau}, Z_{eff}^{ref} / Z_{eff}^{eau})_i, (\rho_e^{ref} / \rho_e^{eau}, Z_{eff}^{ref} / Z_{eff}^{eau})_j] \\
 &= \mathbb{E}[(y_i - \boldsymbol{\mu}^k)(y_j - \boldsymbol{\mu}^k)]
 \end{aligned}
 \tag{3.11}$$

où $\mathbb{E}(y)$ est l'espérance de y . En terme simplifié, la matrice de covariance peut être perçue comme étant la généralisation de la variance à plusieurs dimensions. La distance de Mahalanobis D_M^k entre le point \mathbf{x}_{mes} et la distribution de référence k est par la suite calculée

$$D_M^k = \sqrt{(\mathbf{x}_{\text{mes}} - \boldsymbol{\mu}^k)^\dagger (\mathbb{C}^k)^{-1} (\mathbf{x}_{\text{mes}} - \boldsymbol{\mu}^k)} . \quad (3.12)$$

La distance de Mahalanobis entre un point et une distribution est illustrée à la Fig. 3.9 (a). Cette procédure est répétée pour tous les k tissus de référence. Le processus est illustré à la Fig. 3.9 (b). En résulte un ensemble de k distances de Mahalanobis représentant les distances entre le pixel en question et les distributions de référence. Le tissu pour lequel la distance est la plus petite ($\min[D_M^k]$) est par la suite attribué au pixel en terme de densité et de composition atomique du tissu de référence. Ces étapes sont répétées pour tous les pixels considérés. À noter que ce processus peut-être accéléré en calculant les matrices de covariance des distributions avant de débiter les itérations. La justesse de cette mesure dépend donc du niveau de bruit dans les images, déterminant les écart-types des distributions construites, ainsi que du nombre de tissus pouvant être attribués à chaque voxel (c'est-à-dire le nombre de distributions construites).

3.4 Identification des matériaux du fantôme

Gammex avec bruit

Une fois la densité électronique et le numéro atomique effectif déterminés par les méthodes décrites à la section 3.2, la densité et la composition atomique de chaque voxel peuvent être attribuées selon les modèles d'identification des tissus. Une liste de 3380 matériaux (où 3380 est le nombre de pixel des régions d'intérêt des matériaux des images DECT), chacun défini par une densité et une composition atomique, générée par l'un ou l'autre des deux modèles d'identification est exportée dans l'algorithme de calcul de déposition de dose. Pour le modèle de tissu réduit à trois éléments, chacun des 3380 matériaux est unique étant défini par les concentrations des trois éléments et la densité attribuées. Pour l'attribution à partir du calcul de la distance de Mahalanobis, chaque matériel de la liste est soit un des 11 matériaux du Gammex ou soit un des 73 tissus humains, selon le cas. Le volume de calcul de la dose est composé de 201^3 voxels cubiques. À chacun des voxels est attribué un matériel tiré de la liste importée de manière aléatoire. Le calcul de dose est par la suite effectué avec une source point placée au milieu du volume de calcul et ayant le spectre d'énergie de l'iode. Chaque calcul de dose implique 500×10^6 photons. La distribution de dose obtenue est comparée à la distribution de dose calculée dans un fantôme homogène composé du matériel de référence, c'est-à-dire avec la composition atomique et la densité fournies par le manu-

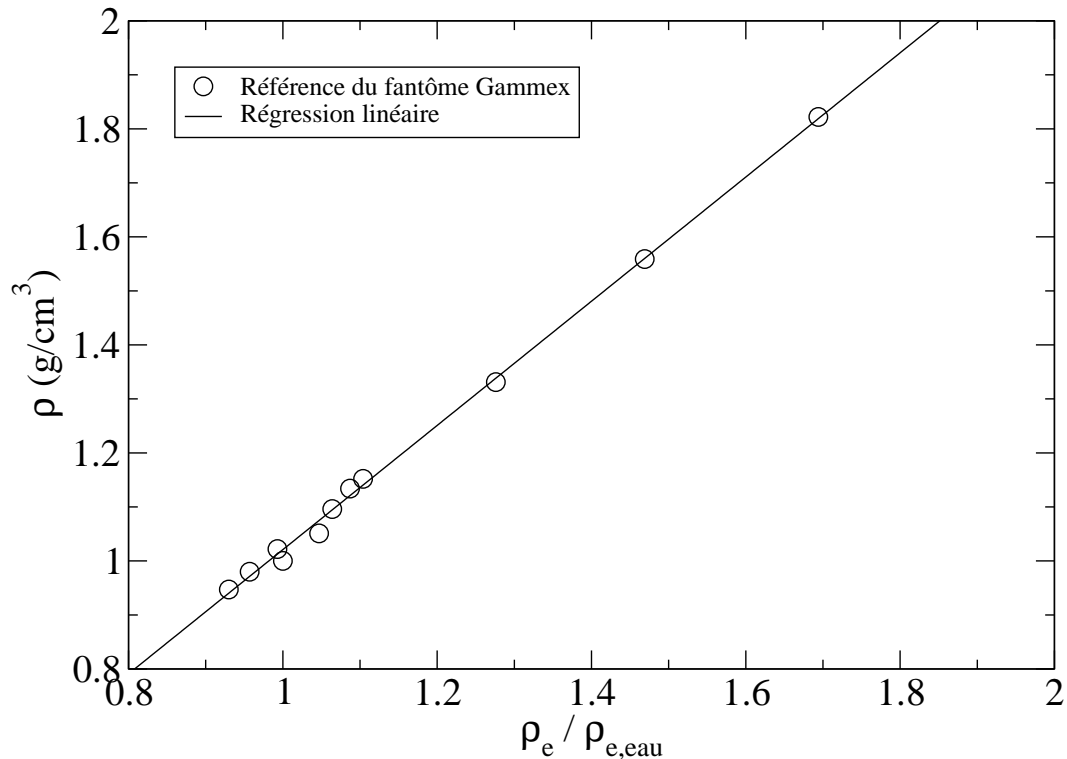


FIGURE 3.10: Densité de référence ρ (g/cm³) en fonction de la densité électronique normalisée par celle de l'eau ($\rho_e/\rho_{e,eau}$) de référence du fantôme Gammex. La régression linéaire présentée est utilisée pour attribuer une densité à partir de la densité électronique des images DECT.

facturier, en calculant les différences de dose dans une sphère ayant un rayon de 2 cm comme expliqué au chapitre 2. Le processus est répété pour chaque matériel du fantôme Gammex et chaque valeur de $CTDI_{vol}$. Il a été vérifié que la moyenne des erreurs statistiques dans une sphère avec un rayon de 2 cm est plus petite que 0.5%.

3.4.1 Modèle de tissu réduit appliqué au fantôme Gammex

Le modèle de tissu réduit à trois éléments est premièrement appliqué aux déterminations de la densité électronique et du numéro atomique effectif des images DECT du fantôme Gammex. Les densités et compositions atomiques de chaque voxel sont attribuées selon la méthode expliquée au chapitre 2, soit en appliquant les régressions linéaires définies au Tableau 2.5 pour les compositions atomiques. La densité est attribuée par une régression linéaire entre la densité électronique et la densité de référence des matériaux fournies par le manufacturier. Cette régression est présentée à la Fig. 3.10. Les listes des tissus réduits sont exportées dans l'algorithme de calcul de dose et les distributions de dose

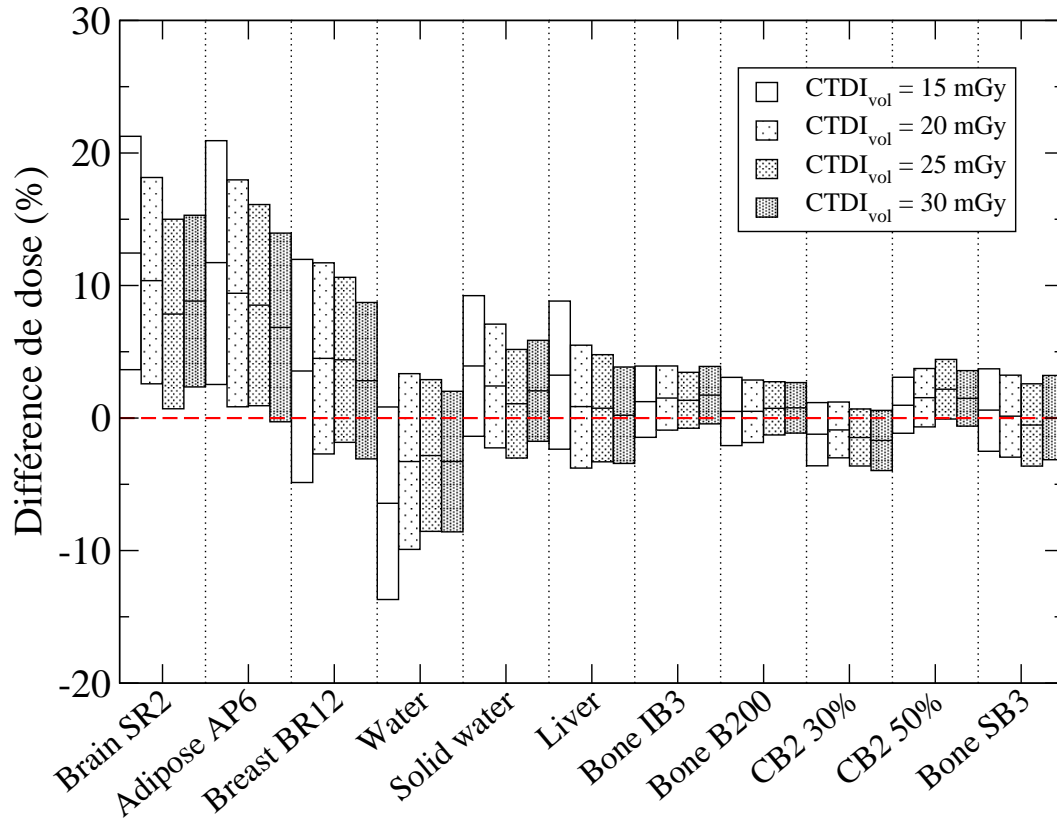


FIGURE 3.11: Différences de dose (%) pour les matériaux du fantôme Gammex alors qu’attribués avec le modèle de tissus réduit à trois éléments. La ligne au milieu des rectangles représente la moyenne de la différence de dose. La dimension verticale des rectangles représente l’écart-type des différences de dose.

résultantes sont comparées aux distributions de dose de référence.

Les résultats sont présentés à la Fig. 3.11 pour les 4 valeurs de dose considérées. Les résultats présentant les moyennes des différences de dose les plus près de zéro sont obtenus avec la dose $CTDI_{vol} = 30$ mGy. Ceci est attendu car cette série de donnée minimise le niveau de bruit dans les images et donc réduit l’incertitude sur le numéro atomique effectif. Les valeurs absolues des moyennes des différences de dose sont plus petites que 3.5% pour tous les matériaux du Gammex avec $CTDI_{vol} = 30$ mGy excepté pour les matériaux *brainSR2* et *adiposeAP6*. Ceci est expliqué par le fait que de nombreux voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ sont redéfinis à la valeur 5.59. La moyenne du numéro atomique effectif est plus élevée que le paramètre de référence de manière artificielle par cette redéfinition et donc la moyenne de la concentration d’hydrogène attribuée est plus basse comparé au cas où ces voxels n’auraient pas été redéfinis. Ce point sera davantage clarifié à la section où le modèle de tissu réduit à trois éléments

Tableau 3.4: Écart-types de Z_{eff} et ρ_e du plastique du fantôme Gammex.

CTDI _{vol} (mGy)	$\sigma_{Z_{eff}}$	σ_{ρ_e}
15	0.883	0.020
20	0.687	0.016
25	0.584	0.014
30	0.579	0.014

est appliqué aux tissus humains. En effet, le bruit peut être éliminé dans ce cas et rend l'explication plus évidente.

L'augmentation de la dose (c'est-à-dire diminution du bruit) améliore généralement les résultats, c'est-à-dire que les moyennes des différences de dose sont plus près de zéro. Par contre, ceci n'est pas toujours le cas. Par exemple, la valeur absolue de la moyenne de la différence de dose obtenue à CTDI_{vol} = 25 mGy est plus petite que celle obtenue à CTDI_{vol} = 30 mGy pour le matériel *water*. En effet, les résultats ne dépendent pas que de la dose mais aussi de l'erreur sur les déterminations de la densité électronique et du numéro atomique effectif par rapport aux valeurs de référence (les courbes de calibration pour les déterminations de la densité électronique et le numéro atomique effectif sont effectuées séparément). Pour ce matériel en question, l'erreur sur la détermination du numéro atomique effectif est plus petite pour la dose CTDI_{vol} = 25 mGy que celle obtenue à CTDI_{vol} = 30 mGy.

Il est aussi à noter que le modèle de tissu réduit à trois éléments donnent de très bons résultats pour les matériaux à haut numéro atomique effectif ($Z_{eff} > 10$). En effet, les valeurs absolues des moyennes des différences de dose sont toutes plus petites que 2.2% pour ces matériaux et ce pour toutes les valeurs de dose considérées.

3.4.2 Distance de Mahalanobis appliquée au fantôme Gammex

Les résultats présentés plus haut sont comparés avec la méthode d'identification de tissu par le calcul de la distance de Mahalanobis. Cette procédure a été appliquée pour les quatre niveaux de CTDI_{vol} étudiés. Les mêmes déterminations de la densité électronique et du numéro atomique effectif obtenues lors de l'application du modèle de tissu réduit sont utilisées pour cette méthode. Ceci implique que les voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ sont aussi redéfinis à cette valeur. Les écart-types utilisés pour la construction des distributions sont les écart-types du plastique du fantôme tels que mesurés dans les images. Ces écart-types sont présentés au Tableau 3.4. Chaque distribution de référence

implique 10 000 points dans l'espace $\{Z_{eff}^{ref}/Z_{eff}^{eau}, \rho_e^{ref}/\rho_e^{eau}\}$. Pour chaque matériel du fantôme, une liste de 3380 entrées, où chaque entrée est l'un des 11 matériaux du Gammex selon les résultats du calcul de la distance de Mahalanobis, est donc construite, où chaque matériel attribué à les valeurs de référence présentés au Tableau 3.1. Ces listes sont par la suite exportées dans l'algorithme de calcul de la dose. Le calcul de la distribution s'effectue de la même manière qu'avec le modèle de tissu réduit, c'est-à-dire qu'à chaque voxel est attribué une des entrées de la liste de manière aléatoire. La source est aussi une source point ayant le spectre d'énergie de l'iode. Chaque calcul de dose implique 500×10^6 photons. La distribution de dose obtenue est comparée à la distribution de dose calculée dans un fantôme homogène composé du matériel de référence, c'est-à-dire avec la composition atomique et la densité fournies par le manufacturier.

Les matrices de confusion obtenues pour chaque dose sont présentées aux Tableaux C.1 et C.2 de l'Annexe C. Une matrice de confusion est une table qui permet la visualisation de la performance d'un algorithme où chaque colonne de la matrice représente les classes prédites et chaque ligne les classes actuelles [72]. Appliquées dans ce contexte, les matrices de confusion représentent le pourcentage de matériaux attribués à un matériel de référence suite aux résultats de l'identification par le calcul de la distance de Mahalanobis. Dans un scénario idéal où les attributions seraient parfaites, le matériel prédit aurait une performance de 100% et les autres matériaux une performance de 0% et donc les matrices présentées seraient diagonales. Les résultats obtenus pour chaque matrice peuvent être visualisés alors que les données en termes de densité électronique et numéro atomique effectif sont mises en graphique. Lors d'une attribution quasi-parfaite, les distributions obtenues représentent une aire isolée des autres tissus. Si les aires s'entre-chevauchent, il est probable qu'un autre matériel que le matériel considéré sera attribué au voxel, ce qui causera une différence de dose significative. Les distributions des densités électroniques et numéros atomiques effectifs normalisés par l'eau pour les quatre doses sont présentées à la Fig. 3.12 pour tous les matériaux du fantôme Gammex.

Les différences de dose sont présentées à la Fig. 3.13 pour les quatre valeurs de dose considérées. L'absence de rectangle dans la figure représente une attribution parfaite. Comme pour le cas du modèle de tissu réduit à trois éléments, les valeurs absolues des moyennes des différences de dose les plus près de zéro sont obtenues avec la dose $CTDI_{vol} = 30$ mGy. En effet, les moyennes des différences de dose sont toutes plus petites que 2% pour tous les matériaux considérés, excepté pour *BrainSR2* pour lequel

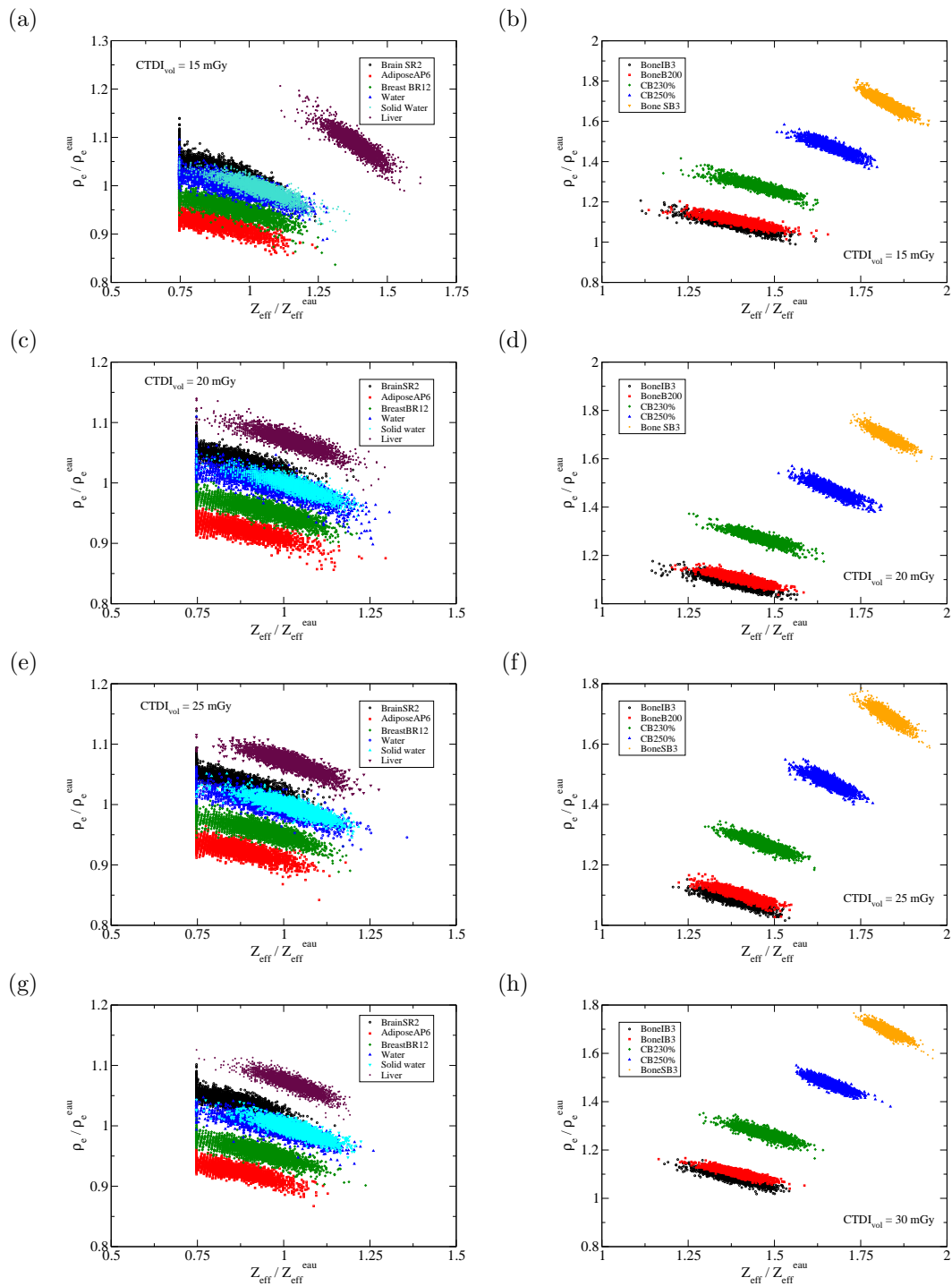


FIGURE 3.12: Représentation des numéros atomiques effectifs et densités électroniques pour les quatre valeurs de dose pour le fantôme Gammex.

Tableau 3.5: Composition atomique du sous-ensemble des 10 tissus humains utilisés.

Tissu	Composition atomique (%)											
	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca	Fe
Bone marrow yellow	11.50	64.40	0.70	23.10	0.10	0.00	0.00	0.10	0.10	0.00	0.00	0.00
Gland low Z	10.90	50.60	2.30	35.80	0.10	0.00	0.10	0.10	0.10	0.00	0.00	0.00
Bone marrow red	10.50	41.40	3.40	43.90	0.00	0.00	0.1	0.2	0.2	0.2	0.00	0.1
Adrenal gland	10.60	28.40	2.60	57.80	0.00	0.00	0.10	0.20	0.20	0.10	0.00	0.00
Small intestine wall	10.60	11.50	2.20	75.10	0.10	0.00	0.10	0.10	0.20	0.10	0.00	0.00
Muscle low Z	10.10	17.10	3.60	68.10	0.10	0.00	0.20	0.30	0.10	0.40	0.00	0.00
Blood whole	10.20	11.00	3.30	74.50	0.10	0.00	0.10	0.20	0.30	0.20	0.00	0.10
Humerus sphe head	7.10	37.90	2.60	34.20	0.10	0.10	5.60	0.20	0.00	0.00	12.20	0.00
Clavicle	6.00	31.30	3.10	37.00	0.10	0.10	7.00	0.20	0.00	0.00	15.20	0.00
Femur cyl shaft	4.20	20.40	3.80	41.50	0.10	0.20	9.30	0.30	0.00	0.00	20.20	0.00

la moyenne de la différence de dose est 6.2 %. Ce matériel présente aussi une moyenne de différence de dose élevée suite à l'attribution avec le modèle de tissu réduit à trois éléments mais pour une raison différente. En effet, les voxels pour lesquels le numéro atomique est redéfini à 5.59 sont généralement attribués au matériel *BrainSR2* et donc au bon matériel. Ce sont plutôt les voxels pour lesquels Z_{eff} est élevé qui provoquent ces grandes différences de dose. En effet, pour ce matériel, près de 10% des voxels sont attribués au matériel *Water*. Lorsque les distributions de dose obtenues sans bruit avec les paramètres de référence de ces deux matériaux sont calculées, la moyenne de la différence de dose est près de 50%. L'on doit donc s'attendre à une différence de dose de $50\% \times 10\% = 5\%$ en se référant seulement aux moyennes des différences de dose. La différence de dose calculée est un peu plus élevée étant donné les fluctuations statistiques et les autres voxels attribués à d'autres matériaux. Il est à noter que les valeurs absolues des moyennes des différences de dose sont toutes plus petites que 0.5% pour les matériaux avec un numéro atomique effectif plus grand que 10.

3.5 Identification des tissus humains avec bruit

Les deux méthodes d'identification de tissu ont été appliquées à un sous-ensemble de 10 tissus choisis aléatoirement mais représentant l'intervalle des numéros atomiques effectifs des 73 tissus humains dans cette section. Ces matériaux sont différents que ceux utilisés lors du chapitre 2 pour des fins de validation. La composition atomique des tissus est présentée au Tableau 3.5 alors que le numéro atomique effectif, la densité électronique et la densité sont présentés au Tableau 3.6. L'application du modèle requiert la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif à partir de données provenant des images DECT et donc de la détermination des nombres CT aux énergies 80 kVp et 140 kVp. Cette procédure est décrite dans la section suivante.

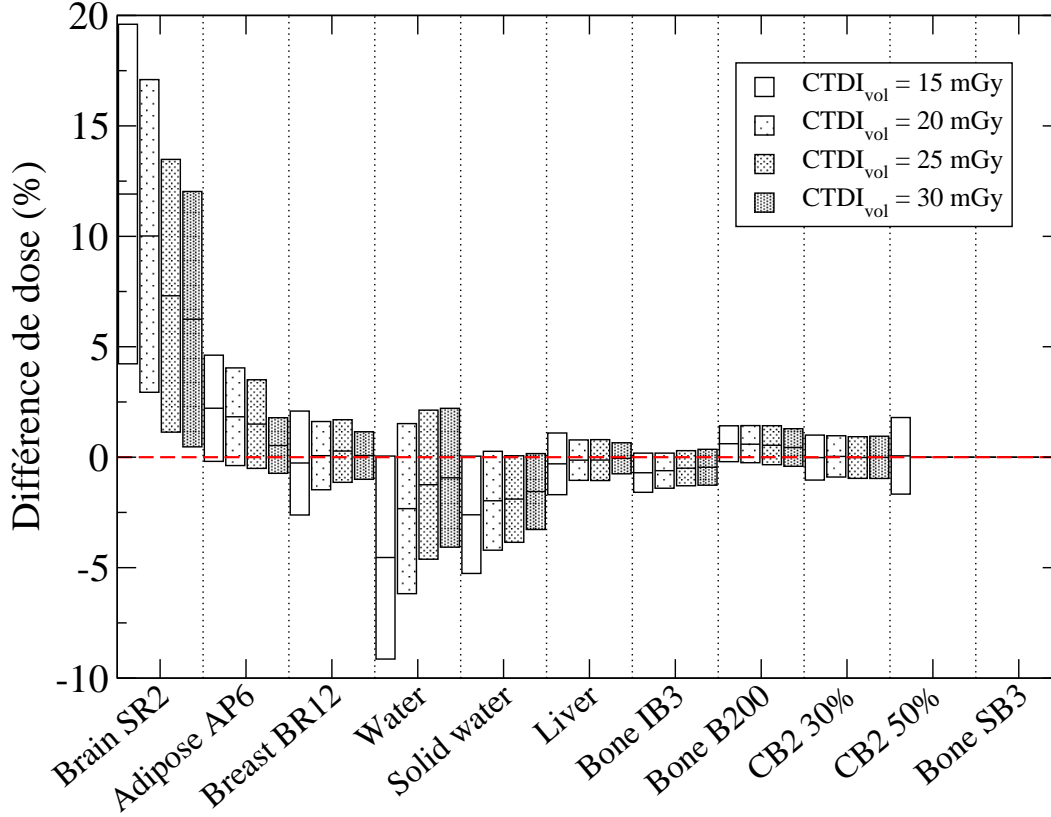


FIGURE 3.13: Différences de dose (%) pour les matériaux du fantôme Gammex alors qu'attribués avec la distance de Mahalanobis. La ligne au milieu des rectangles représente la moyenne de la différence de dose. La dimension verticale des rectangles représente l'écart-type des différences de dose.

3.5.1 La méthode stoechiométrique

Alors que les nombres CT du fantôme Gammex RMI 467 sont mesurés à partir des images DECT, les nombres CT des tissus humain du Tableau 3.5 sont *a priori* inconnus. Ceux-ci peuvent par contre être déterminés à partir de la méthode stoechiométrique introduite dans [22]. Cette méthode se résume comme suit. Considérons un ensemble de nombres CT obtenu à partir d'une image SECT d'un fantôme de calibration. Les coefficients d'atténuation relatifs à l'eau $\bar{\mu}/\mu_{H_2O}$ pour chaque matériel constituant le fantôme sont déterminés par

$$\frac{\bar{\mu}}{\mu_{H_2O}} = \frac{\rho}{\rho_{H_2O}} \frac{\sum_{i=1}^n (\omega_i/A_i) (Z_i + Z_i^{2.86}k_1 + Z_i^{4.62}k_2)}{(\omega_H/A_H) (1 + k_1 + k_2) + (\omega_O/A_O) (8 + 8^{2.86}k_1 + 8^{4.62}k_2)}, \quad (3.13)$$

où $k_1 = \bar{K}^{RAY}/\bar{K}^{KN}$ et $k_2 = \bar{K}^{ph}/\bar{K}^{KN}$ et où les termes \bar{K}^{KN} , \bar{K}^{RAY} , \bar{K}^{ph} représentent respectivement les valeurs moyennes des coefficients de Klein-Nishina, des diffusions

Tableau 3.6: Numéro atomique effectif Z_{eff} , densité électronique par rapport à celle de l'eau $\rho_e/\rho_{e,eau}$ et densité ρ (g/cm³) pour le sous-ensemble de 10 tissus humains considérés.

Tissu	Z_{eff}	ρ_e/ρ_e^{eau}	ρ (g/cm ³)
Bone marrow yellow	6.31	0.98	0.98
Gland low Z	6.65	0.99	0.99
Bone marrow red	7.12	1.02	1.03
Adrenal gland	7.18	1.02	1.03
Small intestine wall	7.44	1.02	1.03
Muscle low Z	7.52	1.04	1.05
Blood whole	7.66	1.05	1.06
Humerus sphe head	11.43	1.28	1.33
Clavicle	12.15	1.36	1.43
Femur cyl shaft	13.20	1.64	1.75

cohérentes et les corrections pour les diffusions incohérentes et l'absorption photoélectrique par rapport au spectre d'énergie et où ρ est la densité du matériel et ω_i , Z_i et A_i sont respectivement la concentration, le numéro atomique et le nombre de masse de l'élément i . Les valeurs k_1 et k_2 sont dépendantes du tomodynamomètre utilisé et doivent donc être déterminées par une régression non-linéaire. L'expression

$$0 = \sum_{i=1}^n \left[\left(\frac{\bar{\mu}}{\mu_{H_2O}}(k_1, k_2) \right)_i - \left(\frac{HU_{mes}}{1000} + 1 \right)_i \right]^2, \quad (3.14)$$

où n représente le nombre de matériaux considérés dans la régression non-linéaire et où HU_{mes} est la valeur moyenne des nombres CT, est minimisée fournissant donc les valeurs de k_1 et k_2 . Cette procédure doit être effectuée pour chaque énergie et valeur de dose utilisée dans l'acquisition des images CT. L'équation (3.13) est par la suite utilisée avec les paramètres k_1 et k_2 obtenus pour chaque tissu considéré résultant sur les nombres CT des tissus pour chaque dose. La régression a été effectuée pour les quatre valeurs de dose et les paramètres k_1 et k_2 sont présentés au Tableau 3.7.

3.5.2 Modèle de tissu réduit appliqué aux tissus humains

Une représentation d'images DECT peut être effectuée suite à la détermination des nombres CT des tissus humains. En effet, les nombres CT acquis avec la méthode stoechiométrique peuvent représenter dans ce contexte la moyenne des nombres CT déterminée à partir d'images DECT. Le bruit dans les images peut être modélisé en

Tableau 3.7: Paramètres k_1 et k_2 associés à la méthode stoechiométrique pour les quatre valeurs de dose.

CTDI _{vol} (mGy)	k_1		k_2	
	80 kVp ($\times 10^{-3}$)	140 kVp ($\times 10^{-7}$)	80 kVp ($\times 10^{-3}$)	140 kVp ($\times 10^{-4}$)
15	0.795	0.25	0.0450	0.143
20	0.781	0.25	0.0447	0.142
25	0.615	0.25	0.0451	0.142
30	0.654	0.25	0.0452	0.142

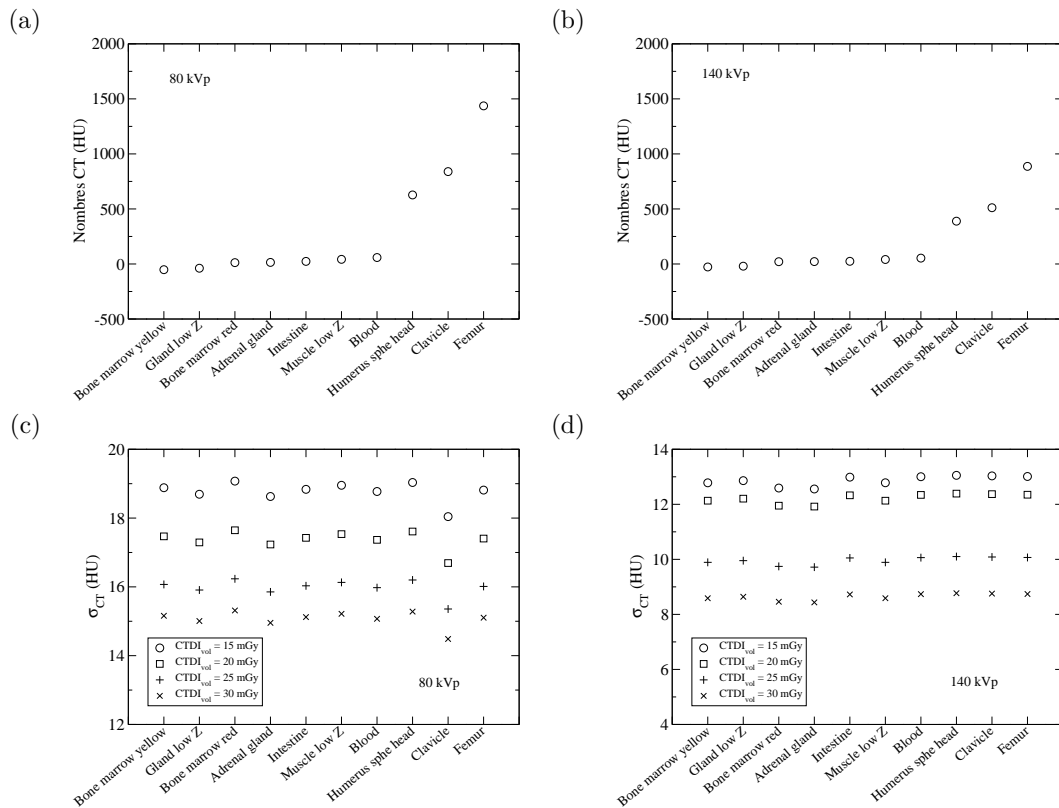


FIGURE 3.14: Moyenne des nombres CT à 80 kVp (a) et 140 kVp (b) ainsi que leurs écart-types (c) et (d) pour les 10 tissus humains considérés.

ajoutant à la moyenne des nombres CT un nombre aléatoire normalement distribué autour de la moyenne ayant un écart-type proportionnel au niveau de bruit mesuré dans les images DECT du fantôme Gammex RMI 467. Les écart-types de l'eau ont été choisis comme représentant le mieux le niveau de bruit et ces écart-types ont été appliqués pour tous les tissus considérés dans ce chapitre. Une liste de 3380 nombres CT pour les deux énergies est donc par la suite construite pour chaque tissu, ce qui

suit la procédure appliquée au fantôme Gammex. La moyenne des nombres CT ainsi que les écart-types obtenus pour les tissus considérés sont présentés à la Fig. 3.14. Ces listes constituent donc la représentation d'images DECT pour chaque tissu humain.

La détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif pour chacune des 3380 paires de nombres CT est effectuée de la même manière et avec les mêmes paramètres que pour le fantôme Gammex. Les voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ sont aussi redéfinis à $Z_{eff} = 5.59$ comme pour le fantôme Gammex. Le pourcentage des voxels qui ont été redéfinis est présenté à la Fig. 3.15. Les données obtenues pour chaque valeur de dose dans l'espace $[Z_{eff}/Z_{eff}^{eau}, \rho_e/\rho_e^{eau}]$ sont présentés à la Fig. 3.16. Les moyennes et écart-types du numéro atomique effectif et de la densité électronique déterminés sont présentés au Tableau B.2 de l'Annexe B. Les différences relatives entre les valeurs du numéro atomique effectif calculé et de référence sont toutes plus petites que 1% pour les quatre valeurs de dose excepté pour les tissus *Bone marrow yellow* et *Gland low Z*. Ceci est dû à la redéfinition des voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$. La détermination de la densité électronique est très juste pour sa part, les différences sont plus petites que 0.6 % pour tous les tissus.

Le modèle de tissu réduit à trois éléments est appliqué par la suite à chacune des 3380 paires ρ_e et Z_{eff} en utilisant la procédure décrite au chapitre 2 avec les paramètres présentés aux Tableaux 2.3 et 2.5. S'en suit l'attribution de la composition atomique et de la densité à chaque voxel pour chaque tissu. Les listes de composition atomique et de densité sont par la suite exportées dans l'algorithme de calcul de distribution de dose. À chacun des 201^3 voxels du volume de calcul de dose est attribué aléatoirement un des 3380 matériaux de la liste importée. Le calcul de dose est effectué avec une source point située au milieu du fantôme avec le spectre d'énergie d'iode. Chaque calcul de dose implique 500 millions de photons. La distribution de dose obtenue avec les tissus réduits à trois éléments est par la suite comparée à la distribution de dose obtenue dans un volume de calcul homogène ayant la composition atomique et la densité de référence du tissu considéré. La différence de dose entre les deux distributions est calculée voxel par voxel dans une sphère avec un rayon de 2 cm.

Les résultats des différences de dose obtenues sont présentés à la Fig. 3.17 pour les quatre valeurs de dose ainsi que pour le cas spécial où aucun bruit n'est ajouté. Les moyennes des différences de dose sans bruit sont plus petites que 2 % pour tous les tissus où Z_{eff} est plus grand que 7.2, c'est-à-dire tous les tissus excepté *Bone marrow yellow*, *Gland low Z*, *Bone marrow red* et *Adrenal gland*. Ceci est causé par la redéfinition

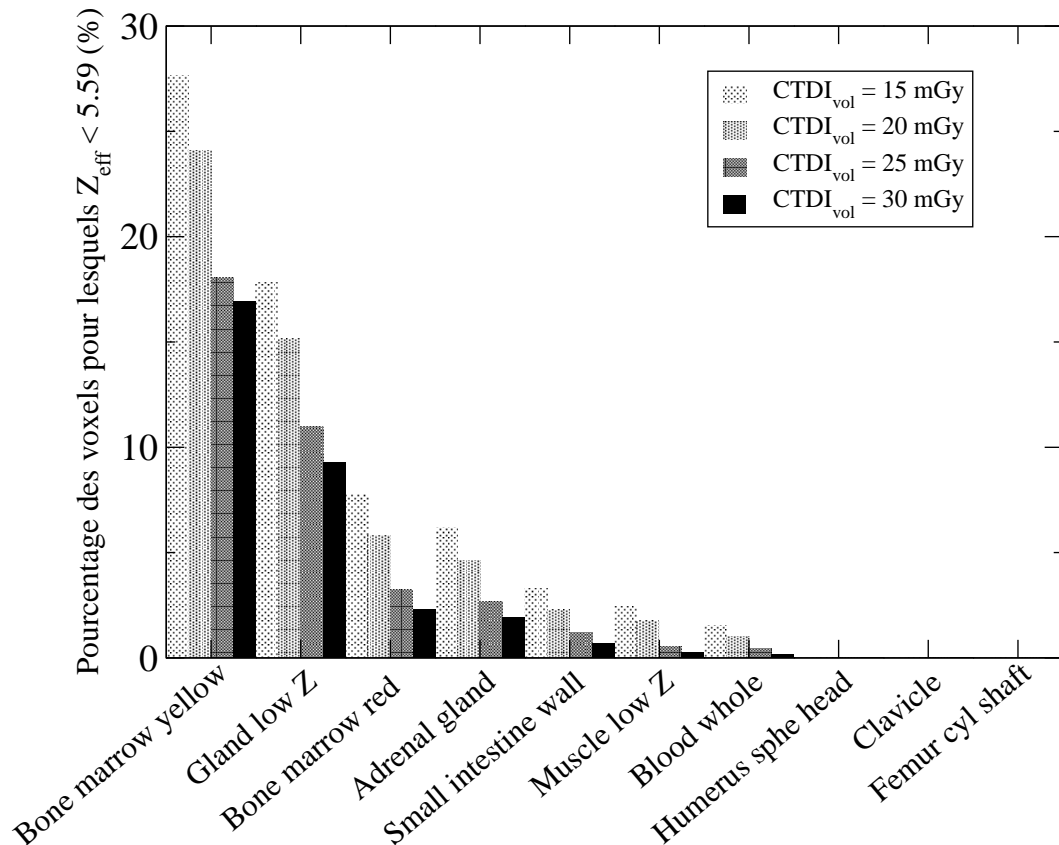


FIGURE 3.15: Pourcentage de voxels pour lesquels $Z_{eff} < 5.59$ pour les 4 valeurs de $CTDI_{vol}$ considérées pour les tissus.

des voxels pour lesquels Z_{eff} est plus petit que 5.59. En effet, comme aucun bruit n'est ajouté, les différences ne peuvent que provenir des erreurs lors des déterminations de la densité électronique et du numéro atomique effectif. Les erreurs sur la densité électronique sont très petites comme discuté auparavant. Par contre, la redéfinition des voxels ayant $Z_{eff} < 5.59$ à pour effet d'augmenter la moyenne du numéro atomique effectif et donc cause une attribution erronée des compositions atomiques. Par exemple, si le bruit est éliminé ($CTDI_{vol} = 0$ mGy), la moyenne des numéros atomiques effectifs générée pour le tissu *Bone marrow yellow* est de $Z_{eff} = 6.51$ (ou encore $\omega_H = 11.2\%$, $\omega_C = 52.8\%$ et $\omega_O = 36\%$) donnant une différence de dose moyenne de 6.98% alors que si la moyenne des numéros atomiques effectifs est fixée à celle de référence, $Z_{eff} = 6.31$ (ou encore $\omega_H = 11.37\%$, $\omega_C = 61.65\%$ et $\omega_O = 26.97\%$), la différence de dose moyenne est de -0.21%. L'erreur sur le numéro atomique effectif se répercute dans le calcul des différences de dose. Les moyennes des différences de dose avec bruit sont toutes plus petites que 2.5% pour tous les tissus excepté pour ceux mentionnés plus haut (*Bone marrow yellow*, *Gland low Z*, *Bone marrow red* et *Adrenal gland*) alors que la dose est

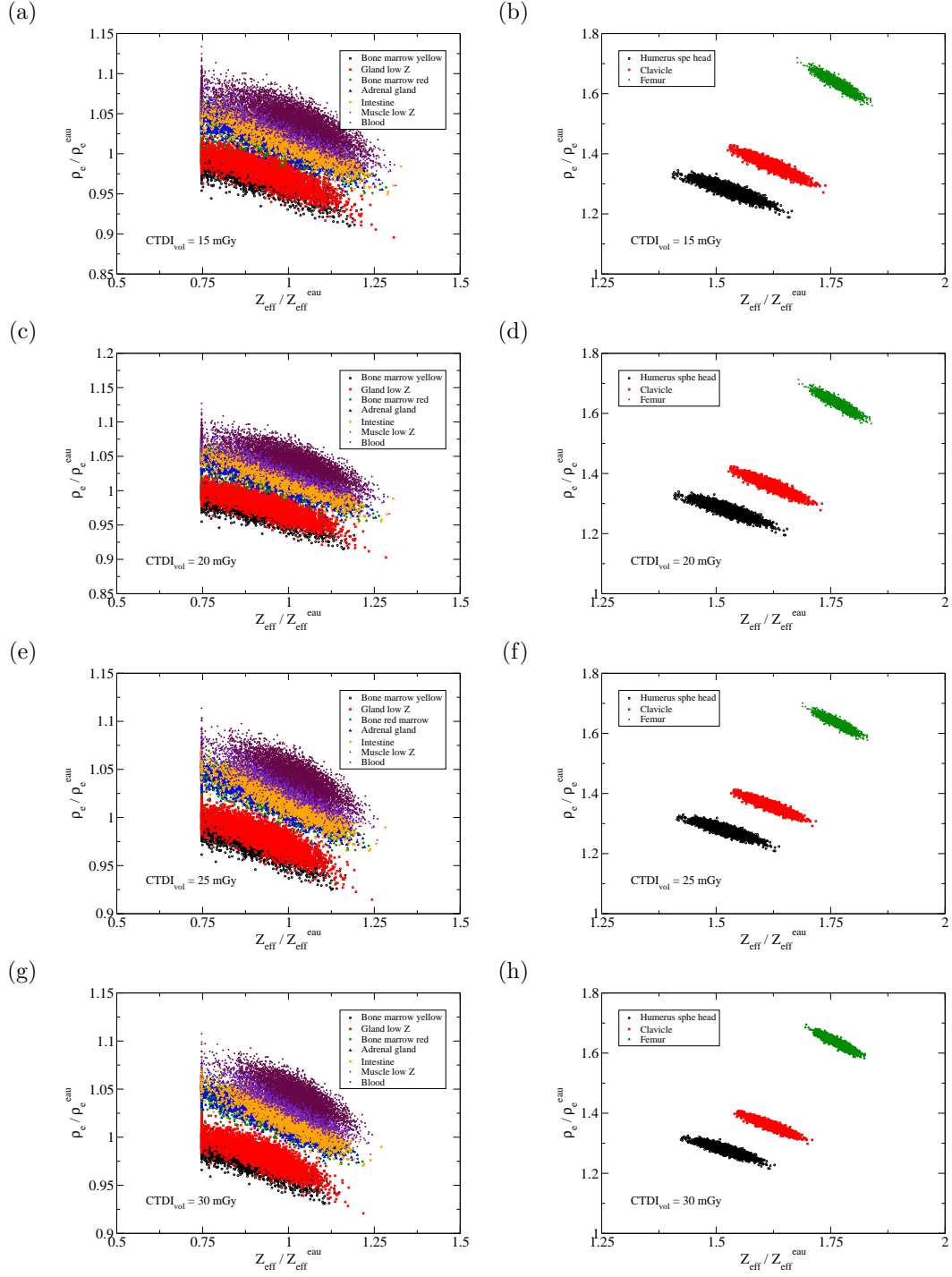


FIGURE 3.16: Représentation des numéros atomiques effectifs et densités électroniques normalisés par $Z_{eff}^{eau} = 7.48$ et $\rho_e^{eau} = 1$ respectivement pour les quatre valeurs de dose pour les tissus.

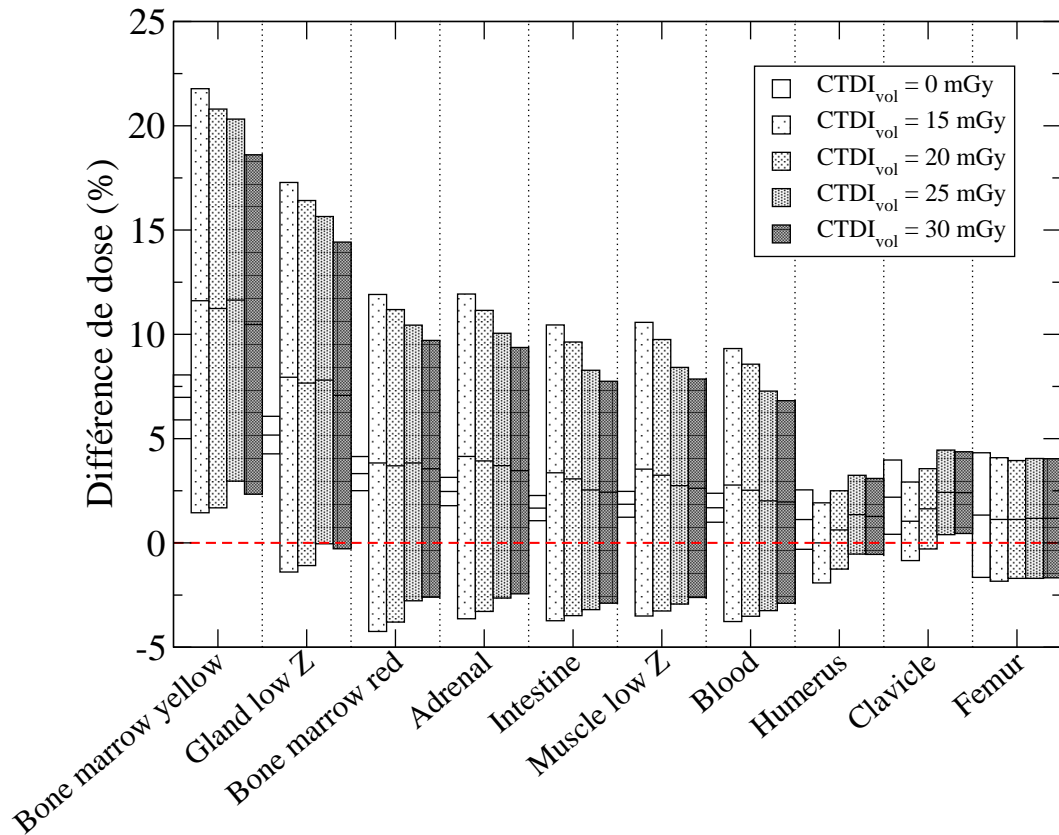


FIGURE 3.17: Différences de dose (%) pour les tissus humains alors qu'attribués avec le modèle de dose réduit à trois éléments. La ligne au milieu des rectangles représente la moyenne de la différence de dose. La dimension verticale des rectangles est l'écart-type des différences de dose.

de $CTDI_{vol} = 30$ mGy. Les moyennes des différences de dose sont entre 3.4% et 10.5% pour les tissus avec $Z_{eff} < 7.2$, ce qui est causé par le bruit et par la redéfinition du numéro atomique effectif des voxels où $Z_{eff} < 5.59$. La même tendance est observée pour les autres valeurs de dose. Le modèle de tissu réduit à trois éléments donnent donc de bons résultats mais seulement lorsque les voxels sont faiblement redéfinis à $Z_{eff} = 5.59$. Il est aussi observé que l'augmentation de la dose réduit l'écart-type des différences de dose, tel qu'attendu.

3.5.3 Calcul de la distance de Mahalanobis appliqué aux tissus humains

L'identification des tissus a été répétée avec la méthode du calcul de la distance de Mahalanobis. Les distributions de référence sont construites pour les 73 tissus humains. Pour ce faire, la moyenne des nombres CT est calculée à partir de la méthode stoechio-

métrique décrite à la section 3.5. Le numéro atomique effectif et la densité électronique sont déterminés avec les méthodes de calibration et de soustraction des énergies décrites à la section 3.2. Les distributions sont par la suite construites en ajoutant les écart-types du numéro atomique effectif et de la densité électronique du plastique du fantôme Gammex. Chaque distribution implique 10 000 points dans l'espace $[Z_{eff}^{ref}/Z_{eff}^{eau}, \rho_e^{ref}/\rho_e^{eau}]$. Les distances de Mahalanobis entre la densité électronique et le numéro atomique effectif (normalisés avec les valeurs de l'eau) mesurés dans un voxel de la représentation des images DECT et les distributions construites sont par la suite calculées. Le tissu pour lequel la distance de Mahalanobis est la plus petite est attribué au voxel en terme de densité et composition atomique. La procédure est répétée pour chaque voxel de la représentation des images DECT.

Les résultats de différence de dose obtenus sont présentés à la Fig. 3.18. Le cas spécial des images sans bruit est aussi présenté. Dans ce dernier cas, la plupart des matériaux sont correctement attribués (différence de dose de 0) excepté pour les tissus *Intestine*, *Muscle low Z* et *Blood* où les tissus *Lymph*, *Brain grey* et *Trachea* sont respectivement attribués. Ces erreurs sont causées par les déterminations des numéros atomiques effectifs et des densités électroniques à partir des courbes de calibration. Il est à noter que les différences de dose résultantes de ces erreurs sont assez importantes, soit 3% pour *Intestine*, 3.2% pour *Muscle low Z* et -0.4 % pour *Blood*.

Les moyennes des différences de dose sont toutes plus petites que 2.5% pour tous les tissus excepté pour *Bone marrow yellow*, *Bone marrow red*, *Adrenal gland* et *Clavicle* alors que la dose est de $CTDI_{vol} = 30$ mGy. Les grandes différences de dose sont expliquées par la volatilité des numéros atomiques effectifs déterminés. Cette volatilité est responsable de l'attribution de nombreux tissus causant des différences de dose significatives. Le résultat de l'attribution des tissus par la distance de Mahalanobis est présenté aux Tableaux C.3 et C.4 de l'Annexe C. Le pourcentage des quatre principaux tissus attribués ainsi que le nombre total de tissus attribués y sont présentés.

L'expérience a donc été répétée alors que la liste de distributions est limitée aux 10 tissus considérés (Tableaux 3.5 et 3.6) plutôt qu'aux 73 essayés auparavant. Le but de cet exercice est de vérifier si les grandes différences de dose observées plus haut peuvent être réduites en considérant un plus petit choix de tissus pouvant être attribués. Les résultats sont présentés à la Fig. 3.19 obtenu avec la dose $CTDI_{vol} = 30$ mGy. L'utilisation de la liste réduite diminue effectivement les moyennes des différences de dose pour la plupart des tissus considérés. La matrice de confusion résultante du calcul

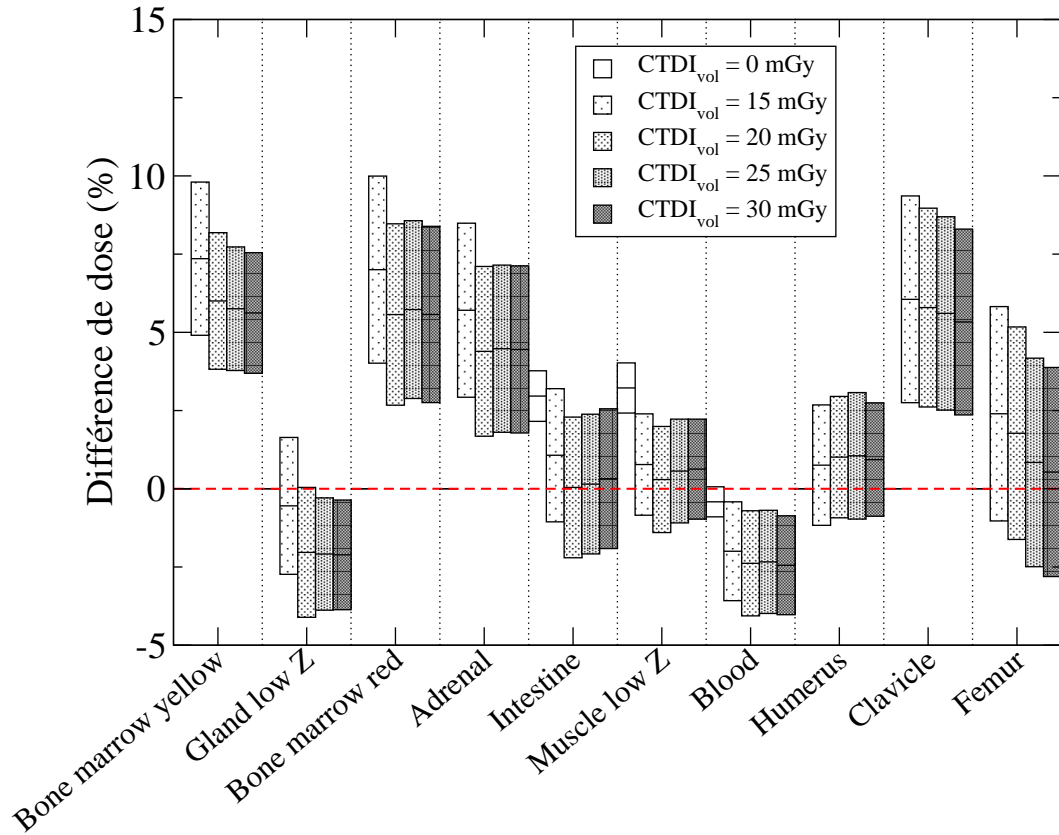


FIGURE 3.18: Différences de dose pour les tissus humains alors qu’attribués avec la distance de Mahalanobis. La ligne au milieu des rectangles représente la moyenne de la différence de dose. La dimension verticale des rectangles est l’écart-type des différences de dose.

de la distance de Mahalanobis pour la liste réduite des tissus est présentée au Tableau C.5 de l’Annexe C. Par exemple, 10 tissus sont attribués aux voxels du tissu *Clavicle* si la liste des 73 tissus humains est utilisée. Seulement 22 % des voxels sont correctement attribués à ce tissu et la différence de dose est de 5.33 %. Par contre, si la liste est réduite aux 10 tissus utilisés, 99 % des voxels sont correctement attribués et la différence de dose est de 0.03 %.

3.6 Comparaison des modèles d’attribution

Les moyennes des différences de dose acquises avec le calcul de la distance de Mahalanobis et avec le modèle de tissu réduit à trois éléments sont présentées au Tableau 3.8 pour le fantôme Gammex et au Tableau 3.9 pour les tissus. Ces résultats sont résumés à la Fig. 3.20 où le pourcentage des matériaux pour lequel l’identification avec la distance

Tableau 3.8: Comparaison des moyennes des différences de dose (%) entre les deux méthodes d'identification pour le fantôme Gammex. Les moyennes des différences de dose les plus près de zéro sont identifiées en caractère gras.

CTDI _{vol} Matériaux	15 mGy		20 mGy		25 mGy		30 mGy	
	Mahal	Tissu	Mahal	Tissu	Mahal	Tissu	Mahal	Tissu
BrainSR2	11.914	12.453	10.016	10.367	7.308	7.847	6.249	8.824
AdiposeAP6	2.217	11.727	1.832	9.412	1.5	8.521	0.53	6.836
BreastBR12	-0.262	3.551	0.07	4.5	0.28	4.391	0.074	2.819
Water	-4.541	-6.43	-2.328	-3.285	-1.244	-2.83	-0.93	-3.285
Solid water	-2.608	3.928	-1.972	2.417	-1.894	1.078	-1.555	2.054
Liver	-0.3	3.235	-0.134	0.861	-0.129	0.74	-0.051	0.215
BoneIB3	-0.702	1.234	-0.609	1.511	-0.497	1.339	-0.454	1.728
BoneB200	0.611	0.496	0.591	0.509	0.544	0.734	0.44	0.769
CB230	-0.017	-1.223	0.035	-0.899	-0.013	-1.467	-0.007	-1.695
CB250	0.062	0.964	0	1.534	0	2.175	0	1.486
Bone sb3	0	0.601	0	0.142	0	-0.522	0	0.034

Tableau 3.9: Comparaison des moyennes des différences de dose (%) entre les deux méthodes d'identification pour les tissus humains. Les moyennes des différences de dose les plus près de zéro sont identifiées en caractère gras.

CTDI _{vol} Matériaux	15 mGy		20 mGy		25 mGy		30 mGy	
	Mahal	Tissu	Mahal	Tissu	Mahal	Tissu	Mahal	Tissu
Bone marrow yellow	7.355	11.613	6.003	11.24	5.753	11.642	5.619	10.471
Gland low Z	-0.546	7.942	-2.033	7.665	-2.086	7.805	-2.112	7.071
Bone marrow red	7.004	3.833	5.57	3.695	5.727	3.833	5.571	3.554
Adrenal gland	5.707	4.148	4.392	3.932	4.477	3.705	4.452	3.465
Small intestine wall	1.072	3.361	0.043	3.071	0.15	2.54	0.321	2.432
Muscle low Z	0.774	3.536	0.295	3.244	0.567	2.743	0.628	2.619
Blood whole	-1.997	2.774	-2.382	2.525	-2.338	2.016	-2.446	1.963
Humerus sphe head	0.756	0.002	1.011	0.624	1.053	1.354	0.932	1.269
Clavicle	6.056	1.037	5.79	1.634	5.606	2.424	5.330	2.410
Femur cyl shaft	2.397	1.124	1.775	1.124	0.841	1.174	0.535	1.179

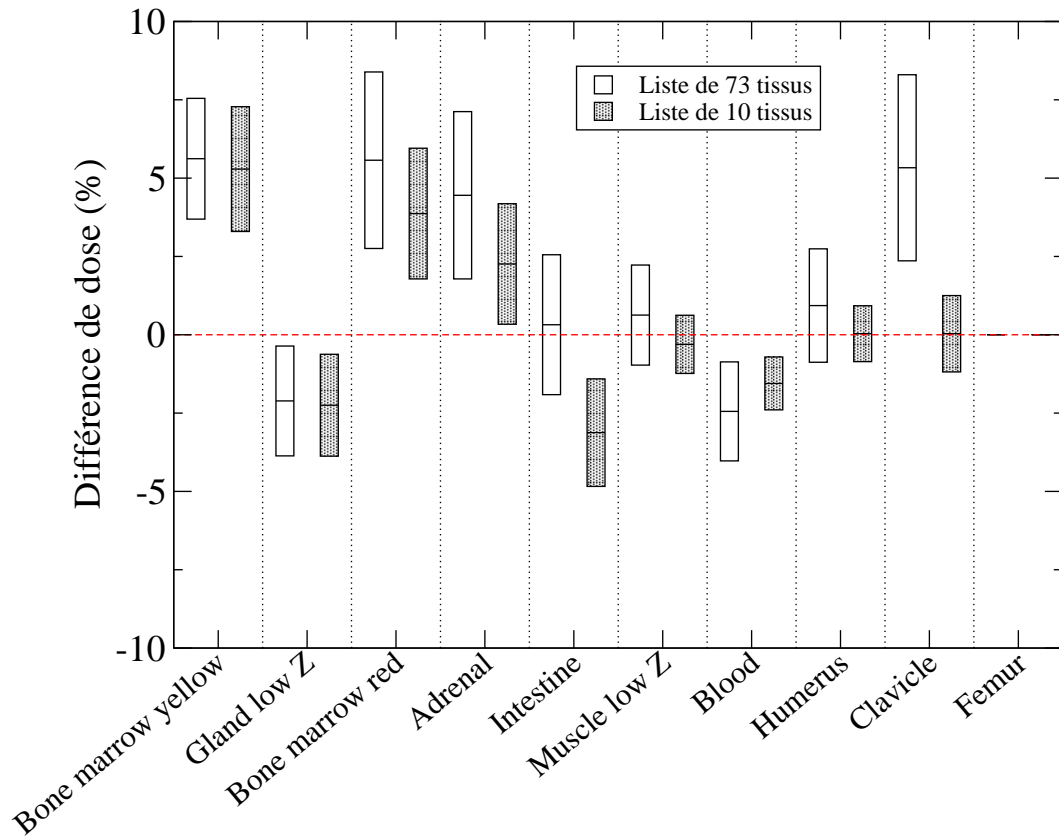


FIGURE 3.19: Différences de dose pour les tissus humains attribués avec la distance de Mahalanobis avec la dose $CTDI_{vol} = 30$ mGy. La ligne au milieu des rectangles représente la moyenne de la différence de dose. La dimension verticale des rectangles est l'écart-type des différences de dose. Les différences de dose obtenues avec la liste des 73 tissus humains et la liste réduite des 10 tissus considérés sont présentées.

de Mahalanobis donne des différences de dose plus près de zéro par rapport à l'identification avec les tissus réduits est présenté. L'identification des tissus avec le calcul de la distance de Mahalanobis s'avère plus juste que le modèle de tissu réduit à trois éléments pour le fantôme Gammex. En effet, les attributions des voxels à $CTDI_{vol} = 30$ mGy sont presque parfaites avec la distance de Mahalanobis et sinon les matériaux non correctement attribués ont des caractéristiques similaires au matériel étant sous essai ce qui résulte en de très faible différence de dose. Les deux modèles sont équivalents lorsqu'appliqués à la liste des 73 tissus humains. En effet, la liste de tissus possiblement attribués considérée lors du calcul de la distance de Mahalanobis contient plus de tissus que la liste des matériaux du fantôme Gammex, ce qui résulte à davantage d'attribution erronée et donc de plus grandes différences de dose.

En terminant, bien que le modèle d'attribution de tissu avec la distance de Mahalanobis

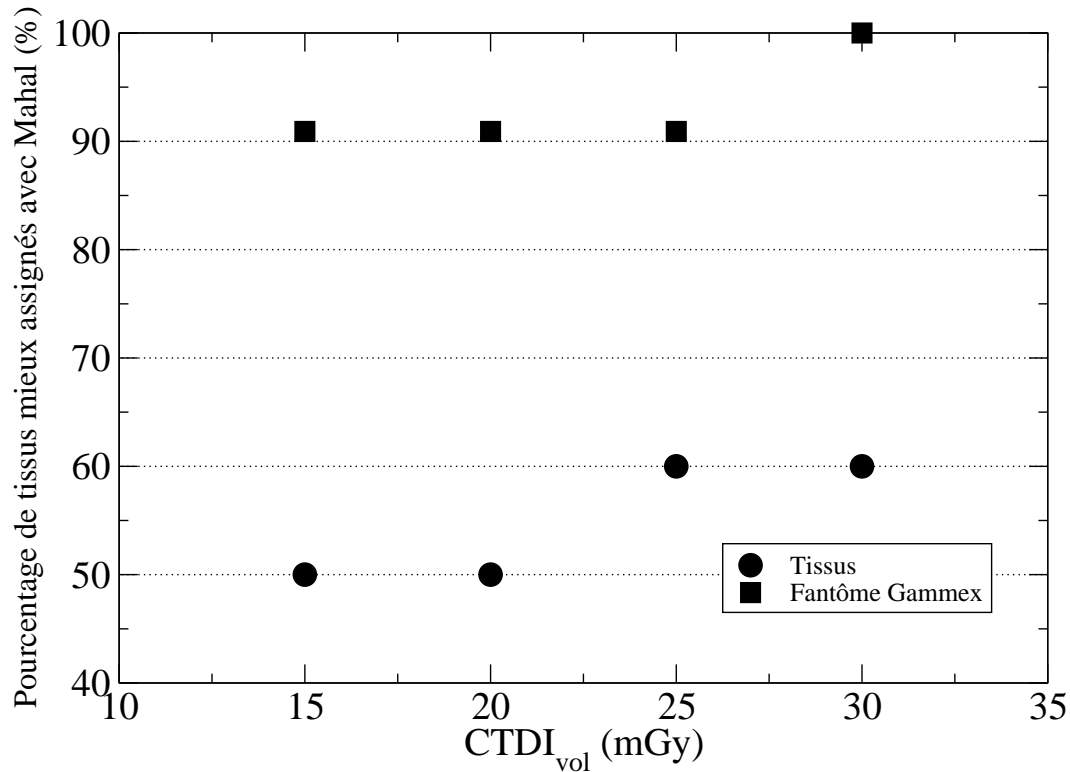


FIGURE 3.20: Pourcentage des matériaux alors qu'attribués avec la distance de Mahalanobis pour lesquels la moyenne de la différence de dose est plus petite que celle obtenue avec le modèle de tissu réduit à trois éléments en fonction de la dose $CTDI_{vol}$ (mGy) pour le fantôme Gammex et les tissus humains.

est plus juste que l'attribution de tissu avec le modèle de tissu réduit à trois éléments pour le fantôme Gammex, il est à noter que cette méthode demande beaucoup plus de ressources computationnelles que le modèle de tissu réduit à trois éléments. Ceci est dû au calcul de la matrice de covariance ainsi que son inverse impliqué dans la distance de Mahalanobis. En contrepartie, la calibration du modèle d'attribution de tissu réduit à trois éléments peut prendre un certain temps, mais une fois que la méthode est obtenue, celle-ci est beaucoup plus rapide que la distance de Mahalanobis. Ceci est un net avantage étant donné que les images DECT d'un cas clinique implique des milliers de voxels.

Chapitre 4

Conclusions

Une nouvelle méthode d'identification de tissu a été développée dans ce mémoire soit le modèle de tissu réduit à trois éléments. En effet, les tissus humains sont réduits à trois éléments seulement, soit H, C et O pour les tissus ayant un numéro atomique effectif $Z_{eff} < 7.51$ et H, O et P pour les tissus avec $Z_{eff} \geq 7.51$. La composition atomique des tissus réduits est choisie de sorte que ceux-ci sont équivalents en termes de distribution de dose par rapport aux tissus humains de référence. En effet, une optimisation des concentrations a été effectuée en variant la concentration d'hydrogène et en comparant la distribution de dose résultante avec la distribution de dose d'un tissu humain avec les paramètres de référence. La concentration des deux autres éléments est déterminée avec la conservation des concentrations et avec la définition du numéro atomique effectif. Les distributions de dose sont calculées à l'aide de simulations Monte Carlo avec les bibliothèques GEANT4 en utilisant une source point située au milieu du fantôme et ayant le spectre d'énergie de l'iode. Il a été observé qu'une variation de la concentration d'hydrogène implique une variation linéaire de la différence de dose permettant la détermination de la concentration d'hydrogène pour laquelle la différence de dose est zéro à l'aide d'une régression linéaire. Les concentrations d'hydrogène pour lesquelles la différence de dose est zéro sont mises en graphique par rapport au numéro atomique effectif et une régression linéaire est par la suite effectuée sur celles-ci. Cette régression peut donc être utilisée pour attribuer les concentrations des trois éléments suite à la détermination du numéro atomique effectif des voxels d'une image DECT. Il appert par contre que cette méthode n'est valide que pour l'intervalle $Z_{eff} = [5.59, 14.75]$. La densité du voxel est attribuée grâce à des régressions linéaires entre la densité électronique et la densité de référence de 73 tissus humains. En résulte donc une méthode attribuant une composition atomique et une densité à un voxel suite à la détermination du numéro

atomique effectif et de la densité électronique de ce même voxel à partir d'une image DECT. Un calcul de dose peut donc être effectué dans ce voxel.

Ce nouveau modèle d'identification de tissu a par la suite été testé sur des images DECT acquises expérimentalement. Le fantôme de calibration Gammex RMI 467 a été scanné avec un tomodensitomètre à double énergie. Quatre doses ont été utilisées soit $CTDI_{vol} = \{15 \text{ mGy}, 20 \text{ mGy}, 25 \text{ mGy} \text{ et } 30 \text{ mGy}\}$. La densité électronique de chaque voxel a été déterminée à partir de la méthode de soustraction des énergies et le numéro atomique effectif avec la méthode de calibration. Il a été observé que plusieurs voxels ont un numéro atomique effectif $Z_{eff} < 5.59$. Ceux-ci ont donc été redéfinis à cette valeur. Le modèle de tissu réduit à trois éléments a été testé sur les images acquises du fantôme Gammex et sur une représentation d'image DECT de 10 tissus humains pour lesquels les moyennes des nombres CT ont été déterminées grâce à la méthode stoechiométrique, les écart-types des nombres CT étant ceux de l'eau (mesurées à partir des images DECT). Les différences de dose obtenues sont plus petites que 3.5% pour tous les matériaux considérés avec la dose $CTDI_{vol} = 30 \text{ mGy}$, excepté pour les matériaux ayant $Z_{eff} < 7.2$. En effet, de nombreux voxels sont redéfinis à $Z_{eff} < 5.59$ ce qui augmente la moyenne du numéro atomique artificiellement et résulte en de plus grandes différence de dose.

Le modèle de tissu réduit à trois éléments a été comparé à une méthode connue d'identification de tissu, soit l'identification de tissu par le calcul de la distance de Mahalanobis. Cette méthode implique le calcul de la distance entre un point dans l'espace bidimensionnel du numéro atomique effectif et de la densité électronique et une distribution ayant comme moyenne le numéro atomique effectif et de la densité électronique de référence d'un matériel et les écart-types du plastique du fantôme Gammex. Les numéros atomiques effectifs et densités électroniques sont normalisés par les valeurs de l'eau dans le but de donner une pondération égale aux deux quantités dans le calcul de la distance. Le tissu de référence pour lequel la distance est la plus petite est attribué au voxel. Les différences de dose obtenues sont plus justes que le modèle de tissu réduit à trois éléments lorsque la liste de distribution considérée dans le calcul de la distance est petite. Par contre, lorsque la liste des 73 tissus humains est utilisée, les deux méthodes s'avèrent équivalentes. Il est à noter que le calcul de la distance de Mahalanobis demande beaucoup de ressource computationnelle en utilisant un processeur et donc de temps pour le calcul de la matrice de covariance ainsi que son inverse. Étant donné que le calcul de l'inverse d'une matrice est plus rapidement effectué sur GPU (*Graphics Processing Unit*), il pourrait être intéressant d'investiguer si l'identification des tissus par cette méthode pourrait être accélérée avec l'utilisation d'un GPU.

La faiblesse du modèle de tissu réduit à trois éléments réside dans son intervalle de validité soit $Z_{eff} = [5.59, 14.75]$. Cet intervalle pourrait être augmenté si d'autres matériaux ayant des numéros atomiques effectifs plus petits ou plus grands que les bornes de cet intervalle étaient considérés dans la construction du modèle et donc inclus dans la régression linéaire. La justesse de ce modèle dépend fortement des régressions linéaires reliant le numéro atomique effectif à la concentration d'hydrogène et la densité électronique à la densité. Seulement 10 tissus humains ont été impliqués dans la régression linéaire reliant le numéro atomique effectif à la concentration d'hydrogène alors que 73 tissus humains ont été considérés dans celle reliant la densité électronique à la densité. Le modèle pourrait être plus juste si tous les 73 tissus humains étaient considérés dans la régression linéaire reliant le numéro atomique effectif à la concentration d'hydrogène.

Un autre point de vue serait de limiter les tissus possibles à chaque site anatomique et de construire un modèle différent (et donc des régressions linéaires différentes) pour chaque site. La performance du modèle de tissu réduit à trois éléments demeure à être établie dans ce cas. Cette idée a déjà été investiguée pour le cas de l'identification de tissu par le calcul de Mahalanobis [46]. L'identification des tissus est plus performante pour cette méthode, ce qui est consistant avec les conclusions de cette thèse, soit que réduire le nombre de tissus possiblement attribués améliore les résultats de cette méthode.

Il est à noter que la performance des deux modèles est très dépendantes des erreurs associées à la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif du fantôme Gammex RMI. Celui-ci est optimisé par le fabricant pour reproduire la densité électronique des matériaux le plus juste possible. Une façon d'améliorer les résultats des modèles seraient donc d'élaborer un fantôme de calibration pour lequel la reproduction des densités et les compositions atomiques des matériaux seraient optimisés.

Il a été aussi observé que l'identification de tissu par le calcul de Mahalanobis pourrait être améliorée par rapport à sa méthode couramment utilisée dans la littérature. En effet, l'identification des matériaux se fait suite à la détermination de la densité électronique et du numéro atomique effectif des voxels. À chaque détermination est associée une erreur qui se propage par la suite lors de l'attribution. Cette étape peut être éliminée en considérant seulement les nombres CT des matériaux dans le calcul de la distance. En effet, la distance de Mahalanobis entre les nombres CT mesurés à basse et haute énergie et les distributions de référence des tissus (ayant pour moyennes les nombres CT déterminés par la méthode stoechiométrique et les écart-types des nombres

CT mesurés de l'eau) peut être calculée et donc l'identification peut être effectuée de la même manière qu'exposé au chapitre 3, soit en attribuant au voxel le tissu minimisant la distance de Mahalanobis. Ceci peut être effectué autant sur les images SECT que DECT. Les sources d'erreurs de cette méthode proviendraient principalement de la détermination des nombres CT à partir de la méthode stoechiométrique. Ces déterminations étaient aussi effectuées lors de l'identification basée sur la densité électronique et le numéro atomique effectif. Par contre, comme ces deux quantités ne seraient plus utilisées, les erreurs reliées à leurs déterminations ne seraient plus présentes dans la méthode ce qui améliorerait la performance de l'identification.

Annexe A

Paramètres de référence pour les 73 tissus humains

Tableau A.1: Densité ρ (g/cm³) et composition atomique (%) des 73 tissus humains

Tissu	Z	1	6	7	8	11	12	15	16	17	19	20	26	53
	A ρ	1.01 H	12.01 C	14.01 N	16 O	22.99 Na	24.31 Mg	30.97 P	32.07 S	35.45 Cl	39.1 K	40.08 Ca	55.85 Fe	126.9 I
Lung	0.26	10.3	10.5	3.1	74.9	0.2	0	0.2	0.3	0.3	0.2	0	0	0
Adipose low Z	0.93	11.6	68.1	0.2	19.8	0.1	0	0	0.1	0.1	0	0	0	0
Adipose mean Z	0.95	11.4	59.8	0.7	27.8	0.1	0	0	0.1	0.1	0	0	0	0
Adipose hi Z	0.97	11.2	51.7	1.3	35.5	0.1	0	0	0.1	0.1	0	0	0	0
bone marrow yellow	0.98	11.5	64.4	0.7	23.1	0.1	0	0	0.1	0.1	0	0	0	0
Gland lo Z	0.99	10.9	50.6	2.3	35.8	0.1	0	0.1	0.1	0.1	0	0	0	0
yellow red marrow	1.0	11.0	52.9	2.05	33.5	0.05	0	0.05	0.15	0.15	0.1	0	0.05	0
Gland mean Z	1.02	10.6	33.2	3.0	52.7	0.1	0	0.1	0.2	0.1	0	0	0	0
bone marrow red	1.03	10.5	41.4	3.4	43.9	0	0	0.1	0.2	0.2	0.2	0	0.1	0
brain fluid	1.01	11.1	0	0	88.0	0.5	0	0	0	0.4	0	0	0	0
adrenal gland	1.03	10.6	28.4	2.6	57.8	0	0	0.1	0.2	0.2	0.1	0	0	0
small intestine wall	1.03	10.6	11.5	2.2	75.1	0.1	0	0.1	0.1	0.2	0.1	0	0	0
urine	1.02	11.0	0.5	1.0	86.2	0.4	0	0.1	0	0.6	0.2	0	0	0
bile	1.03	10.8	6.1	0.1	82.2	0.4	0	0	0	0.4	0	0	0	0
lymph	1.03	10.8	4.1	1.1	83.2	0.3	0	0	0.1	0.4	0	0	0	0
pancreas	1.05	10.6	16.9	2.2	69.4	0.2	0	0.2	0.1	0.2	0.2	0	0	0
brain white	1.04	10.6	19.4	2.5	66.1	0.2	0	0.4	0.2	0.3	0.3	0	0	0
Prostate A	1.04	10.5	8.9	2.5	77.4	0.2	0	0.1	0.2	0	0.2	0	0	0
testis	1.04	10.6	9.9	2.0	76.6	0.2	0	0.1	0.2	0.2	0.2	0	0	0
Muscle lo Z	1.05	10.1	17.1	3.6	68.1	0.1	0	0.2	0.3	0.1	0.4	0	0	0
brain, grey	1.04	10.7	9.5	1.8	76.7	0.2	0	0.3	0.2	0.3	0.3	0	0	0
stomach	1.05	10.4	13.9	2.9	72.1	0.1	0	0.1	0.2	0.1	0.2	0	0	0
heart1	1.05	10.3	17.5	3.1	68.1	0.1	0	0.2	0.2	0.2	0.3	0	0	0
kidney1	1.05	10.2	16.0	3.4	69.3	0.2	0	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0	0
thyroid	1.05	10.4	11.9	2.4	74.5	0.2	0	0.1	0.1	0.2	0.1	0	0	0.1
heart2	1.05	10.4	13.9	2.9	71.8	0.1	0	0.2	0.2	0.2	0.3	0	0	0
liver1	1.05	10.3	15.6	2.7	70.1	0.2	0	0.3	0.3	0.2	0.3	0	0	0
kidney2	1.05	10.3	13.2	3.0	72.4	0.2	0	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0	0
aorta	1.05	9.9	14.7	4.2	69.8	0.2	0	0.4	0.3	0	0.1	0.4	0	0
Muscle mean Z	1.05	10.2	14.3	3.4	71.0	0.1	0	0.2	0.3	0.1	0.4	0	0	0
Muscle hi Z	1.05	10.2	11.2	3.0	74.5	0.1	0	0.2	0.3	0.1	0.4	0	0	0
Gland hi Z	1.06	10.2	15.8	3.7	69.8	0.1	0	0.1	0.2	0.1	0	0	0	0
heart3	1.05	10.4	10.3	2.7	75.6	0.1	0	0.2	0.2	0.2	0.3	0	0	0
ovary	1.05	10.5	9.3	2.4	76.8	0.2	0	0.2	0.2	0.2	0.2	0	0	0
kidney3	1.05	10.4	10.6	2.7	75.2	0.2	0	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0	0
liver2	1.06	10.2	13.9	3.0	71.6	0.2	0	0.3	0.3	0.2	0.3	0	0	0
spleen	1.06	10.3	11.3	3.2	74.1	0.1	0	0.3	0.2	0.2	0.3	0	0	0
trachea	1.06	10.1	13.9	3.3	71.3	0.1	0	0.4	0.4	0.1	0.4	0	0	0
blood whole	1.06	10.2	11.0	3.3	74.5	0.1	0	0.1	0.2	0.3	0.2	0	0.1	0
herart blood filled	1.06	10.3	12.1	3.2	73.4	0.1	0	0.1	0.2	0.3	0.2	0	0.1	0
liver3	1.07	10.1	12.6	3.3	72.7	0.2	0	0.3	0.3	0.2	0.3	0	0	0
Skin lo Z	1.09	10.0	25.0	4.6	59.4	0.2	0	0.1	0.3	0.3	0.1	0	0	0
Skin mean Z	1.09	10.0	20.4	4.2	64.5	0.2	0	0.1	0.2	0.3	0.1	0	0	0
Skin hi Z	1.09	10.1	15.8	3.7	69.5	0.2	0	0.1	0.2	0.3	0.1	0	0	0
connective tissue	1.12	9.4	20.7	6.2	62.2	0.6	0	0	0.6	0.3	0	0	0	0
cartilage	1.1	9.6	9.9	2.2	74.4	0.5	0	2.2	0.9	0.3	0	0	0	0
Bladder full	1.03	10.8	3.5	1.5	83.0	0.3	0	0.1	0.1	0.5	0.2	0	0	0
Bladder empty	1.04	10.5	9.6	2.6	76.1	0.2	0	0.2	0.2	0.3	0.3	0	0	0
sternum	1.25	7.8	31.6	3.7	43.8	0	0.1	4.0	0.2	0.1	0.1	8.5	0.1	0
sacrum male	1.29	7.4	30.2	3.7	43.8	0	0.1	4.5	0.2	0.1	0.1	9.8	0.1	0
D6 inc cart	1.3	7.3	26.5	3.6	47.3	0.1	0.1	4.8	0.3	0.1	0.1	9.8	0	0
whole column	1.33	7.1	25.8	3.6	47.2	0.1	0.1	5.1	0.3	0.1	0.1	10.5	0	0
D6 excl cart	1.33	7.0	28.7	3.8	43.7	0	0.1	5.1	0.2	0.1	0.1	11.1	0.1	0
humerus sphe head	1.33	7.1	37.9	2.6	34.2	0.1	0.1	5.6	0.2	0	0	12.2	0	0
femur sph head	1.33	7.1	37.9	2.6	34.2	0.1	0.1	5.6	0.2	0	0	12.2	0	0
femur con troch	1.36	6.9	36.6	2.7	34.7	0.1	0.1	5.9	0.2	0	0	12.8	0	0
C4 incl cart	1.33	6.6	24.3	3.7	47.1	0.1	0.1	5.7	0.3	0.1	0.1	11.9	0	0
sacrum female	1.39	6.6	27.1	3.8	43.5	0.1	0.1	5.8	0.3	0.1	0.1	12.5	0	0
humerus whole spec	1.39	6.7	35.2	2.8	35.2	0.1	0.1	6.2	0.2	0	0	13.5	0	0
ribs 2 6	1.41	6.4	26.3	3.9	43.6	0.1	0.1	6.0	0.3	0.1	0.1	13.1	0	0
innominate male	1.41	6.3	26.2	3.9	43.6	0.1	0.1	6.1	0.3	0.1	0.1	13.2	0	0
C4 excl cart	1.42	6.3	26.1	3.9	43.6	0.1	0.1	6.1	0.3	0.1	0.1	13.3	0	0
femur total	1.42	6.3	33.3	2.9	36.2	0.1	0.1	6.6	0.2	0	0	14.3	0	0
femur whole spec	1.43	6.3	33.1	2.9	36.3	0.1	0.1	6.6	0.2	0	0	14.4	0	0
innominate female	1.46	6.0	25.0	3.9	43.5	0.1	0.1	6.6	0.3	0.1	0.1	14.3	0	0
clavicle	1.43	6.0	31.3	3.1	37.0	0.1	0.1	7.0	0.2	0	0	15.2	0	0
humerus total	1.46	6.0	31.4	3.1	36.9	0.1	0.1	7.0	0.2	0	0	15.2	0	0
humerus cyl shaft	1.49	5.8	30.1	3.2	37.4	0.1	0.2	7.2	0.2	0	0	15.8	0	0
ribs 10	1.52	5.6	23.5	4.0	43.4	0.1	0.1	7.2	0.3	0.1	0.1	15.6	0	0
cranium	1.61	5.0	21.2	4.0	43.5	0.1	0.2	8.1	0.3	0	0	17.6	0	0
mandible	1.68	4.6	19.9	4.1	43.5	0.1	0.2	8.6	0.3	0	0	18.7	0	0
femur cyl shaft	1.75	4.2	20.4	3.8	41.5	0.1	0.2	9.3	0.3	0	0	20.2	0	0
cortical bone	1.92	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	0.2	10.3	0.3	0	0	22.5	0	0

Annexe B

Numéro atomique effectif et densité électronique des matériaux

Tableau B.1: Numéro atomique effectif mesuré Z_{eff}^{mes} et de référence Z_{eff}^{ref} ainsi que l'écart-type $\sigma_{Z_{eff}^{mes}}$ et densité électronique mesurée ρ_e^{mes} , de référence ρ_e^{ref} et l'écart-type $\sigma_{\rho_e^{mes}}$ mesurés à partir des images DECT pour les matériaux du fantôme Gammex. Les différences $\Delta Z_{eff} = (Z_{eff}^{mes}/Z_{eff}^{ref} - 1) \times 100\%$ et $\Delta \rho_e = (\rho_e^{mes}/\rho_e^{ref} - 1) \times 100\%$ sont aussi présentées.

CTDI _{vol} = 15 mGy								
Matériel	Z_{eff}^{ref}	Z_{eff}^{mes}	$\sigma_{Z_{eff}^{mes}}$	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{ref}	ρ_e^{mes}	$\sigma_{\rho_e^{mes}}$	$\Delta \rho_e$ (%)
Brain	6.09	6.17	0.59	1.25	1.05	1.04	0.02	0.84
Adipose	6.21	6.20	0.64	0.14	0.93	0.93	0.02	0.11
Breast	6.93	6.65	0.80	4.00	0.96	0.96	0.02	0.18
Water	7.48	6.89	0.83	7.87	1.00	1.00	0.02	0.22
Solid water	7.74	7.57	0.65	2.11	0.99	0.99	0.02	0.41
Liver	7.74	7.56	0.69	2.31	1.06	1.07	0.02	0.52
Bone IB3	10.42	10.29	0.44	1.24	1.09	1.09	0.02	0
Bone B200	10.42	10.46	0.41	0.32	1.10	1.11	0.02	0.46
CB2 30%	10.90	10.86	0.41	0.35	1.28	1.27	0.02	0.42
CB2 50%	12.54	12.50	0.27	0.32	1.47	1.47	0.02	0.06
Bone sb3	13.64	13.68	0.21	0.34	1.69	1.69	0.02	0.13
CTDI _{vol} = 20 mGy								
Matériel	Z_{eff}^{ref}	Z_{eff}^{mes}	$\sigma_{Z_{eff}^{mes}}$	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{ref}	ρ_e^{mes}	$\sigma_{\rho_e^{mes}}$	$\Delta \rho_e$ (%)
Brain	6.09	6.24	0.60	2.41	1.05	1.04	0.02	0.82
Adipose	6.21	6.27	0.65	0.91	0.93	0.93	0.02	0.12
Breast	6.93	6.72	0.79	3.02	0.96	0.96	0.02	0.19
Water	7.48	6.95	0.81	7.00	1.00	1.00	0.02	0.21
Solid water	7.74	7.61	0.62	1.59	0.99	0.99	0.02	0.40
Liver	7.74	7.60	0.66	1.78	1.06	1.07	0.02	0.54
Bone IB3	10.42	10.27	0.44	1.43	1.09	1.09	0.02	0.02
Bone B200	10.42	10.44	0.41	0.13	1.10	1.10	0.02	0.44
CB2 30%	10.9	10.84	0.41	0.52	1.28	1.27	0.02	0.42
CB2 50%	12.54	12.50	0.27	0.33	1.47	1.47	0.02	0.05
Bone sb3	13.64	13.71	0.22	0.52	1.69	1.69	0.02	0.10
CTDI _{vol} = 25 mGy								
Matériel	Z_{eff}^{ref}	Z_{eff}^{mes}	$\sigma_{Z_{eff}^{mes}}$	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{ref}	ρ_e^{mes}	$\sigma_{\rho_e^{mes}}$	$\Delta \rho_e$ (%)
Brain	6.09	6.28	0.60	3.16	1.05	1.04	0.02	0.78
Adipose	6.21	6.31	0.65	1.57	0.93	0.93	0.02	0.09
Breast	6.93	6.76	0.77	2.49	0.96	0.96	0.02	0.16
Water	7.48	6.99	0.78	6.58	1.00	1.00	0.02	0.18
Solid water	7.74	7.62	0.60	1.49	0.99	0.99	0.02	0.43
Liver	7.74	7.61	0.64	1.67	1.06	1.07	0.02	0.57
Bone IB3	10.42	10.23	0.44	1.86	1.09	1.09	0.02	0.00
Bone B200	10.42	10.39	0.41	0.30	1.1	1.11	0.02	0.46
CB2 30%	10.90	10.8	0.41	0.92	1.28	1.28	0.02	0.39
CB2 50%	12.54	12.48	0.28	0.47	1.47	1.47	0.02	0.07
Bone sb3	13.64	13.73	0.23	0.68	1.69	1.69	0.03	0.11
CTDI _{vol} = 30 mGy								
Matériel	Z_{eff}^{ref}	Z_{eff}^{mes}	$\sigma_{Z_{eff}^{mes}}$	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{ref}	ρ_e^{mes}	$\sigma_{\rho_e^{mes}}$	$\Delta \rho_e$ (%)
Brain	6.09	6.29	0.61	3.33	1.05	1.04	0.02	0.74
Adipose	6.21	6.32	0.66	1.74	0.93	0.93	0.02	0.06
Breast	6.93	6.77	0.78	2.28	0.96	0.96	0.02	0.12
Water	7.48	7.00	0.79	6.37	1.00	1.00	0.02	0.14
Solid water	7.74	7.64	0.60	1.24	0.99	0.99	0.02	0.47
Liver	7.74	7.63	0.64	1.43	1.06	1.07	0.02	0.62
Bone IB3	10.42	10.22	0.44	1.88	1.09	1.09	0.02	0.05
Bone B200	10.42	10.39	0.40	0.34	1.10	1.11	0.02	0.52
CB2 30%	10.90	10.79	0.4	1.00	1.28	1.28	0.02	0.32
CB2 50%	12.54	12.46	0.28	0.65	1.47	1.47	0.02	0.15
Bone sb3	13.64	13.71	0.23	0.53	1.69	1.69	0.03	0.2

Tableau B.2: Comparaison entre les numéros atomiques effectifs mesurés (Z_{eff}^{mes}) et de référence (Z_{eff}^{ref}) ainsi que la différence entre les deux $\Delta Z_{eff} = (Z_{eff}^{mes}/Z_{eff}^{ref} - 1) \times 100\%$ (%) pour les 10 tissus humains considérés. La comparaison entre la densité électronique mesurée (ρ_e^{mes}) et de référence (ρ_e^{ref}) ainsi que la différence entre les deux $\Delta \rho_e = (\rho_e^{mes}/\rho_e^{ref} - 1) \times 100\%$ (%) est aussi présentée pour les quatre valeurs de dose.

CTDI _{vol} = 15 mGy						
Tissu	Z_{eff}^{mes}	Z_{eff}^{ref}	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{mes}	ρ_e^{ref}	$\Delta \rho_e$ (%)
Bone marrow yellow	6.5113	6.3117	3.16	0.9789	0.9817	-0.28
Gland low Z	6.7603	6.6471	1.70	0.9831	0.9866	-0.36
Bone marrow red	7.1250	7.1207	0.06	1.0200	1.0228	-0.27
Adrenal gland	7.2145	7.1786	0.50	1.0201	1.0240	-0.39
Intestine	7.4821	7.4431	0.52	1.0189	1.0242	-0.51
Muscle low Z	7.5543	7.5230	0.41	1.0344	1.0392	-0.46
Blood whole	7.6766	7.6598	0.22	1.0457	1.0501	-0.42
Humerus sphe head	11.4636	11.4327	0.27	1.2765	1.2784	-0.15
Clavicle	12.1644	12.1526	0.10	1.3585	1.3601	-0.12
Femur cyl shaft	13.2004	13.2033	-0.02	1.6340	1.6354	-0.09
CTDI _{vol} = 20 mGy						
Tissu	Z_{eff}^{mes}	Z_{eff}^{ref}	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{mes}	ρ_e^{ref}	$\Delta \rho_e$ (%)
Bone marrow yellow	6.5147	6.3117	3.22	0.9791	0.9817	-0.27
Gland low Z	6.7669	6.6471	1.80	0.9833	0.9866	-0.34
Bone marrow red	7.1374	7.1207	0.24	1.0199	1.0228	-0.29
Adrenal gland	7.2229	7.1786	0.62	1.0200	1.0240	-0.39
Intestine	7.4855	7.4431	0.57	1.0190	1.0242	-0.51
Muscle low Z	7.5575	7.5230	0.46	1.0343	1.0392	-0.47
Blood whole	7.6785	7.6598	0.24	1.0455	1.0501	-0.44
Humerus sphe head	11.4313	11.4327	-0.01	1.2764	1.2784	-0.15
Clavicle	12.1421	12.1526	-0.09	1.3586	1.3601	-0.11
Femur cyl shaft	13.2019	13.2033	-0.01	1.6337	1.6354	-0.10
CTDI _{vol} = 25 mGy						
Tissu	Z_{eff}^{mes}	Z_{eff}^{ref}	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{mes}	ρ_e^{ref}	$\Delta \rho_e$ (%)
Bone marrow yellow	6.5464	6.3117	3.72	0.9788	0.9817	-0.30
Gland low Z	6.7950	6.6471	2.23	0.9831	0.9866	-0.35
Bone marrow red	7.1682	7.1207	0.67	1.0198	1.0228	-0.29
Adrenal gland	7.2397	7.1786	0.85	1.0201	1.0240	-0.38
Intestine	7.4847	7.4431	0.56	1.0193	1.0242	-0.48
Muscle low Z	7.5587	7.5230	0.47	1.0347	1.0392	-0.44
Blood whole	7.6753	7.6598	0.20	1.0459	1.0501	-0.40
Humerus sphe head	11.3909	11.4327	-0.37	1.2766	1.2784	-0.14
Clavicle	12.1106	12.1526	-0.35	1.3588	1.3601	-0.09
Femur cyl shaft	13.1957	13.2033	-0.06	1.6345	1.6354	-0.06
CTDI _{vol} = 30 mGy						
Tissu	Z_{eff}^{mes}	Z_{eff}^{ref}	ΔZ_{eff} (%)	ρ_e^{mes}	ρ_e^{ref}	$\Delta \rho_e$ (%)
Bone marrow yellow	6.5234	6.3117	3.35	0.9794	0.9817	-0.24
Gland low Z	6.7825	6.6471	2.04	0.9836	0.9866	-0.30
Bone marrow red	7.1699	7.1207	0.69	1.0206	1.0228	-0.21
Adrenal gland	7.2424	7.1786	0.89	1.0209	1.0240	-0.31
Intestine	7.4916	7.4431	0.65	1.0200	1.0242	-0.41
Muscle low Z	7.5664	7.5230	0.58	1.0355	1.0392	-0.36
Blood whole	7.6849	7.6598	0.33	1.0467	1.0501	-0.32
Humerus sphe head	11.3915	11.4327	-0.36	1.2769	1.2784	-0.11
Clavicle	12.1114	12.1526	-0.34	1.3587	1.3601	-0.10
Femur cyl shaft	13.1962	13.2033	-0.05	1.6346	1.6354	-0.05

Annexe C

Matrices de confusion résultantes de la distance de Mahalanobis

Tableau C.1: Matrices de confusion pour le fantôme Gammex avec $Z_{eff} < 10$. Les résultats présentés sont en termes de pourcentage. Les colonnes représentent les matériaux attribués aux matériaux identifiés dans les lignes.

CTDI _{vol} = 15 mGy						
	BrainSR2	AdiposeAP6	BreastBR12	Water	Solid Water	Liver
BrainSR2	82.01	0.00	0.18	15.45	1.39	0.97
AdiposeAP6	0.12	92.68	7.05	0.15	0.00	0.00
BreastBR12	1.01	6.20	87.03	5.49	0.27	0.00
Water	18.58	0.06	5.96	42.43	32.98	0.00
Solid Water	4.19	0.00	3.21	35.13	57.47	0.00
Liver	1.39	0.00	0.00	0.94	0.86	96.81
CTDI _{vol} = 20 mGy						
	BrainSR2	AdiposeAP6	BreastBR12	Water	Solid Water	Liver
BrainSR2	84.96	0.00	0.06	14.06	0.32	0.59
AdiposeAP6	0.03	94.04	5.81	0.12	0.00	0.00
BreastBR12	0.68	1.87	94.72	2.58	0.15	0.00
Water	12.06	0.03	4.03	45.33	38.52	0.03
Solid Water	3.12	0.00	0.45	38.42	58.01	0.00
Liver	0.50	0.00	0.00	0.44	0.21	98.85
CTDI _{vol} = 25 mGy						
	BrainSR2	AdiposeAP6	BreastBR12	Water	Solid Water	Liver
BrainSR2	89.28	0.00	0.00	10.07	0.18	0.47
AdiposeAP6	0.00	95.11	4.80	0.09	0.00	0.00
BreastBR12	0.27	1.16	95.82	2.46	0.30	0.00
Water	9.27	0.00	1.63	47.88	41.21	0.00
Solid Water	2.23	0.00	0.09	42.29	55.39	0.00
Liver	0.50	0.00	0.00	0.62	0.18	98.70
CTDI _{vol} = 30 mGy						
	BrainSR2	AdiposeAP6	BreastBR12	Water	Solid Water	Liver
BrainSR2	90.69	0.00	0.00	9.04	0.09	0.18
AdiposeAP6	0.00	98.28	1.66	0.06	0.00	0.00
BreastBR12	0.21	0.71	97.74	1.25	0.09	0.00
Water	8.15	0.00	0.74	52.86	38.25	0.00
Solid Water	1.58	0.00	0.03	38.45	59.94	0.00
Liver	0.21	0.00	0.00	0.12	0.09	99.59

Tableau C.2: Matrices de confusion pour le fantôme Gammex avec $Z_{eff} > 10$. Les résultats présentés sont en termes de pourcentage. Les colonnes représentent les matériaux attribués aux matériaux identifiés dans les lignes.

CTDI _{vol} = 15 mGy						
	Solid Water	BoneIB3	BoneB200	CB2-30%	CB2-50%	Bone SB3
BoneIB3	0.06	62.48	37.40	0.06	0.00	0.00
BoneB200	0.00	33.21	66.76	0.03	0.00	0.00
CB2-30%	0.00	0.00	0.21	99.67	0.12	0.00
CB2-50%	0.00	0.00	0.00	0.03	99.97	0.00
Bone SB3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00
CTDI _{vol} = 20 mGy						
	Solid Water	BoneIB3	BoneB200	CB2-30%	CB2-50%	Bone SB3
BoneIB3	0.00	68.23	31.77	0.00	0.00	0.00
BoneB200	0.00	31.88	68.12	0.00	0.00	0.00
CB2-30%	0.00	0.00	0.09	99.91	0.00	0.00
CB2-50%	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00
Bone SB3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00
CTDI _{vol} = 25 mGy						
	Solid Water	BoneIB3	BoneB200	CB2-30%	CB2-50%	Bone SB3
BoneIB3	0.00	73.19	26.81	0.00	0.00	0.00
BoneB200	0.00	28.15	71.85	0.00	0.00	0.00
CB2-30%	0.00	0.00	0.03	99.97	0.00	0.00
CB2-50%	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00
Bone SB3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00
CTDI _{vol} = 30 mGy						
	Solid Water	BoneIB3	BoneB200	CB2-30%	CB2-50%	Bone SB3
BoneIB3	0.00	76.70	23.30	0.00	0.00	0.00
BoneB200	0.00	23.14	76.86	0.00	0.00	0.00
CB2-30%	0.00	0.00	0.03	99.97	0.00	0.00
CB2-50%	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00	0.00
Bone SB3	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	100.00

Tableau C.3: Matrices de confusion pour les tissus avec la liste de 73 tissus. Les résultats présentés sont en termes de pourcentage. Les colonnes représentent les matériaux attribués aux matériaux identifiés dans les lignes. L'avant-dernière colonne est le pourcentage des autres tissus attribués autre que ceux présentés alors que la dernière colonne est le nombre de tissu total attribué.

CTDI _{vol} = 15 mGy						
bone marr yell	bone marr yell	adipose hi Z	yell red marr	adipose mean Z	Autres	Tissus
	32.57	28.85	13.34	11.51	13.73	10
	adipose hi Z	yell red marr	gland low Z	bone marr yell	Autres	Tissus
gland low Z	28.99	20.77	18.82	15.50	15.92	10
	brain fluid	bone marr red	gland hi Z	gland mean Z	Autres	Tissus
bone marr red	31.92	19.20	13.88	10.59	24.41	27
	brain fluid	bone marr red	gland hi Z	gland mean Z	Autres	Tissus
adrenal gland	32.43	18.96	12.87	7.72	28.02	30
	brain fluid	gland hi Z	urine	bone marr red	Autres	Tissus
Intestine	35.38	12.10	12.01	9.38	31.12	34
	gland hi Z	urine	brain fluid	bladder full	Autres	Tissus
Muscle low z	18.34	15.44	12.19	8.91	45.12	40
	thyroid	skin lo Z	gland hi Z	urine	Autres	Tissus
Blood	16.42	14.70	10.36	10.30	48.22	40
	c4 incl cart	fem con troch	hum spe head	d6 inc cart	Autres	Tissus
hum spe head	29.05	19.79	18.22	8.96	23.96	11
	fem whole spec	inno female	clavicle	femur total	Autres	Tissus
clavicle	20.41	17.99	15.86	15.80	29.94	13
	fem cyl shaft	mandible	cortical bone			Tissus
fem cyl shaft	90.74	9.23	0.03			3
CTDI _{vol} = 20 mGy						
bone marr yell	bone marr yell	adipose hi Z	adipose mean Z	yell red marr	Autres	Tissus
	42.78	28.40	11.09	8.05	9.67	9
	adipose hi Z	bone marr yell	gland low Z	yell red marr	Autres	Tissus
gland low Z	28.79	26.09	17.31	16.24	11.57	10
	brain fluid	bone marr red	gland mean Z	gland hi Z	Autres	Tissus
bone marr red	29.47	25.80	15.47	10.47	18.79	24
	brain fluid	bone marr red	gland mean Z	gland hi Z	Autres	Tissus
adrenal gland	30.15	25.62	12.90	9.70	21.63	24
	brain fluid	bone marr red	gland hi Z	urine	Autres	Tissus
Intestine	34.29	15.09	9.85	9.29	31.48	29
	gland hi Z	urine	brain fluid	bladder full	Autres	Tissus
Muscle low z	20.95	15.12	10.09	8.61	45.24	38
	gland hi Z	skin lo Z	thyroid	urine	Autres	Tissus
Blood	17.07	14.85	10.47	9.05	48.55	39
	c4 incl cart	fem con troch	whole column	femur sph head	Autres	Tissus
hum spe head	31.18	17.13	14.38	10.59	26.72	10
	fem whole spec	clavicle	inno female	femur total	Autres	Tissus
clavicle	23.58	19.47	15.86	13.76	27.34	11
	fem cyl shaft	mandible	cortical bone			Tissus
fem cyl shaft	92.75	7.22	0.03			3

Tableau C.4: Matrices de confusion pour les tissus avec la liste de 73 tissus. Les résultats présentés sont en termes de pourcentage. Les colonnes représentent les matériaux attribués aux matériaux identifiés dans les lignes. L'avant-dernière colonne est le pourcentage des autres tissus attribués autre que ceux présentés alors que la dernière colonne est le nombre de tissu total attribué.

CTDI _{vol} = 25 mGy						
bone marr yell	bone marr yell	adipose hi Z	gland low Z	adipose mean Z	Autres	Tissus
	44.97	33.20	8.43	7.07	6.33	8
gland low Z	adipose hi Z	bone marr yell	gland low Z	yell red marr	Autres	Tissus
	29.97	24.44	23.91	16.72	4.97	9
bone marr red	brain fluid	bone marr red	gland mean Z	gland hi Z	Autres	Tissus
	29.08	27.46	16.24	8.05	19.17	22
adrenal gland	brain fluid	bone marr red	gland mean Z	gland hi Z	Autres	Tissus
	29.08	27.25	12.46	8.17	23.05	22
Intestine	brain fluid	bone marr red	urine	adrenal gland	Autres	Tissus
	31.12	15.24	11.42	8.88	33.34	25
Muscle low z	gland hi Z	urine	bladder full	stomach	Autres	Tissus
	22.10	17.63	11.12	6.30	42.84	38
Blood	gland hi Z	skin lo Z	thyroid	urine	Autres	Tissus
	19.26	11.98	10.38	7.54	50.83	38
hum spe head	c4 incl cart	whole column	fem con troch	hum sphe head	Autres	Tissus
	33.58	17.60	14.32	11.86	22.63	10
clavicle	fem whole spec	clavicle	femur total	inno female	Autres	Tissus
	26.18	19.50	18.93	14.08	21.30	10
fem cyl shaft	fem cyl shaft	mandible				Tissus
	96.57	3.43				2
CTDI _{vol} = 30 mGy						
bone marr yell	bone marr yell	adipose hi Z	gland low Z	yell red marr	Autres	Tissus
	47.46	34.88	9.23	4.41	4.02	7
gland low Z	adipose hi Z	gland low Z	bone marr yell	yell red marr	Autres	Tissus
	29.14	28.40	24.94	15.86	1.66	9
bone marr red	bone marr red	brain fluid	gland mean Z	adrenal gland	Autres	Tissus
	33.22	26.92	14.91	5.68	19.26	17
adrenal gland	bone marr red	brain fluid	gland mean Z	adrenal gland	Autres	Tissus
	32.54	27.22	10.15	7.16	22.93	17
Intestine	brain fluid	bone marr red	urine	adrenal gland	Autres	Tissus
	28.99	17.46	13.28	8.55	31.72	21
Muscle low z	gland hi Z	urine	bladder full	pancreas	Autres	Tissus
	21.04	15.15	12.10	10.92	40.80	35
Blood	gland hi Z	thyroid	skin lo Z	liver3	Autres	Tissus
	20.09	13.40	10.41	6.95	49.14	34
hum spe head	c4 incl cart	whole column	femur sph head	fem con troch	Autres	Tissus
	36.18	20.77	12.40	11.30	19.35	9
clavicle	fem whole spec	femur total	clavicle	inno female	Autres	Tissus
	28.31	23.17	21.57	11.30	15.65	10
fem cyl shaft	fem cyl shaft	mandible				Tissus
	97.87	2.13				2

Tableau C.5: Matrices de confusion pour les tissus avec la liste de 10 tissus. Les résultats présentés sont en termes de pourcentage. Les colonnes représentent les matériaux attribués aux matériaux identifiés dans les lignes. L'avant-dernière colonne est le pourcentage des autres tissus attribués autre que ceux présentés alors que la dernière colonne est le nombre de tissu total attribué.

CTDI _{vol} = 30 mGy							
	bone marr yell	gland low Z	bone marr red	adrenal gland	Intestine	Muscle low z	Blood
bone marr yell	52.16	47.07	0.77	0	0	0	0
gland low Z	25.44	72.81	1.72	0.33	0	0	0
bone marr red	0	2.16	35.80	14.41	41.95	4.76	0.92
adrenal gland	0	1.63	29.02	16.69	45.18	6.09	1.39
Intestine	0	1.12	12.25	12.78	61.09	10.83	1.92
Muscle low z	0	0	0.12	1.36	37.37	38.96	22.19
Blood	0	0	0	0	11.92	28.22	59.85
	hum spe head	clavicle	fem cyl shaft				
hum spe head	99.97	0.03	0				
clavicle	0.27	99.73	0				
fem cyl shaft	0	0	100				

Bibliographie

- [1] W.R. Hendee and E.R. Ritenour. *Medical Imaging Physics, 4th Edition*. LWW ; Third, North American Edition, New York :Wiley, 2002.
- [2] J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, and J.M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition*. LWW ; Third, North American Edition, Philadelphia, PA, 2011.
- [3] P. Allisy-Roberts and J. Willians. *Farr's physics for medical imaging*. Saunders Limited, Philadelphia, PA, 2007.
- [4] F. H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, Morlenbach, Germany, 1986.
- [5] F. M. Khan. *The Physics of Radiation Therapy 4th ed.* Baltimore, MD, Dordrecht, New York, 2010.
- [6] E.J. Hall and D.J. Brenner. Cancer risks from diagnostic radiology. *The British Journal of Radiology*, 81 :362–378, 2008.
- [7] P. M. Silverman, W. A. Kalender, and J. D. Hazle. Common terminology for single and multislice helical CT. *AJR Am J Roentgenol.*, 176 :1135–1136, 2001.
- [8] R. Smith-Bindman, J. Lipson, R. Marcus, K.P. Kim, M. Mahesh, R. Gould, A. Berrington de Gonzalez, and D.L. Miglioretti. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch. Intern. Med.*, 169 :2078–2086, 2009.
- [9] A. Berrington de Gonzalez, M. Mahesh, K.P. Kim, M. Bhargavan, R. Lewis, F. Mettler, and C. Lang. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch. Intern. Med.*, 169 :2071–2077, 2009.

- [10] D.J. Brenner and E.J. Hall. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.*, 357 :2277–2284, 2007.
- [11] M. Tubiana. Comment on computed tomography and radiation exposure. *N. Engl. J. Med.*, 358 :852–853, 2008.
- [12] G. T. Herman. *Fundamentals of computerized tomography : image reconstruction from projections*. Springer, Dordrecht, New York, 2009.
- [13] K. Grant and R. Raupach. SAFIRE : Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. *White journal (www.usa.siemens.com/healthcare)*, pages 1–7, 2012.
- [14] D. E. Kulh and R. Q. Edwards. Image separation radioisotope scanning. *Radiology*, 80 :653–662, 1963.
- [15] M. Bazalova, J.F. Carrier, L. Beaulieu, and F. Verhaegen. Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations. *Phys. Med. Biol.*, 53 :2439–2456, 2008.
- [16] D.W.O. Rogers and I. Kawrakow. The EGSnrc code system : Monte Carlo simulation of electron and photon transport. *NRCC Report PIRS-701*, 2006.
- [17] B.R.B. Walters, I. Kawrakow, and D.W.O. Rogers. DOSXYZnrc users manual NRCC report. *PIRS-794 rev B*, 2007.
- [18] F. Verhagen and S. Devic. Sensitivity study for CT image use in Monte Carlo treatment planning. *Phys. Med. Biol.*, 50 :937–946, 2005.
- [19] F.C.P. Du Plessis, C.A. Willemse, and M.G. Lotter. The indirect used of CT numbers to establish material properties needed for Monte Carlo calculation of dose distributions in patients. *Med. Phys.*, 25 :1195–1206, 1998.
- [20] J.V. Siebers, P.J Keall, and R. Mohan. *Performance benchmarks of the MCV Monte Carlo system 13th Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy (XIIIth ICCR)*. ed. W Schlegel and T Bortfeld, Heidelberg : Springer, 2000.
- [21] U. Schneider, E. Pedroni, and A. Lomax. The calibration of CT hounsfield units for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med. Biol.*, 41 :111–1124, 1996.
- [22] W. Schneider, T. Bortfeld, and W. Schlegel. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Phys. Med. Biol.*, 45 :459–478, 2000.

- [23] N. Papanikolaou, J.J. Battista, A.L. Boyer, C. Kappas, E. Klein, T.R. Mackie, M. Sharpe, and J. van Dyk. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. *AAPM report no. 85*, pages 1–135, 2011.
- [24] M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. DeWerd, W.F. Hanson, M. Saiful Huq, G.S. Ibbott, M.G. Mitch, R. Nath, and J.F. Williamson. Update of AAPM task group no. 43 report : A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.*, 31 :634–674, 2004.
- [25] M.J. Rivard, W.M. Butter, L.A. DeWerd, M. Saiful Huq, G.S. Ibbott, A.S. Meigooni, C.S. Melhus, M.G. Mitch, R. Nath, and J.F. Williamson. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group no. 43 Report. *Med. Phys.*, 34 :2184–2205, 2007.
- [26] L. Beaulieu, A.C. Tedgren, J.F. Carrier, S.D. Davies, F. Mourtada, M. Rivard, R.M. Thomson, F. Verhaegen, T.A. Waring, and J.F. Williamson. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism : Current status and recommendations for clinical implementation. *Med. Phys.*, 39 :6208–6236, 2012.
- [27] B. J. Yeh, J.A. Shepherd, Z. J. Wang, H. S. Teh, R. Hartman, and S. Prevrhal. Dual Energy and Low kVp CT in the Abdomen. *AJR Am J Roentgenol*, 193 :47–54, 2010.
- [28] B. Li. Dual-Energy CT with Fast-kVp switching and its applications in orthopedics. *OMICS J Radiology*, 2 :1000137 :1–1000137 :8, 2013.
- [29] J. Hsieh. Dual-energy CT with fast-kVp switching. *Med. Phys.*, 36 :2749–2749, 2009.
- [30] T.R. Johnson, B. Krauss, M. Seldmair, M. Grasruck, H. Bruder, D. Morhard, C. Fink, S. Weckbach, M. Lenhard, B. Schmidt, T. Flohr, M.F. Reiser, and C.R. Becker. Material differentiation by dual energy CT : initial experience. *Euro. Radiol.*, 17 :1510–1517, 2007.
- [31] M. Persilka, H. Bruder, B. Kauss, K. Stiertorfer, and T. Flohr. Technical principles of dual source ct. *Eur. J. Radiol.*, 68 :362–368, 2008.
- [32] S.S. Halliburton, S. Sola, S.A. Kuzmiak, N.A. Obuchowski, M. Desai, S.D. Flamm, and P. Schoenhagen. Effect of dual-source cardiac computed tomography on pa-

- tient radiation dose in a clinical setting : comparison to single-source imaging. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 2 :392–400, 2008.
- [33] P.R. Seidensticker and L. K. Hofmann. *Dual source CT imaging*. ed. W Schlegel and T Bortfeld, Heidelberg : Springer, 2008.
- [34] F. Schwarz, B. Ruzsics, U.J. Schiepf, G. Bastarrika, S.A. Chiaramida, J.A. Abro, R.L. Brothers, S. Vogt, B. Schmidt, P. Costello, and P.L. Zwerner. Dual-energy CT of the heart—principles and protocols. *Eur. j. Radiol.*, 68 :423–433, 2008.
- [35] B. Ruzsics, F. Schwarz, U.J. Schoepf, Y.S. Lee, G. Bastarrika, S.A. Chiaramida, P. Costello, and P.L. Zwerner. Comparison of dual-energy computed tomography of the heart with single photon emission computed tomography for assessment of coronary artery stenosis and of the myocardial blood supply. *Am. J. Cardiol.*, 104 :318–326, 2009.
- [36] M. Nagao, T. Kido, K. Watanabe, H. Saeki, H. Okayama, A. Kurata, K. Hosokawa, H. Higashino, and T. Mochizuki. Functional assessment of coronary artery flow using adenosine stress dual-energy CT : a preliminary study. *Int J Cardiovasc Imaging*, 27 :471–481, 2011.
- [37] A. Graser, T.R. Johnson, M. Bader, M. Staehler, N. Haseke, K. Nikolaou, M.F. Reiser, C.G. Stief, and C.R. Becker. Dual energy CT characterization of urinary calculi : initial in vitro and clinical experience. *Invest. Radiol.*, 13 :112–119, 2008.
- [38] A.N. Primak, J.G. Fletcher, T.J. Vrtiska, O.P. Dzyubak, J.C. Lieske, M.E. Jackson, J.C. Williams, and C.H. McCollough. Noninvasive differentiation of uric acid versus non-uric acid kidney stones using dual-energy CT. *Acad. Radiol.*, 14 :1441–1447, 2008.
- [39] A. Graser, T.R. Johnson, H. Chandarana, and M. Macari. Dual energy CT : preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur. Radiol.*, 19 :13–23, 2009.
- [40] N.M. Kulkarni, B.H. Eisner, D.F. Pinho, M.C. Joshi, A.R. Kambadakone, and D.V. Sahani. Determination of renal stone composition in phantom and patients using single-source dual-energy computed tomography. *J. Comput. Assis. Tomogr.*, 37 :37–45, 2013.

- [41] S.F. Thieme, T.R. Johnson, C. Lee, J. McWilliams, C.R. Becker, M.F. Reiser, and K. Nikolaou. Dual-energy CT for the assessment of contrast material distribution in the pulmonary parenchyma. *AJR Am J. Roentgenol*, 193 :144–149, 2009.
- [42] P.M. Boiselle, K. Nikolaou, and U.J. Schoepf. Expert opinion : Dual energy CT : most and least relevant cardiopulmonary imaging applications. *J. Thorac Imaging*, 27 :6–6, 2012.
- [43] L.J. Zhang, C.S. Zhou, and G.M. Lu. Dual energy computed tomography demonstrated lung ventilation/perfusion mismatch in a 19-year old patient with pulmonary embolism. *Circulation*, 126 :2441–2443, 2012.
- [44] L.J. Zhang, C.S. Zhou, U.J. Schiepf, H.X. Sheng, S.Y. Wu, A.W. Krazinski, J.R. Silverman, F.G. Meinel, Y.E. Zhao, Z.J. Zhang, and G.M. Lu. Dual-energy CT lung ventilation/perfusion imaging for diagnosing pulmonary embolism. *Euro. Radiol.*, 23 :2666–2675, 2013.
- [45] G. Landry, B. Reniers, P.V. Granton, B. van Rooijen, L. Beaulieu, J.E. Wildberger, and F. Verhaegen. Extracting atomic numbers and electron densities from a dual source dual energy CT scanner : experiments and a simulation model. *Radiother. Oncol.*, 100 :375–379, 2011.
- [46] G. Landry, P.V. Granton, B. Reniers, M.C. Ollers, L. Beaulieu, J.E. Wildberger, and F. Verhaegen. Simulation study on potential accuracy gains from dual energy CT tissue segmentation for low-energy brachytherapy Monte Carlo dose calculations. *Phys. Med. Biol.*, 56 :6257–6278, 2011.
- [47] J.F. Williamson, S. Li, S. Devic, B.R. Whiting, and F.A. Lerma. On two-parameter models of photon cross sections : application to dual-energy CT imaging. *Med. Phys.*, 3 :4115–4129, 2006.
- [48] J.D. Evans, B.R. Whiting, J.A. O Sullivan, D.G. Politte, P.H. Klahr, Y. Yu, and J.F. Williamson. Prospects for in vivo estimation of photon linear attenuation coefficients using postprocessing dual-energy CT imaging on a commercial scanner : Comparison of analytic and polyenergetic statistical reconstruction algorithms. *Med. Phys.*, 40 :121914–121930, 2013.
- [49] S.J. Nik, J. Meyer, and R. Watts. Optimal material discrimination using spectral x-ray imaging. *Phys. Med. Biol.*, 56 :5969–5983, 2011.

- [50] G. Landry, K. Parodi, J.E. Wildberger, and F. Verhaegen. Deriving concentrations of oxygen and carbon in human tissues using single and dual energy CT for ion therapy applications. *Phys. Med. Biol.*, 58 :5029–5048, 2013.
- [51] P.C. Mahalabonis. On the generalized distance in statistics. *Proceedings of the National Institute of Sciences of India*, 2 :49–55, 1936.
- [52] A.C. Rencher. *Methods of Multivariate Analysis*. Wiley Series In Probability and Mathematical Statistics, New York : Wiley, 1995.
- [53] S.A. White, G. Landry, F. van Gils, F. Verhaegen, and B. Reniers. Influence of trace elements in human tissue in low-energy photon brachytherapy dosimetry. *Phys. Med. Biol.*, 57 :3585–3596, 2012.
- [54] M.L. Carvalho, T. Magalhaes, M. Becker, and A. von Bohlen. Trace elements in human cancerous and healthy tissues : a comparative study by EDXRF, TXRF, synchrotron radiation and PIXE Spectrochim. *Acta B*, 62 :1004–1011, 2007.
- [55] H.Q. Woodard and D.R. White. The composition of body tissues. *Br. J. Radiol.*, 59 :1209–1218, 1986.
- [56] D.R. White, H.Q. Woodard, and S.M. Hammond. Average soft-tissues and bone models for use in radiation dosimetry. *Br. J. Radiol.*, 60 :907–913, 1987.
- [57] H.E. Johns and J.R. Cunningham. *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1983.
- [58] M. Yang, G. Virshup, J. Clayton, X.R. Zhu, R. Mohan, and L. Dong. Theoretical variance analysis of single- and dual-energy computed tomography methods for calculating proton stopping power ratios of biological tissues. *Phys. Med. Biol.*, 55 :1343–1362, 2010.
- [59] H. Afsharpour, G. Landry, M. D’amour, S. Enger, B. Reniers, E. Poon, J.F. Carrier, F. Verhaegen, and L. Beaulieu. ALGEBRA : ALgorithm for the heterogeneous dosimetry based on GEANT4 for BRACHytherapy. *Phys. Med. Biol.*, 57 :3273–3280, 2012.
- [60] J.H. Hubbel and S.M. Seltzer. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients : From 1 keV to 20 MeV for elements $Z = 1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest. *NIST Physics Laboratory*, 1996.

- [61] P. Karaiskos, P. Papagiannis, L. Sakelliou, G. Anagnostopoulos, and D. Baltas. Monte Carlo dosimetry of the SelectSeed 125I interstitial brachytherapy seed. *Med. Phys.*, 28 :1753–1760, 2001.
- [62] G. Anagnostopoulos, D. Baltas, P. Karaiskos, P. Sandilos, P. Papagiannis, and L. Sakelliou. Thermoluminescent dosimetry of the Selectseed 125I interstitial brachytherapy seed. *Med. Phys.*, 29 :709–716, 2002.
- [63] P. Papagiannis, L. Sakelliou, G. Anagnostopoulos, and D. Baltas. On the dose rate constant of the SelectSeed 125I interstitial brachytherapy seed. *Med. Phys.*, 33 :1522–1523, 2006.
- [64] R.E.P. Taylor and D.W.O. Rogers. More accurate fitting of 125I and 103Pd radial dose functions. *Med. Phys.*, 35 :4242–4250, 2008.
- [65] J.I. Monroe and J.F. Williamson. Monte Carlo-aided dosimetry of the Theragenics Theraseed Model 200 103Pd interstitial brachytherapy seed. *Med. Phys.*, 29 :609–621, 2002.
- [66] R.E.P. Taylor, G. Yegin, and D.W.O. Rogers. Benchmarking BrachyDose : Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. *Med. Phys.*, 34 :445–457, 2007.
- [67] M. Saito. Potential of dual-energy subtraction for converting CT numbers to electron density based on a single linear relationship. *Med. Phys.*, 39(4) :2021–2030, 2012.
- [68] G. Landry, M. Gaudreault, W. van Elmpt, J. Wildberger, and F. Verhaegen. Systematic evaluation of noise levels from dual energy acquisitions for brachytherapy dose calculations with a dual source ct scanner : comparing iterative and analytical reconstruction methods. *Soumis à Phys. Med. Biol.*, 2014.
- [69] G. Landry, J. Seco, M. Gaudreault, and F. Verhagen. Deriving effective atomic numbers from DECT based on a parametrization of the ratio of high and low linear attenuation coefficients. *Phys. Med. Biol.*, 58 :6851–6866, 2013.
- [70] M. Torikoshi, T. Tsunoo, M. Endo, Y. Noda, Y. Ohno, T. Kohno, K. Hyodo, K. Uesugi, and N. Yagi. Electron density measurement with dual-energy z-ray CT using synchrotron radiation. *Phys. Med. Biol.*, 48 :673–685, 2003.

- [71] R.A. Rutherford, B.R. Pullan, and I. Isherwood. Measurement of effective atomic number and electron density using an EMI scanner. *Neuroradiology*, 11 :15–21, 1976.
- [72] T. Fawcett. An introduction to roc analysis. *Pattern Recognition Letters*, 27 :861–874, 2006.