



HAL
open science

Evaluation dosimétrique des algorithmes implémentés dans les systèmes de planification de traitement en présence d'hétérogénéités de forte densité : cas de la sphère ORL en radiothérapie externe

Celine de Conto

► **To cite this version:**

Celine de Conto. Evaluation dosimétrique des algorithmes implémentés dans les systèmes de planification de traitement en présence d'hétérogénéités de forte densité : cas de la sphère ORL en radiothérapie externe. Imagerie médicale. Université de Franche-Comté, 2014. Français. NNT : 2014BESA2063 . tel-01334803

HAL Id: tel-01334803

<https://theses.hal.science/tel-01334803>

Submitted on 21 Jun 2016

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

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

SPIM

Thèse de Doctorat



école doctorale **sciences pour l'ingénieur et microtechniques**
UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

Evaluation dosimétrique des algorithmes implémentés dans les systèmes de planification de traitement en présence d'hétérogénéités de forte densité. Cas de la sphère ORL en radiothérapie externe.

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de Franche-Comté

Mention : Sciences pour l'Ingénieur

Spécialité : Physique Médicale

Soutenue publiquement le 21 novembre 2014 par

 Céline DE CONTO

Jury :

Président :

Yannick BAILLY, Professeur, Université de Franche-Comté

Rapporteurs :

Jean-Marc BORDY, HDR, CEA Saclay

Catherine LUCCIONI, Professeure, CNAM Paris

Directeurs de thèse :

Régine GSCHWIND, Professeure, Université de Franche-Comté

Libor MAKOVICKA, Professeur, Université de Franche-Comté

Examineur :

Edwige BUFFARD, Physicienne Médicale, Docteur, CH Colmar

SPIM

Thèse de Doctorat

UFC

école doctorale sciences pour l'ingénieur et microtechniques
UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

Evaluation dosimétrique des algorithmes implémentés dans les systèmes de planification de traitement en présence d'hétérogénéités de forte densité. Cas de la sphère ORL en radiothérapie externe.

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université de Franche-Comté

Mention : Sciences pour l'Ingénieur
Spécialité : Physique Médicale

Soutenue publiquement le 21 novembre 2014 par

 Céline DE CONTO

Jury :

Président :

Yannick BAILLY, Professeur, Université de Franche-Comté

Rapporteurs :

Jean-Marc BORDY, HDR, CEA Saclay

Catherine LUCCIONI, Professeure, CNAM Paris

Directeurs de thèse :

Régine GSCHWIND, Professeure, Université de Franche-Comté

Libor MAKOVICKA, Professeur, Université de Franche-Comté

Examineur :

Edwige BUFFARD, Physicienne Médicale, Docteur, CH Colmar

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier M. le Professeur Yannick Bailly d'avoir accepté de présider le jury de ma thèse.

Je remercie M. Jean-Marc Bordy et Mme la Professeure Catherine Luccioni pour l'honneur qu'ils m'ont fait d'être rapporteurs de cette thèse. Leurs remarques et nos discussions ont largement contribué à la qualité de ce rapport.

J'exprime également toute ma reconnaissance envers Mme Edwige Buffard, physicienne médicale aux Hôpitaux Civils de Colmar, d'avoir accepté d'être examinatrice.

J'exprime toute ma gratitude à M. le Professeur Libor Makovicka et Mme la Professeure Régine Gschwind pour m'avoir permis de réaliser cette thèse et de m'avoir encadrée. Je tiens particulièrement à leur faire part de toute ma reconnaissance pour leur patience, leur soutien, leur disponibilité et leurs précieux conseils. Ce travail à leurs côtés m'a apporté autant sur le plan humain que sur le plan scientifique.

Je remercie également la Ligue Contre le Cancer et le Pays Montbéliard Agglomération pour le soutien financier qu'ils apportent à l'équipe depuis de nombreuses années.

Ce travail n'aurait pas été possible sans le Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard dont j'ai sollicité de nombreuses heures le scanner, les accélérateurs et les logiciels de planification pour la réalisation des mesures expérimentales et des calculs. Je profite également pour remercier M. le Docteur Alain Monnier, chef du service de radiothérapie à mon arrivée. Je remercie M. le Professeur Jean-François Bosset qui lui a succédé à la tête du service de radiothérapie de Montbéliard, pour sa présence lors de ma soutenance.

Je remercie bien évidemment l'ensemble du service de radiothérapie du Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard, médecins et manipulateurs et tout particulièrement mes collègues de l'équipe physique : Jean-Michel Rouvier, Emmanuelle Martin, Olivier Jeannot, Delphine Balcer, Nicolas Fageot, Hasan Kavak, Aurélien Tacconi et plus récemment Alexandre Govignon pour nos nombreuses discussions et les partages de connaissances. Un grand merci également à Noé Grandgirard pour nos échanges et sa collaboration depuis l'Institut de Cancérologie de Lorraine.

Je tiens également à remercier Marc Sauget pour son aide précieuse sur l'utilisation de LINUX et sur sa contribution à la modélisation de l'appareil de traitement pour les simulations Monte Carlo, Rémy Laurent pour les nombreuses discussions et son soutien, Pierre-Emmanuel Leni pour les déblocages sur Linux et mes nombreuses questions informatiques ainsi que pour ses corrections d'anglais et Eric Martin pour son aide lors de l'élaboration du fantôme et de la mise en place des films radiochromiques.

Je remercie Laurent Calgari (Université de Franche-Comté), le laboratoire Meignier (prothésiste dentaire), le Dr Amélie Ridoux (dentiste) qui ont contribué à la fabrication et à l'élaboration des fantômes et des échantillons.

J'associe à mes remerciements l'équipe du Mésocentre de l'Université de Franche-Comté qui malgré de nombreux problèmes techniques est très réactive, l'équipe Monte-Carlo de Varian pour les informations techniques fournies et Blake Walter, développeur du code BEAMnrc, pour sa disponibilité et sa patience, qui a répondu à mes nombreuses sollicitations.

Une petite pensée aux stagiaires du laboratoire ayant participé à l'avancement de ma thèse : Kevin, Conrad, Mathieu, David, Caroline... et plus récemment au futur Docteur Bleuse pour ses encouragements pour garder la motivation jusqu'au bout.

Je terminerai par les personnes que l'on ne remercie jamais assez d'être présents tout au long de notre vie, pour leur soutien et tout leur amour : mes parents, ma sœur, mon frère, ma belle-famille et tous mes amis qui pensaient que je n'en finirais jamais !

Et enfin, il n'y a pas de mot assez grand pour exprimer toute ma reconnaissance à David, le pilier de ma vie qui me soutient et me supporte depuis plus de 10 ans sans qui je n'aurais pu mener de front la thèse et le travail clinique.

Table des matières

Table des illustrations	1
Abréviations	9
Introduction	11
Chapitre 1 : Problématique des hétérogénéités artificielles	13
I. Présentation de la radiothérapie	16
I.1. Parcours du patient en radiothérapie	16
I.2. Scanner dosimétrique	17
I.2.1. Présentation générale	18
I.2.2. Principe de la tomodensitométrie	18
I.2.2.a. Rayons X	19
I.2.2.b. Détection	19
I.2.2.c. Reconstruction tomographique	20
I.2.2.d. Echelles de quantification	21
I.2.2.e. Affichage	22
I.2.3. Scanner « dosimétrique »	23
I.3. Transfert des données en imagerie médicale : la norme DICOM	23
I.4. Planification de traitement	24
I.4.1. Informations préalables : contourage	24
I.4.2. Techniques de traitement	25
I.4.2.a. Radiothérapie conformationnelle 3D	26
I.4.2.b. Radiothérapie par Modulation d'Intensité (RCMI)	27
I.4.2.c. RTC3D versus RCMI	33
I.4.2.d. Evaluation de la planification	33
I.4.3. Format des données DICOM	34
II. Hétérogénéités en radiothérapie	34
II.1. Dispositifs médicaux implantables	35
II.1.1. Présentation générale	35
II.1.2. Prothèses dentaires	36
II.1.2.a. Prothèses amovibles	37
II.1.2.b. Amalgames	37
II.1.2.c. Prothèses fixes	37
II.2. Généralités	38
II.2.1. Rappel théorique des interactions photons/matière	39
II.2.2. Conséquences dosimétriques	41
II.3. Artéfacts en tomodensitométrie	42
II.3.1. Éléments métalliques	42
II.3.1.a. Artéfacts liés au durcissement du faisceau	42
II.3.1.b. Codage de l'information	43
II.3.2. Corrections des artéfacts métalliques sur l'image CT	43
II.3.2.a. Méthodes de correction	43
II.3.2.b. Evaluation des méthodes MAR	43
II.3.2.c. Nouvelles méthodes	44
II.3.2.d. Conclusion sur les méthodes de corrections	45

II.4.	Méthodes de calcul	45
II.4.1.	Simulations Monte-Carlo	45
II.4.2.	TPS	46
II.5.	Recommandations	48
III.	Conclusion	49
Chapitre 2 : Modèles de calculs de la dose pour les faisceaux de photons		51
I.	Simulations par méthodes Monte-Carlo	55
I.1.	Généralités sur les méthodes Monte-Carlo	55
I.1.1.	Générateurs de nombres aléatoires	55
I.1.2.	Transport des particules	56
I.1.2.a.	Transport des photons	56
I.1.2.b.	Transport des électrons	57
I.2.	Code OMEGA/BEAMnrc	58
I.2.1.	Code EGSnrc	59
I.2.1.a.	Transport des photons	60
I.2.1.b.	Transport des électrons	61
I.2.2.	Code BEAMnrc	62
I.2.2.a.	Modélisation de l'accélérateur de particules	62
I.2.2.b.	Choix de la source	65
I.2.2.c.	Espace des phases	65
I.2.2.d.	Déroulement d'une simulation avec BEAMnrc	66
I.2.3.	Code DOSXYZnrc	67
I.2.3.a.	Définition du fantôme	67
I.2.3.b.	Choix de la source	67
I.2.3.c.	Distribution de la dose	68
I.2.3.d.	Déroulement d'une simulation dans DOSXYZnrc	69
I.2.4.	Code PEGS4	69
I.2.5.	Réductions de variance	70
I.2.5.a.	Bremsstrahlung splitting	70
I.2.5.b.	Roulette russe	71
I.2.5.c.	Range rejection	71
I.3.	Outils annexes	71
I.3.1.	CTcreate	71
I.3.2.	EgphantOpener	73
I.3.3.	Dosxyz_show	75
I.3.4.	Mésocentre de calculs de l'UFC	75
I.4.	Evaluation de l'incertitude des simulations	76
I.4.1.	Gestion des simulations	76
I.4.2.	Incertitudes	77
I.4.2.a.	Méthode dite « histoire par histoire »	78
I.4.2.b.	Modèle	79
I.4.2.c.	Evaluation de l'efficacité	80
I.4.2.d.	Résultats	80
I.4.3.	Tests complémentaires	82
I.4.3.a.	Répétabilité	82
I.4.3.b.	Images corrigées	83
I.4.3.c.	NRCYCL	83
I.5.	Validation du faisceau de photons de 6 MV	85

I.5.1.	Conditions de référence	85
I.5.2.	Indice gamma	87
I.5.3.	Validation de la source	88
I.5.3.a.	Critères d'acceptabilité	88
I.5.3.b.	Champ de référence	90
I.5.3.c.	Autres configurations	91
I.5.4.	Filtre en coin dynamique	95
I.5.4.a.	Définition de l'angulation d'un filtre	96
I.5.4.b.	Table de définition des filtres dynamiques	96
I.5.4.c.	Validation des filtres dynamiques	99
II.	Algorithmes de calcul des TPS	100
II.1.	Formalisme du calcul de la dose	101
II.1.1.	Généralités	101
II.1.1.a.	Définition du noyau de dépôt d'énergie pour les photons (kernel)	103
II.1.1.b.	Modèle du point kernel	104
II.1.1.c.	Modèle du pencil beam	105
II.2.	Algorithmes du TPS Oncentra Master Plan	106
II.2.1.	Modélisation de la fluence en énergie	106
II.2.2.	Détermination de la matrice de masse volumique	107
II.2.3.	Pencil Beam	108
II.2.4.	Collapsed Cone	110
II.3.	Algorithme du TPS Eclipse de Varian	111
II.3.1.	Algorithme PB de base	111
II.3.2.	Mise à l'échelle latérale	112
II.3.3.	Correction d'hétérogénéités	113
II.3.4.	Conversion en dose	113
III.	Conclusion	114
Chapitre 3 : Impact des prothèses dentaires dans des fantômes anthropomorphiques		115
I.	Détecteurs	118
I.1.	Détecteurs thermoluminescents GR200A	118
I.1.1.	Principe	118
I.1.2.	Caractéristiques	120
I.1.3.	Lot, étalonnage et incertitude	121
I.2.	Films radiochromiques	121
I.2.1.	Films Gafchromics EBT	121
I.2.1.a.	Principe	121
I.2.1.b.	Caractéristiques	121
I.2.1.c.	Etalonnage	122
I.2.1.d.	Incertitude	124
I.2.2.	Films EBT3	124
I.2.2.a.	Principe	125
I.2.2.b.	Caractéristiques	125
I.2.2.c.	Logiciel FilmQA Pro	125
I.2.2.d.	Evaluation de la chaîne de mesure : incertitude globale	127
I.2.2.e.	Etalonnage en dose absorbée dans l'eau	128
II.	Etude préliminaire avec une dentition naturelle	128
II.1.	Fantôme	128

II.2.	Points de mesure _____	130
II.3.	Paramètres de l'irradiation _____	130
II.4.	Campagnes de mesures _____	131
II.4.1.	1 ^{ère} campagne _____	132
II.4.1.a.	Détecteurs _____	132
II.4.1.b.	Paramètres Monte-Carlo _____	132
II.4.2.	2 ^{nde} campagne _____	132
II.4.2.a.	Détecteurs _____	132
II.4.2.b.	Paramètres Monte-Carlo _____	133
II.4.2.c.	Paramètres du TPS _____	133
II.5.	Résultats _____	134
II.5.1.	1 ^{ère} campagne _____	134
II.5.1.a.	Mesures expérimentales avec TLD _____	135
II.5.1.b.	Mesures expérimentales avec film Gafchromic EBT _____	135
II.5.1.c.	Simulations Monte-Carlo : source monoénergétique 6 MeV _____	136
II.5.1.d.	Résumé _____	137
II.5.2.	2 ^{ème} campagne _____	138
II.5.2.a.	Mesures expérimentales avec TLD _____	138
II.5.2.b.	Simulations Monte-Carlo : source réelle _____	139
II.5.2.c.	Calculs TPS OMP de Nucletron _____	140
II.5.2.d.	Résumé _____	143
II.6.	Discussion/Conclusion _____	144
III.	Etude standardisée avec plusieurs échantillons _____	145
III.1.	Fantôme _____	146
III.2.	Configurations des échantillons _____	147
III.2.1.	Avec l'amalgame _____	147
III.2.2.	Avec la couronne _____	148
III.3.	Conditions de mesure _____	148
III.4.	Méthodes de correction des images CT _____	149
III.4.1.	Protocole d'acquisition _____	149
III.4.2.	Courbe de conversion de base _____	150
III.4.3.	Courbe de conversion des méthodes de calculs _____	150
III.4.3.a.	OMP _____	150
III.4.3.b.	Eclipse _____	151
III.4.3.c.	BEAMnrc _____	152
III.4.4.	Corrections des images CT pour les calculs _____	153
III.5.	Résultats _____	154
III.5.1.	Analyse des images CT _____	155
III.5.2.	Amalgame _____	157
III.5.2.a.	Configuration (a1) _____	157
III.5.2.b.	Configuration (a2) _____	159
III.5.2.c.	Configuration (b1) _____	160
III.5.2.d.	Configuration (b2) _____	161
III.5.2.e.	Configuration (c) _____	163
III.5.2.f.	Configuration (d) _____	165
III.5.2.g.	Configuration (e) _____	166
III.5.3.	Couronne _____	169
III.5.3.a.	Configuration (a) _____	169
III.5.3.b.	Configuration (b) _____	171

III.5.3.c.	Configuration (c)	172
III.5.3.d.	Configuration (d)	175
III.5.4.	Matrice de calcul	176
III.6.	Discussion	177
IV.	Conclusion	178
Chapitre 4 :	Etude rétrospective de patients traités en RTC3D et en RCMI	181
I.	Traitements 3D conformationnels	184
I.1.	Patients sélectionnés	184
I.2.	Balistique	186
I.3.	Méthodes de comparaison	187
I.4.	Résultats	188
I.4.1.	ORL2 et ORL5	188
I.4.1.a.	Algorithmes vs Monte-Carlo	188
I.4.1.b.	Correction des images CT	189
I.4.1.c.	Analyse quantitative	190
I.4.1.d.	HDV	191
I.4.2.	ORL3 et ORL4	192
I.4.2.a.	Correction des images CT	192
I.4.2.b.	Analyse quantitative	194
I.4.3.	ORL6	195
I.4.3.a.	Correction des images CT	195
I.4.3.b.	Analyse quantitative	195
I.4.4.	ORL1	196
I.4.4.a.	Analyse visuelle	196
I.4.4.b.	Analyse quantitative	197
I.5.	Discussion	198
II.	Technique RCMI	199
II.1.	Patients sélectionnés	199
II.2.	Balistique	200
II.3.	Méthodes de comparaison	200
II.4.	Résultats	201
II.4.1.	ORL7	201
II.4.1.a.	Couronne	201
II.4.1.b.	Amalgame	202
II.4.2.	ORL8	203
II.4.2.a.	Couronne	203
II.4.2.b.	Amalgame	204
II.5.	Discussion	205
III.	Conclusion	206
Conclusion		207
Références bibliographiques		209
ANNEXE 1 : Interactions des photons avec la matière (microscopique)		219
ANNEXE 2 : Evaluation de la chaîne de mesure des films EBT3		225
ANNEXE 3 : Définition de l'orientation des faisceaux de traitement		229

Table des illustrations

FIGURES

Figure 1.1 : Schéma du parcours patient en radiothérapie. _____	16
Figure 1.2 : Schéma du scanner LightSpeed RT16 de General Electric [Www1]. _____	18
Figure 1.3 : Principe de l'atténuation et du profil d'intensité résultant pour trois matériaux C, A et B respectivement dans un ordre de masse volumique croissante. _____	19
Figure 1.4 : Exemple d'un sinogramme $g(\vartheta,s)$ correspondant à l'image $f(x,y)$. _____	20
Figure 1.5 : Echelle Hounsfield. _____	21
Figure 1.6 : Modification du fenêtrage. _____	22
Figure 1.7 : Définition du volume cible selon l'ICRU n°62. _____	25
Figure 1.8 : Représentation anatomique 3D des différents organes à risque (OAR) liés à la sphère ORL. _____	25
Figure 1.9 : Illustration de la technique de radiothérapie conformationnelle 3D. _____	26
Figure 1.10 : Collimateur multilames et conformation du volume cible (en rose). _____	26
Figure 1.11 : Vue du faisceau latéral gauche de la première partie du traitement (a) et du faisceau latéral gauche réduit de la seconde partie du traitement (b). _____	27
Figure 1.12 : Illustration de la radiothérapie par modulation d'intensité [Lef1]. _____	27
Figure 1.13 : Illustration de la modulation d'intensité d'un faisceau dans un cas simplifié (a) et dans un cas complexe proche d'un faisceau de traitement (b) [Mar1]. _____	28
Figure 1.14 : Processus de la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité. _____	28
Figure 1.15 : Comparaison d'un faisceau homogène en radiothérapie conformationnelle (a) avec un faisceau de RCMI décomposé en beamlet (b) chacun ayant un niveau d'intensité (c) résultat de l'optimisation. _____	29
Figure 1.16 : Modèle matriciel de résolution de l'algorithme d'optimisation. _____	30
Figure 1.17 : Comparaison avec la technique du gradient conjugué qui est plus rapide mais peut s'arrêter sur un minimum local [Mar2]. _____	30
Figure 1.18 : Représentation de la modulation d'intensité par le déplacement d'une paire de lames du MLC sur cinq segments. _____	32
Figure 1.19 : Succession de segments pour la réalisation d'un champ RCMI par technique Step & Shoot. _____	32
Figure 1.20 : Exemples de prothèses partielle (a) et complète (b). _____	37
Figure 1.21 : Exemples de prothèses fixes (a) une couronne et (b) un bridge. _____	38
Figure 1.22 : Rendements en profondeur dans différents matériaux homogènes pour illustrer la mise en équilibre électronique à l'entrée du milieu et l'atténuation. Dans le tableau, les valeurs de la profondeur de la dose maximale et la profondeur à laquelle la dose est réduite de moitié sont relevées pour un faisceau de photons de 6 MV. _____	39
Figure 1.23 : Rendement en profondeur en milieu homogène (eau) comparé au rendement en profondeur d'un milieu hétérogène (eau_acier_eau) où le pic de rétrodiffusion apparaît à l'interface. _____	40
Figure 1.24 : Rendement en profondeur en milieu hétérogène, à gauche traversée de milieux représentant les côtes et le poumon, à droite traversée de milieux similaires à une couronne dentaire. _____	40
Figure 1.25 : Valeurs des UH sur une image CT avec des artéfacts métalliques dus à une prothèse dentaire (à gauche) et sans artéfacts (à droite). _____	46
Figure 1.26 : Coupe scanner au niveau de l'arcade dentaire avec le contour d'un volume cible (en bleu clair) et de la moelle épinière ainsi que le faisceau latéral gauche pour montrer la difficulté de trouver d'autres directions d'entrée. _____	48

Figure 2.1 : Structure du système EGSnrc MultiPalteformes (peut être installé dans un environnement Linux, Windows ou Apple), appelé HEN_HOUSE.	59
Figure 2.2 : Schéma des composants principaux du répertoire OMEGA_HOME (sous-répertoire de HEN_HOUSE).	59
Figure 2.3 : Description du fonctionnement du code EGSnrc.	60
Figure 2.4 : Schéma de la correction PLC dans l'algorithme PRESTA II.	61
Figure 2.5 : Schéma de la correction latérale LCA dans l'algorithme PRESTA II.	61
Figure 2.6 : Schéma de l'accélérateur linéaire Clinac 2100C de Varian (à gauche) [Var1] et schéma de l'accélérateur modélisé dans BEAMnrc (à droite) avec le nom des modules correspondants (pour la visualisation les deux paires de mâchoires sont représentées dans le même plan) en mode photons.	63
Figure 2.7 : Sélection des modules.	63
Figure 2.8 : Définition des paramètres des mâchoires dans le CM DYNJAWS.	64
Figure 2.9 : Définition des paramètres du collimateur multilames dans le CM DYNVMLC.	64
Figure 2.10 : Définition des paramètres de la source d'électrons.	65
Figure 2.11 : Schéma de fonctionnement du code BEAMnrc.	66
Figure 2.12 : Paramètres du modèle de source isource2 dans DOSXYZnrc [Wal1].	68
Figure 2.13 : Schéma de fonctionnement du code DOSXYZnrc.	69
Figure 2.14 : Courbe de conversion par défaut dans CTcreate des nombres Hounsfield en matériau [Wal1].	72
Figure 2.15 : Contenu du fichier egsphant, la matrice des matériaux montre une couronne sur de l'os entouré d'eau (la matrice des masses volumiques n'est pas représentée ici, elle est similaire avec les valeurs de masse volumique correspondantes).	73
Figure 2.16 : Programme EgsphantOpener.	74
Figure 2.17 : Programme dosxyz_show.	75
Figure 2.18 : Algorithme associé à l'équation de détermination de l'incertitude d'une simulation dans le code BEAMnrc.	79
Figure 2.19 : Schéma du fantôme hétérogène simple pour évaluer l'incertitude.	80
Figure 2.20 : Schéma des conditions de référence pour les mesures, en rouge mesure du rendement et en orange mesure des profils.	86
Figure 2.21 : Schéma des conditions de mesure pour l'indice de qualité, rapport entre la mesure à 20 cm et la mesure à 10 cm.	86
Figure 2.22 : Représentation de l'indice gamma.	88
Figure 2.23 : Définition des différentes régions du faisceau en fonction de l'amplitude du gradient de dose. Pour chaque région δ , des critères d'acceptabilité différents sont appliqués en fonction de la précision attendue [Est1].	89
Figure 2.24 : Validation du rendement en profondeur du champ 10 cm x 10 cm.	90
Figure 2.25 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 10 cm x 10 cm.	91
Figure 2.26 : Validation du rendement en profondeur du champ 5 cm x 5 cm.	92
Figure 2.27 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 5 cm x 5 cm.	92
Figure 2.28 : Validation du rendement en profondeur du champ 20 cm x 20 cm.	93
Figure 2.29 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 20 cm x 20 cm.	93
Figure 2.30 : Validation du rendement en profondeur du champ 20 cm x 20 cm formé avec le collimateur multilames.	94
Figure 2.31 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 20 cm x 20 cm formé avec le collimateur multilames.	94
Figure 2.32 : Validation du profil dans l'axe Y d'un champ de 20 cm x 20 cm formé avec le collimateur multilames.	95
Figure 2.33 : Schéma de détermination de l'angulation d'un filtre en coin dynamique [Var2].	96
Figure 2.34 : Exemple de la STT pour un faisceau de 6 MV [Var2].	97
Figure 2.35 : Exemple de transcription d'un champ de 15 cm filtré sur 300 UM [Var2].	98

Figure 2.36 : Exemple d'un fichier créé pour la réalisation d'un filtre en coin dynamique.	98
Figure 2.37 : Résultat de la distribution de dose lors de la réalisation d'un filtre en coin dynamique de 10° (à gauche) et de 30° (à droite).	99
Figure 2.38 : Principe d'un TPS à partir des données de l'appareil et des données anatomiques : le TPS calcule des distributions de dose, des HDV et le nombre d'UM.	100
Figure 2.39 : Décomposition du rayonnement d'un faisceau de radiothérapie externe [Ahn1].	102
Figure 2.40 : Représentation du point kernel (à gauche) et du pencil kernel (à droite) [Ahn1].	103
Figure 2.41 : Représentation du calcul de la dose à partir d'un point kernel.	104
Figure 3.1 : Principe du détecteur thermoluminescent.	118
Figure 3.2 : Plaque chauffante avec un TLD.	119
Figure 3.3 : Courbe de chauffe lors de la lecture des TLD.	120
Figure 3.4 : Composition des films Gafchromic EBT.	122
Figure 3.5 : Etalonnage des films EBT sur un seul film (a) et sur des films séparés (b).	123
Figure 3.6 : Construction de la courbe d'étalonnage par sélection d'une région d'intérêt pour chaque niveau de dose.	124
Figure 3.7 : Composition du film EBT3.	125
Figure 3.8 : Représentation de la variation de la dose Δd pour le canal rouge lors de l'analyse.	126
Figure 3.9 : Courbe d'étalonnage des films EBT3 avec le logiciel FilmQA Pro.	128
Figure 3.10 : Photo du fantôme (à gauche) et représentation schématique (à droite).	129
Figure 3.11 : Echantillons de gauche à droite la dent saine, la dent avec amalgame et la couronne.	129
Figure 3.12 : Points de mesures dans le fantôme.	130
Figure 3.13 : Positionnement du fantôme pour les mesures expérimentales.	131
Figure 3.14 : Schéma des méthodes de corrections possibles sur le TPS OMP.	134
Figure 3.15 : Résultats des mesures TLD, normalisés à l'« interface d'entrée » de la dent, pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne).	135
Figure 3.16 : Résultats des mesures par films EBT, normalisés au « contact avant » de la dent, pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne).	136
Figure 3.17 : Résultat du film EBT pour la couronne au « contact après » montrant l'empreinte liée à l'atténuation.	136
Figure 3.18 : Résultats de la simulation Monte-Carlo pour les trois échantillons, ils sont normalisés par rapport à la dose maximale en profondeur de la dent.	137
Figure 3.19 : Résultats des mesures TLD, normalisés à l'« interface d'entrée » de la dent, pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne).	139
Figure 3.20 : Résultats de la simulation Monte Carlo pour les trois échantillons, ils sont normalisés par rapport à la dose maximale en profondeur de la dent.	140
Figure 3.21 : Résultats de l'algorithme Pencil Beam d'OMP pour les trois échantillons.	141
Figure 3.22 : Résultats de l'algorithme Collapsed Cone d'OMP pour les trois échantillons.	142
Figure 3.23 : Résultats des algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone d'OMP pour la couronne comparés aux mesures faites avec les TLD.	142
Figure 3.24 : Comparaison des résultats de la correction manuelle, de la correction partielle avec les images CT brutes en présence de la couronne calculés avec l'algorithme Collapsed Cone.	143
Figure 3.25 : Schéma éclaté de la partie du fantôme représentant la mâchoire (a) et son positionnement dans une petite cuve de 15 cm d'arête (b).	146
Figure 3.26 : Schéma d'implantation des échantillons d'amalgame.	147
Figure 3.27 : Schéma d'implantation des couronnes.	148
Figure 3.28 : Positionnement de l'isocentre dans le fantôme (cercle rouge) et représentation du faisceau latéral gauche de 5 cm x 5 cm (traits jaune).	149
Figure 3.29 : Courbes de conversion des Unités Hounsfield en densités électroniques dans OMP et dans Eclipse.	152

<i>Figure 3.30 : Application de la méthode de correction sur les images brutes (à gauche) en attribuant la valeur de la masse volumique de l'eau au volume « Externe-prothèses » en bleu (à droite).</i>	153
<i>Figure 3.31 : Représentation d'un profil de distribution de la dose (en orange) résultant de deux faisceaux de photons opposés (en vert) et de la position des trois films EBT3 (en rouge).</i>	154
<i>Figure 3.32 : Comparaison des images scanner 12 bits et 16 bits.</i>	156
<i>Figure 3.33 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau d'une prothèse avec l'algorithme CC sur les images non corrigées (CC_M0) et par rapport au profil de coupe sans prothèse (CC_a0_M0).</i>	158
<i>Figure 3.34 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 3 mm de diamètre</i>	158
<i>Figure 3.35 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 3 mm de diamètre dans la configuration a2.</i>	159
<i>Figure 3.36 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau d'une prothèse avec l'algorithme CC sur les images non corrigées (CC_M0) et du profil de coupe de la configuration sans prothèse (CC_a0_M0).</i>	160
<i>Figure 3.37 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 7 mm de diamètre dans la configuration b1.</i>	161
<i>Figure 3.38 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 7 mm de diamètre dans la configuration (b2).</i>	162
<i>Figure 3.39 : Comparaison entre les configurations a2 et b2.</i>	163
<i>Figure 3.40 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau de deux prothèses identiques de 3 mm de diamètre avec l'algorithme CC sur les images non corrigées (CC_M0) et du profil de coupe de la configuration sans prothèse (CC_a0_M0).</i>	163
<i>Figure 3.41 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 3 mm de diamètre dans la configuration c.</i>	164
<i>Figure 3.42 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau de deux prothèses identiques de 8 mm de diamètre avec l'algorithme CC sur les images corrigées (CC_M2) et du profil de coupe de la configuration sans prothèse (CC_a0_M0).</i>	165
<i>Figure 3.43 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 7 mm de diamètre dans la configuration (d).</i>	165
<i>Figure 3.44 : Illustration des profils relevés pour la configuration (e).</i>	166
<i>Figure 3.45 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence de multiples prothèses dans la configuration e au niveau du profil P1.</i>	167
<i>Figure 3.46 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence de multiples prothèses dans la configuration e au niveau du profil P2.</i>	167
<i>Figure 3.47 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence de multiples prothèses dans la configuration e au niveau du profil P3.</i>	168
<i>Figure 3.48 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo sans correction des masses volumiques en présence de deux couronnes côte à côte.</i>	169
<i>Figure 3.49 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo avec correction des masses volumiques en présence de deux couronnes côte à côte.</i>	170
<i>Figure 3.50 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo sans correction des masses volumiques en présence de deux couronnes en vis-à-vis.</i>	171
<i>Figure 3.51 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo avec correction des masses volumiques en présence de deux couronnes en vis-à-vis.</i>	171
<i>Figure 3.52 : Illustration des profils relevés pour la configuration (c).</i>	172
<i>Figure 3.53 : Comparaison du profil P3 de la configuration (c) avec le profil de la configuration (a) pour les cinq méthodes de détermination de la dose sur les images corrigées.</i>	173
<i>Figure 3.54 : Comparaison du profil P2 de la configuration (c) avec le profil de la configuration (a) pour les algorithmes Pencil Beam (1), Collapsed Cone (2) et Analytical Anisotropic Algorithm (3), et pour les simulations Monte-Carlo (4) par rapport à la mesure des films EBT3.</i>	174

Figure 3.55 : Comparaison du profil passant par une prothèse dans la configuration (d) avec le profil de la configuration (a) pour les cinq méthodes de détermination de la dose sur les images corrigées.	175
Figure 3.56 : Comparaison des simulations Monte-Carlo entre une matrice de 2 mm x 2 mm x 2,5 mm et une matrice de 1 mm x 1 mm x 2,5 mm par rapport aux algorithmes de calcul des TPS et la mesure expérimentale pour la configuration (d) de l'amalgame.	176
Figure 3.57 : Comparaison des simulations Monte-Carlo entre une matrice de 2 mm x 2 mm x 2,5 mm et une matrice de 1 mm x 1 mm x 2,5 mm par rapport aux algorithmes de calcul des TPS et la mesure expérimentale pour la configuration (b) de la couronne.	177
Figure 4.1 : Coupes CT des six patients au niveau des prothèses. Le trait rouge sur chaque image représente le profil de dose qui sera analysé.	185
Figure 4.2 : Profils de dose passant par les prothèses du patient ORL2 calculés avec l'algorithme Pencil Beam PB (à gauche) et Collapsed Cone CC (à droite) du TPS OMP par rapport aux simulations Monte-Carlo.	188
Figure 4.3 : Profils de dose passant par les prothèses du patient ORL2 calculés avec l'algorithme Analytical Anisotropic Algorithm AAA du TPS Eclipse par rapport aux simulations Monte-Carlo.	188
Figure 4.4 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL2.	189
Figure 4.5 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL5.	189
Figure 4.6 : Position des points d'intérêts pour la comparaison quantitative.	190
Figure 4.7 : Histogramme dose-volume du CTV50 du patient ORL2 pour les calculs sur les images corrigés par rapport au traitement (PB_M0).	191
Figure 4.8 : Histogramme dose-volume de la parotide droite du patient ORL2.	192
Figure 4.9 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL3.	193
Figure 4.10 : Distribution de la dose de l'algorithme PB sur les images brutes sur la coupe du profil du patient ORL4 (à gauche) et profil passant par la prothèse sur la mâchoire supérieure (à droite).	193
Figure 4.11 : Distribution de la dose de l'algorithme PB sur les images brutes sur la coupe du profil du patient ORL4 (à gauche) et profil passant par la prothèse sur la mâchoire inférieure (à droite).	194
Figure 4.12 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL6.	195
Figure 4.13 : Distribution de la dose avec l'algorithme AAA_M2 sur la coupe du profil du patient ORL6 (à gauche) avec le volume cible PTV en orange et histogramme dose-volume du PTV (à droite).	196
Figure 4.14 : Distribution de la dose au niveau des prothèses calculée par l'algorithme PB sur les images originales (à gauche) et par BEAMnrc sur les images	197
Figure 4.15 : Coupes CT des deux patients au niveau des prothèses avec le volume cible en bleu.	199
Figure 4.16 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).	201
Figure 4.17 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « oag2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).	202
Figure 4.18 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « opd2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).	202
Figure 4.19 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (en haut à gauche), sur les images corrigées (en haut à droite) et sur les images corrigées avec une courbe de conversion plus étendue (en bas).	203
Figure 4.20 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).	203
Figure 4.21 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « oag2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).	204
Figure 4.22 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « opd2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).	204

Figure 4.23 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (en haut à gauche), sur les images corrigées (en haut à droite) et sur les images corrigées avec une courbe de conversion plus étendue (en bas). _____ 205

TABLEAUX

Tableau 1.1 : Comparaison de la radiothérapie conformationnelle 3D et de la RCMI.	33
Tableau 1.2 : Composition et masse volumique de différents tissus et matériaux dentaires.	38
Tableau 1.3 : Résultats de différentes études sur l'atténuation de matériaux de masses volumiques élevées.	41
Tableau 1.4 : Résultats de différentes études sur la rétrodiffusion de matériaux de masses volumiques élevées.	41
Tableau 2.1 : Vérification du nombre d'histoires simulées en fonction du nombre de processeurs qui ont réellement été utilisés.	77
Tableau 2.2 : Vérification de la répartition des histoires.	77
Tableau 2.3 : Evolution des incertitudes des algorithmes de calcul dans un traitement de radiothérapie [Ahn1] entre la situation « actuelle » (en 1999, date de l'étude) et avec l'hypothèse des développements futurs (correspond à aujourd'hui) sur chaque étape du processus.	78
Tableau 2.4 : Incertitude et temps de calcul pour trois points de mesure (repérés sur la Figure 2.19) en fonction du nombre d'histoires simulées pour la couronne, la simulation est répartie sur 5 processeurs.	81
Tableau 2.5 : Efficacité pour l'air, l'os, l'eau et la couronne sur le résultat au niveau de la position 2 pour un calcul réparti sur 5 machines.	81
Tableau 2.6 : Incertitude et temps de calcul au niveau de la position 2 avec une hétérogénéité couronne en fonction du nombre d'histoires exécuté sur 1, 5 et 20 machines.	82
Tableau 2.7 : Résultats de la répétabilité sur le calcul de la dose dans le fantôme voxélisé pour quatre matériaux et pour 10 et 50 milliards d'histoires.	82
Tableau 2.8 : Résultats de la répétabilité sur le calcul de la dose dans le fantôme scanné original et corrigé pour quatre matériaux et pour 5, 10 et 50 milliards d'histoires.	83
Tableau 2.9 : Résultats de l'incertitude en fonction du paramètre NRCYCL pour le fantôme corrigé avec l'amalgame.	84
Tableau 2.10 : Tolérances recommandées pour chaque région δ en fonction de la complexité de la géométrie du faisceau de photons [Est1].	89
Tableau 2.11 : Valeurs théoriques des angles des filtres en coin dynamique disponibles comparées aux valeurs du filtre dynamique modélisé dans BEAMnrc.	99
Tableau 2.12 : Conversion des données Hounsfield du CT en nombres Hounsfield pour OMP.	107
Tableau 3.1 : Résultat de l'incertitude pour les films EBT en fonction de la dose et de la dimension de la découpe.	124
Tableau 3.2 : Incertitude globale sur la chaîne de mesure.	127
Tableau 3.3 : Masse volumique et composition de plusieurs matériaux usuels en radiothérapie.	130
Tableau 3.4 : Ecart de dose relevés pour la dent avec amalgame et la couronne par rapport à la dent aux interfaces.	138
Tableau 3.5 : Ecart de dose aux interfaces de la dent avec amalgame et de la couronne par rapport à la dent saine par la mesure TLD, la simulation Monte-Carlo et le calcul Collapsed Cone.	144
Tableau 3.6 : Courbe de conversion de base des unités Hounsfield en densité (masse volumique relative du matériau par rapport à la masse volumique de l'eau).	150
Tableau 3.7 : Correspondance entre les matériaux, les unités Hounsfield, la densité massique relative et la densité électronique relative respectivement par rapport à la densité massique et la densité électronique de l'eau, enregistrée dans le TPS OMP.	151
Tableau 3.8 : Correspondance entre les unités Hounsfield et la densité électronique enregistrée dans le TPS Eclipse par défaut.	151
Tableau 3.9 : Courbe de conversion des nombres Hounsfield en masse volumique dans BEAMnrc, simplifié au niveau des tissus mous par rapport à OMP.	152
Tableau 3.10 : Valeurs des masses volumiques des différents matériaux dans une coupe sans artéfact et dans une coupe avec artéfacts relevées sur le TPS et sur BEAMnrc.	155

Tableau 3.11 : Dimension des prothèses métalliques mesurée sur les images CT.	155
Tableau 3.12 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (a1).	159
Tableau 3.13 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (a2).	160
Tableau 3.14 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (b1).	161
Tableau 3.15 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (b2).	162
Tableau 3.16 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration c.	164
Tableau 3.17 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (d).	166
Tableau 3.18 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (e).	168
Tableau 3.19 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (a).	170
Tableau 3.20 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (b).	172
Tableau 3.21 : Ecarts de dose (en %) des simulations Monte-Carlo et des films EBT3 de la configuration (c) par rapport à la configuration (a) au niveau du profil P3.	173
Tableau 3.22 : Ecarts de dose (en %) des simulations Monte-Carlo et des films EBT3 de la configuration (c) par rapport à la configuration (a) au niveau du profil P2.	174
Tableau 3.23 : Ecarts de dose (en %) des films EBT3 de la configuration (d) par rapport à la configuration (a).	176
Tableau 4.1 : Balistique de traitement pour les patients ORL2 à ORL6.	187
Tableau 4.2 : Balistique de traitement pour le patient ORL1.	187
Tableau 4.3 : Résultat des écarts de dose au niveau des points d'intérêt pour les deux patients.	190
Tableau 4.4 : Dose reçue par 50 % du CTV50 pour l'ORL2 et l'ORL5 pour les algorithmes.	191
Tableau 4.5 : Résultat des écarts de dose au niveau des points d'intérêt pour les deux patients.	194
Tableau 4.6 : Résultat des écarts de dose au niveau du point d'intérêt central pour le patient ORL6.	195
Tableau 4.7 : Ecarts de dose au niveau de cinq points d'intérêt sur l'axe traversant les prothèses.	197
Tableau 4.8 : Balistique de traitement RCMI pour les patients ORL7 et ORL8.	200

Abréviations

AAA	Analytical Anisotropic Algorithm
AND	Algorithme Numérique Distribué
CC	Collapsed Cone
CERN	Centre Européen pour la Recherche Nucléaire
CHBM	Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard
CIPR	Commission Internationale sur la Protection Radiologique
CM	Component Module
CT	Computed Tomography
CTV	Clinical Tumor Volume
DICOM	Digital Imaging and COmmunication in Medicine
DLG	Dosimetric Leaf Gap
DSA	Distance Source Axe
DSP	Distance Source Peau
DVO	Dose Volume Optimizer
EBT	External Beam Therapy
EGSnrc	Electron Gamma Shower national research council
ENSM	Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et de Microtechnique
ESTEPE	Energy loss per STEP
ESTRO	European Society for Radiotherapy and Oncology
EUD	Equivalent Uniform Dose
GATE	GEANT4 Application for Emission Tomography
GTV	Gross Tumor Volume
HDV	Histogramme Dose-Volume
IAEA	International Atomic European Agency
ICRU	International Commission on Radioprotection Units
IEC	International Electrotechnical Commission
ITV	Internal Tumor Volume
LIFC	Laboratoire Informatique de l'université de Franche-Comté
MC	Monte-Carlo
MCNP, MCNPX	Monte Carlo Neutron Photon (X)
MLC	MultiLeaf Collimator

NF EN ISO	Norme Française European Normalisation International Organization of Standardization
NRCC	National Research Council of Canada
NTCP	Normal Tissue Control Probability
OMP	Oncentra Master Plan
ORL	Oto-Rhino-Laryngologie
PB	Pencil Beam
PENELOPE	Penetration and ENergy Loss of Positrons and Electrons
PMMA	PolyMetAcrylate de Méthyle
PTV	Planning Tumor Volume
PVDF	PolyFluorure de Vinylidène
RCMI	Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité
ROI	Region Of Interest
RTC3D	RadioThérapie Conformationnelle en 3D
TCP	Tumor Control Probability
TDM	TomoDensitoMétrie
TLD	ThermoLuminescent Dosimeter
TPS	Treatment Planning System
UFC	Université de Franche-Comté
UH	Unité Hounsfield
UID	User IDentifier
UTBM	Université de Technologie de Belfort-Montbéliard
VMAT	Volumetric Modulated ArcTherapy

Introduction

La radiothérapie est une méthode de traitement des cancers par rayonnements ionisants. Ce choix thérapeutique est privilégié pour plus de 50 % des patients. L'évolution des matériels et des méthodes permettent une prévision de plus en plus précise de la dose délivrée au patient. Cependant, les avancées médicales et l'amélioration des techniques de diagnostic ajoutées à une population vieillissante font apparaître de plus en plus de patients porteurs de prothèses.

Les prothèses sont des dispositifs médicaux de formes, de compositions et de fonctions variées telles que les stents, les prothèses d'épaule, les broches pour consolider les os, les prothèses de hanche ou encore les prothèses dentaires. Elles sont en majorité non amovibles et constituées de métal ou de matériaux de haute masse volumique, et modifient, par leur présence, la distribution de la dose délivrée.

En radiothérapie, les systèmes de planification de traitement (TPS) permettent, à partir des images tomodensitométriques des patients (seule modalité donnant l'atténuation des tissus), de délimiter des organes d'intérêt (appelé délinéation ou contourage) et de réaliser un calcul prévisionnel du dépôt de dose dans le patient. Ils sont indispensables pour la réalisation des traitements modernes ; le but étant de contrôler la dose à la tumeur (stérilisation) tout en prévenant des complications sur les tissus sains environnants (protection).

Tous ces systèmes sont précis dans les hétérogénéités naturelles du corps humain. Cependant, en présence de dispositifs médicaux métalliques, certaines limites technologiques sont atteintes.

Deux problématiques se posent alors à différents niveaux du processus en radiothérapie :

- ***Les artéfacts sur les images tomodensitométriques provoquant un contourage approximatif et des calculs de dose erronés,***
- ***La limitation des algorithmes à prendre en compte les masses volumiques élevées.***

Il apparaît donc fondamental d'évaluer les conséquences dosimétriques sur la planification de traitement afin de s'assurer du respect des objectifs de la radiothérapie : irradier le volume cible avec la dose nécessaire et suffisante tout en limitant la dose aux organes à risque (OAR) voisins. L'évaluation dosimétrique des TPS n'est possible que par comparaison avec les mesures expérimentales et les simulations Monte-Carlo.

L'imagerie tomodensitométrique (TDM) et les TPS sont au cœur de la radiothérapie (Chapitre 1, § I). Ces systèmes sont capables de gérer les techniques conventionnelles (radiothérapie conformationnelle 3D, RTC3D) et les techniques plus complexes

(radiothérapie par modulation d'intensité, RCMi). En revanche, ils atteignent leur limite dans des configurations complexes, en particulier en présence de dispositifs métalliques.

Cette étude s'intéresse uniquement aux prothèses dentaires, que le volume cible proche, ne permet pas d'éviter, contrairement aux prothèses de hanches plus répandues mais plus éloignées du volume cible. Elles seront présentées (Chapitre 1, § II) avant de rappeler quelques principes physiques et leurs conséquences dosimétriques.

Plusieurs travaux ont été menés pour examiner des solutions aux deux problématiques (Chapitre 1, § II), soit au niveau du scanner, soit au niveau du TPS, pour pallier au problème des hétérogénéités de masse volumique élevée. Au vu de la littérature, portant essentiellement sur les conséquences liées à la rétrodiffusion, il paraissait indispensable d'évaluer l'altération de la distribution de la dose sur le volume cible.

Pour cela, l'utilisation des méthodes Monte-Carlo (Chapitre 2, § I) étaient indispensables. Elles s'attachent à décrire les phénomènes physiques, d'interaction rayonnement-matière, par une transcription statistique. Différents codes permettent de modéliser l'appareil de traitement et de calculer la distribution de la dose dans un volume d'intérêt. Pour en faire une référence, une validation avec des mesures est nécessaire.

La description de ces méthodes permet ensuite d'introduire les algorithmes implémentés dans les TPS (Chapitre 2, § II) puisqu'ils sont généralement basés sur des noyaux de distribution de dose pré-calculés par Monte-Carlo. Le but étant de simplifier les calculs prédictifs afin de diminuer les temps de calcul tout en gardant une précision suffisante.

Pour évaluer les algorithmes cliniques, deux fantômes anthropomorphiques ont été créés (Chapitre 3). Le premier au cours d'une étude préliminaire avec une dentition naturelle, orientée vers une comparaison entre les mesures expérimentales (détecteurs thermoluminescent (TLD), films radiochromiques) et les simulations Monte-Carlo. Le second, développé pour une étude plus détaillée, avec des échantillons de formes simples et de dimensions connues, est destiné à évaluer les TPS par rapport aux films radiochromiques et aux simulations Monte-Carlo.

Enfin, les différents enseignements ont été mis en œuvre sur des patients ayant subi une RTC3D ou une RCMi (chapitre 4) ; l'objectif étant d'établir des recommandations pour une application dans la pratique clinique courante.

Chapitre 1 :

Problématique des hétérogénéités artificielles

La radiothérapie est destinée à traiter les patients atteints d'un cancer avec des rayonnements ionisants ciblés sur la tumeur. Cette voie thérapeutique s'est développée très rapidement depuis la naissance du scanner et de la planification informatique dans les années 1970 permettant de s'adapter à la maladie et de maîtriser la dose prescrite et la dose reçue par les organes à risque. Ces systèmes sont optimaux pour des patients n'ayant aucun dispositif médical implanté. Ces derniers, largement composé d'alliage métallique, perturbent le dépôt de dose.

Nous nous sommes orientés vers les traitements ORL avec prothèses dentaires car, contrairement aux traitements du pelvis avec prothèses de hanche [Buf1], il n'est pas possible d'éviter les prothèses par une angulation différente. En effet, les prothèses sont nombreuses et le volume cible s'étendant souvent de la cavité buccale jusqu'à entourer la moelle épinière (structure sensible) rend inévitable le passage par les prothèses.

Deux problèmes se posent alors lors de la préparation du traitement des patients : les artéfacts sur l'imagerie tomodensitométrique et la gestion des hétérogénéités de masse volumique élevée qui est limitée dans le système de planification de traitement (TPS).

L'imagerie tomodensitométrique (TDM ou CT pour Computed Tomography) est l'élément central dans la planification de traitement quelle que soit la technique choisie (radiothérapie conformationnelle 3D, radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité ou arthrothérapie). Cette modalité permet d'obtenir une cartographie 3D des coefficients d'atténuation des tissus nécessaire pour le calcul de la distribution de la dose dans le TPS.

Elle est affectée par divers artéfacts et en particulier les artéfacts en étoile typique de la présence d'un objet métallique. La littérature décrit plusieurs méthodes de correction sur les données brutes des images dont il faudra évaluer les performances et l'intégration dans le système de planification.

Quant au dépôt de dose, il est fortement dépendant des milieux traversés et la précision du calcul dépend de l'exactitude de l'identification des matériaux (avec ou sans correction préalable des images) et de la capacité de l'algorithme à gérer les masses volumiques élevées ($> 3 \text{ g/cm}^3$).

Pour remédier aux informations erronées des masses volumiques, les TPS offrent la possibilité de modifier la valeur de masse volumique des images. Mais, les algorithmes étant imprécis dans ces régions avec artéfacts et avec des matériaux de masse volumique élevée, il est fondamental alors d'étudier d'autres approches, notamment en tenant compte des erreurs commises sur le calcul de la dose en fonction de la complexité des configurations. Cela est possible grâce aux méthodes Monte-Carlo et aux mesures expérimentales sur fantôme.

L'objectif de ce chapitre est de présenter brièvement la radiothérapie ainsi que les différents types de prothèses dentaires avant d'exposer les méthodes de corrections des artéfacts. Ces méthodes peuvent être appliquées directement sur les images CT ou dans le TPS et sont évaluées par des études dosimétriques.

I. Présentation de la radiothérapie

I.1. Parcours du patient en radiothérapie

Un patient auquel on a diagnostiqué un cancer doit suivre plusieurs étapes (Figure 1.1). Son dossier médical est tout d'abord étudié lors d'une Réunion de Concertation Pluridisciplinaire (RCP) regroupant des médecins de différentes spécialités (oncologue, radiothérapeute, chirurgien) qui choisissent ensemble le traitement le plus approprié en fonction de l'état général du patient et de la classification TNM (Tumor Nodules Metastases) de la tumeur dont il est atteint.

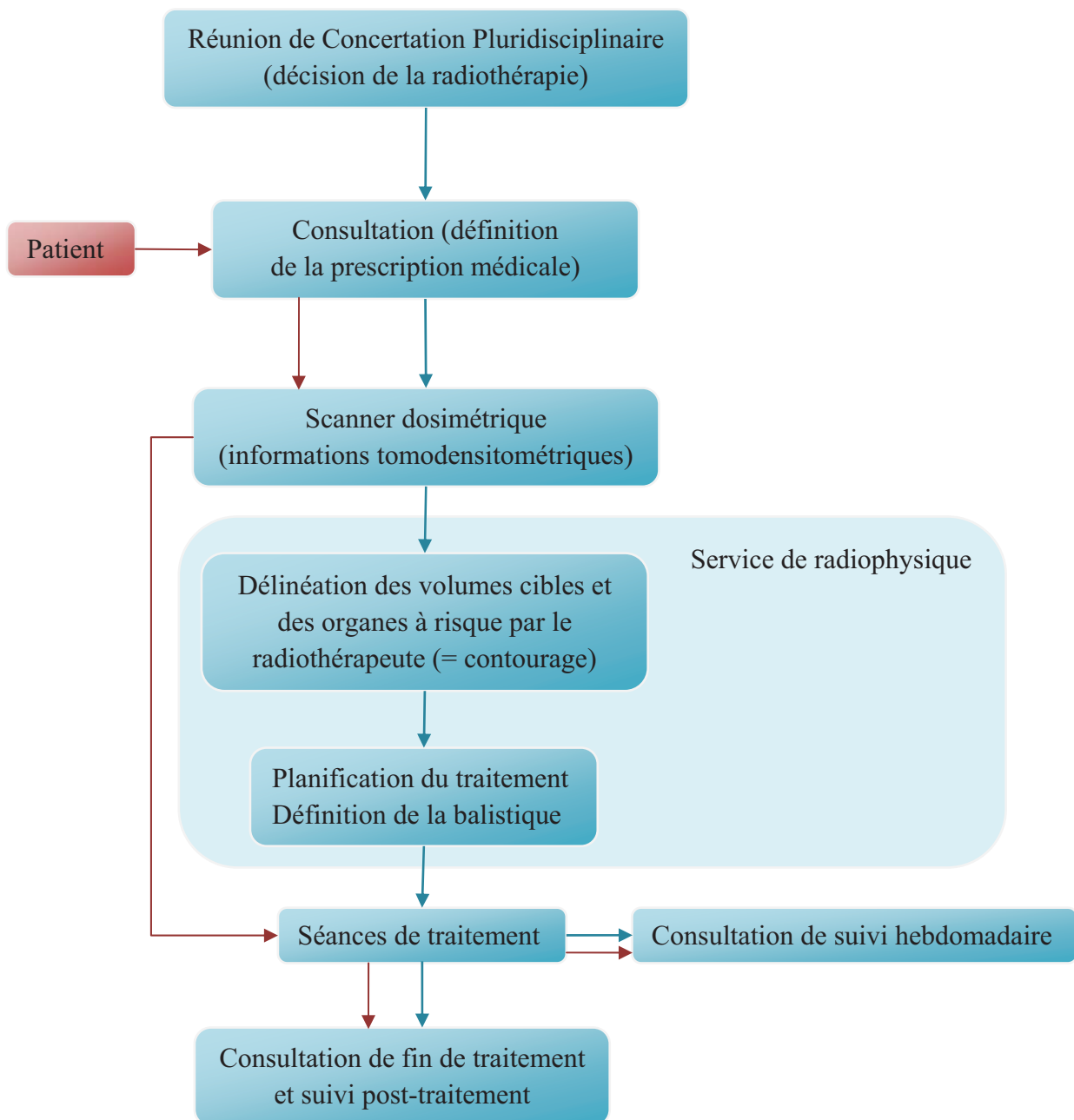


Figure 1.1 : Schéma du parcours patient en radiothérapie.

Lorsque la radiothérapie externe est la modalité de traitement choisie, le patient est alors vu en consultation par un radiothérapeute. Lors de cette dernière, le médecin détermine, en fonction de la pathologie et des examens cliniques précédemment réalisés, le ou les volumes à traiter accompagnés de leur prescription, c'est-à-dire la dose totale, la dose par séance et le nombre de séances par semaine.

Un rendez-vous est alors pris pour un scanner dosimétrique, où le patient est placé sur un plan horizontal avec différents moyens de contention adaptés à la localisation de la maladie dans les conditions du traitement. Ce positionnement et les accessoires seront identiques à chaque séance. Ils sont choisis pour s'assurer de la reproductibilité tout en veillant à ce que la position soit la plus confortable possible pour le patient.

Puis, le patient est convoqué une à deux semaines plus tard pour sa première séance de traitement. Durant ce laps de temps, les images sont transmises à un système de planification de traitement (TPS) contenant un module de contourage pour définir les contours des volumes cibles (volumes à traiter) et des organes à risque (volumes sur lesquels on cherche à limiter la dose délivrée). Le contourage est réalisé par le médecin radiothérapeute en charge du patient. Une balistique peut ensuite être élaborée : elle définit le nombre de faisceaux, leurs angulations, leurs énergies, leurs collimations, l'ajout de filtre et la contribution de chaque faisceau. Tous ces paramètres permettent de calculer la distribution de la dose dans le patient. Ils sont ajustés pour correspondre à la prescription médicale en respectant les contraintes aux organes à risque. Le résultat est discuté et validé par le médecin référent.

Ensuite, toutes les données sont enregistrées dans un dossier informatisé et transmises à l'appareil de traitement pour la réalisation de toutes les séances prévues.

1.2. Scanner dosimétrique

Le scanner est le nom commun donné à cette modalité d'imagerie. Il est également connu sous les appellations scanographe, tomodynamomètre (TDM) et Computed Tomography (CT). Le but du scanner est de fournir une image anatomique, tridimensionnelle et densitométrique du corps humain grâce au principe d'interaction des rayons X dans la matière.

Le scanner installé au Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard, dédié à la radiothérapie, est le modèle Lightspeed RT16 de General Electric [Lig1] constitué de 16 barrettes de détecteurs. Certaines informations dans la présentation de cette modalité seront spécifiques à cet appareil, il sera nommé scanner RT16.

1.2.1. Présentation générale

Un appareil de tomodensitométrie est composé de trois éléments principaux : la source de rayons X qui tourne autour de l'axe z, les détecteurs à scintillation qui sont solidaires de la source et la table mobile (Figure 1.2).

Le scanner RT16 est de type hélicoïdal, c'est-à-dire que lors de l'acquisition la table se déplace, ce qui représente une hélice autour du patient. Lors d'une rotation, l'appareil est capable de réaliser 16 coupes de 0,625 mm (1 coupe = 1 barrette de détecteurs).

Le champ de vue (FOV pour Field of View) de la source est de 65 cm au centre de l'anneau. Avec la rotation de la source, la FOV forme un cercle (en pointillé sur la Figure 1.2).

En vignette sur la Figure 1.2, le système de coordonnées est détaillé, toujours pour un patient allongé sur le dos et la tête en premier :

- La coordonnée x positive est du côté droit du patient (ou R/L pour right/left) ;
- La coordonnée y positive est vers le plafond (ou A/P pour antérieur/postérieur) ;
- La coordonnée z positive est vers les pieds (ou I/S pour inférieur/supérieur).



Figure 1.2 : Schéma du scanner LightSpeed RT16 de General Electric [Www1].

Le système de coordonnées du scanner peut être différent du système de coordonnées de l'appareil de traitement. La norme IEC n°61217 (Ed1.1 2002) permet la correspondance entre ces deux systèmes.

1.2.2. Principe de la tomodensitométrie

La tomodensitométrie consiste à utiliser des rayons X (§ 1.2.2.a) atténués de façon exponentielle par rapport à la masse volumique de la matière traversée [Dil1]. Le rayonnement atténué est récupéré au niveau des détecteurs (§ 1.2.2.b). L'information est transmise à un algorithme qui reconstruit une image en trois dimensions (§ 1.2.2.c), affichée sur un écran de visualisation (§ 1.2.2.e), dont le niveau de gris est lié à l'échelle de densité électronique (§ 1.2.2.d).

I.2.2.a. Rayons X

La source de rayons X est une source de basses énergies issues de la gamme de tension de 70 à 120 kV. L'atténuation subie par le rayonnement X lors de la traversée d'un matériau se traduit par le coefficient d'atténuation linéique en cm^{-1} , noté μ . Ce coefficient définit la probabilité d'interaction des photons avec la matière. Il dépend de l'énergie des photons incidents et de la masse volumique du matériau. Ainsi, pour une énergie donnée, le coefficient d'atténuation augmente avec la masse volumique du milieu traversé. Ce phénomène est illustré sur la Figure 1.3 : la quantité de rayonnement (ou intensité) traversant un milieu est inversement exponentielle au coefficient d'atténuation correspondant, c'est-à-dire que plus le milieu a une masse volumique élevée plus l'intensité du signal transmis est faible.

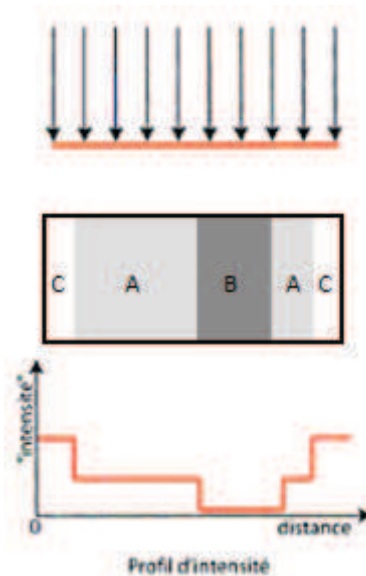


Figure 1.3 : Principe de l'atténuation et du profil d'intensité résultant pour trois matériaux C, A et B respectivement dans un ordre de masse volumique croissante.

La radiologie conventionnelle (2D), dont la gamme de tension est comprise entre 50 et 70 kV, ne peut discerner qu'une différence de masse volumique supérieure à 5 % alors que le TDM peut distinguer une différence de masse volumique inférieure à 1 %.

I.2.2.b. Détection

Le système de détection est opposé et solidaire de la source de rayons X. Il est constitué de 16 barrettes de détecteurs permettant chacune la réalisation d'une coupe de 0,625 mm d'épaisseur. Chaque barrette est constituée de détecteurs à scintillation associés à une photodiode. Le rayonnement photonique transmis interagit dans le cristal scintillateur en générant des photons de fluorescence convertis par la photodiode en signal électrique.

L'intensité du signal électrique est proportionnelle à la quantité de rayons X transmis à travers le patient. Cette information est ensuite utilisée pour la reconstruction des images.

1.2.2.c. Reconstruction tomographique

Le signal électrique de chaque détecteur est échantillonné environ 1000 fois par seconde et amplifié dans le système DAS (Data Acquisition System) : c'est la numérisation. Chaque échantillon est appelé « vue » ou encore « projection ». De ce fait, le nombre de vues dépend de la vitesse de rotation du bras et de la durée d'acquisition.

Les signaux électriques constituant chaque vue correspondent aux données brutes. Elles serviront à reconstruire les images.

La reconstruction tomographique est basée sur la théorie de *Radon* [Rad1] qui permet de reconstituer un objet à partir de ses projections. L'ensemble de ses projections est représenté sous forme d'un sinogramme, appelé aussi espace de *Radon* où une vue correspond à une ligne du sinogramme (Figure 1.4).

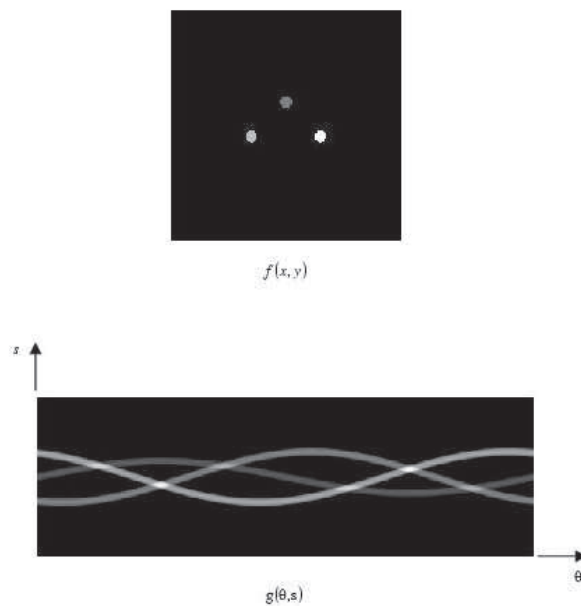


Figure 1.4 : Exemple d'un sinogramme $g(\theta,s)$ correspondant à l'image $f(x,y)$.

Chaque ligne d'un sinogramme est caractérisée par l'angle de la projection θ , le temps 't' d'apparition et la position sur l'axe z du CT (axe tête/pieds).

Ces données permettent la reconstruction de l'objet étudié sous forme d'une matrice par la méthode des rétroprojections filtrées. Cette matrice se décompose en carrés élémentaires, appelés pixels, auxquels sont attribués une valeur traduisant la quantité de signal électrique lié au coefficient d'atténuation μ .

1.2.2.d. Echelles de quantification

La précision de l'information du pixel dépend de l'échelle de quantification, c'est-à-dire du nombre de valeurs qu'elle peut prendre. Ce nombre est déterminé par le nombre de bits attribué pour cette information. Pour le scanner RT16, le codage est sur 12 bits correspondant à 4096 valeurs possibles.

En premier lieu, l'échelle de quantification est traduite en niveau de gris pour l'affichage grâce à une table de correspondance, appelée LUT pour Look-Up Table.

En outre, la tomodensitométrie est destinée à l'étude des masses volumiques du corps humain. Ainsi en parallèle, G. Hounsfield [Hou1], l'un des inventeurs de la tomodensitométrie, a défini une nouvelle échelle et une nouvelle unité portant son nom. L'échelle Hounsfield de base possède 2000 valeurs pour faire référence au coefficient d'atténuation des tissus biologiques (de l'air à l'os) dont une représentation est donnée sur la Figure 1.5. L'unité Hounsfield, notée UH, est définie par la relation (1.1) :

$$UH = \frac{\mu_{milieu} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \times 1000 \quad (1.1)$$

où μ_{milieu} et μ_{eau} sont les coefficients d'atténuation linéique respectivement du milieu et de l'eau (en cm^{-1}).

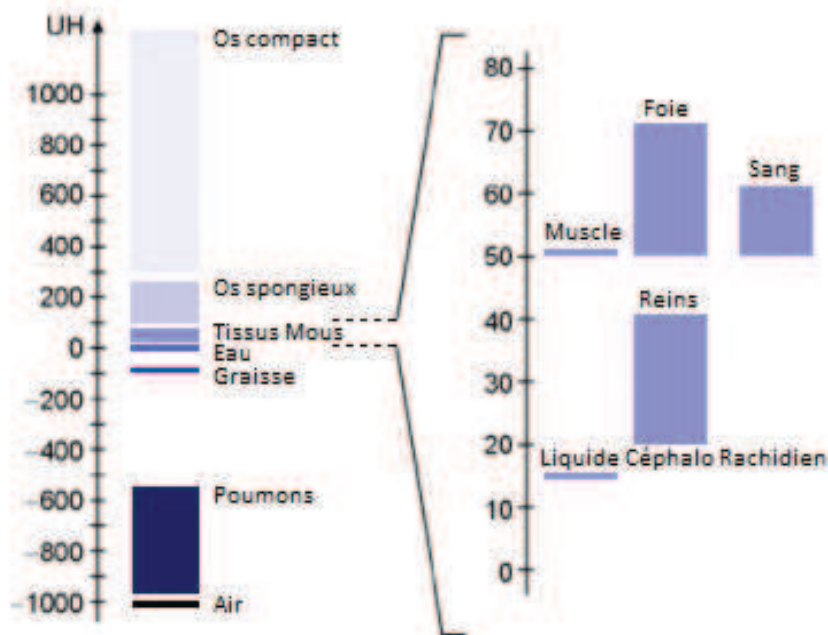


Figure 1.5 : Echelle Hounsfield.

Ainsi l'eau, qui est le milieu de référence en radiothérapie, car équivalent au corps humain constitué à 70 % d'eau, a une valeur de 0 UH, et l'air, masse volumique la plus faible rencontrée et invariante, constitue une référence secondaire dont la valeur est - 1000 UH. De ce fait la valeur de l'air correspond à la limite inférieure de l'échelle. Quant à la valeur supérieure, elle n'est pas définie matériellement car elle dépendra du codage.

1.2.2.e. Affichage

L'image affichée représente une coupe de l'acquisition volumétrique, en niveau de gris correspondant à l'échelle de quantification. Il est possible de modifier l'affichage en sélectionnant une partie de l'échelle. On appelle cette fonction le fenêtrage. Le fenêtrage est caractérisé par sa largeur et par sa valeur centrale, l'échelle de gris est adaptée à ces nouvelles limites. Prenons l'exemple de la Figure 1.6 :

- l'image (a) est affichée avec un fenêtrage complet centré sur 0 UH,
- l'image (b) montre une modification de la largeur de - 100 UH à + 100 UH,
- les images (c), (d) et (e) illustrent l'adaptation de la largeur et du centre de cette fenêtre pour observer respectivement le tissu pulmonaire, le tissu osseux et les tissus mous.

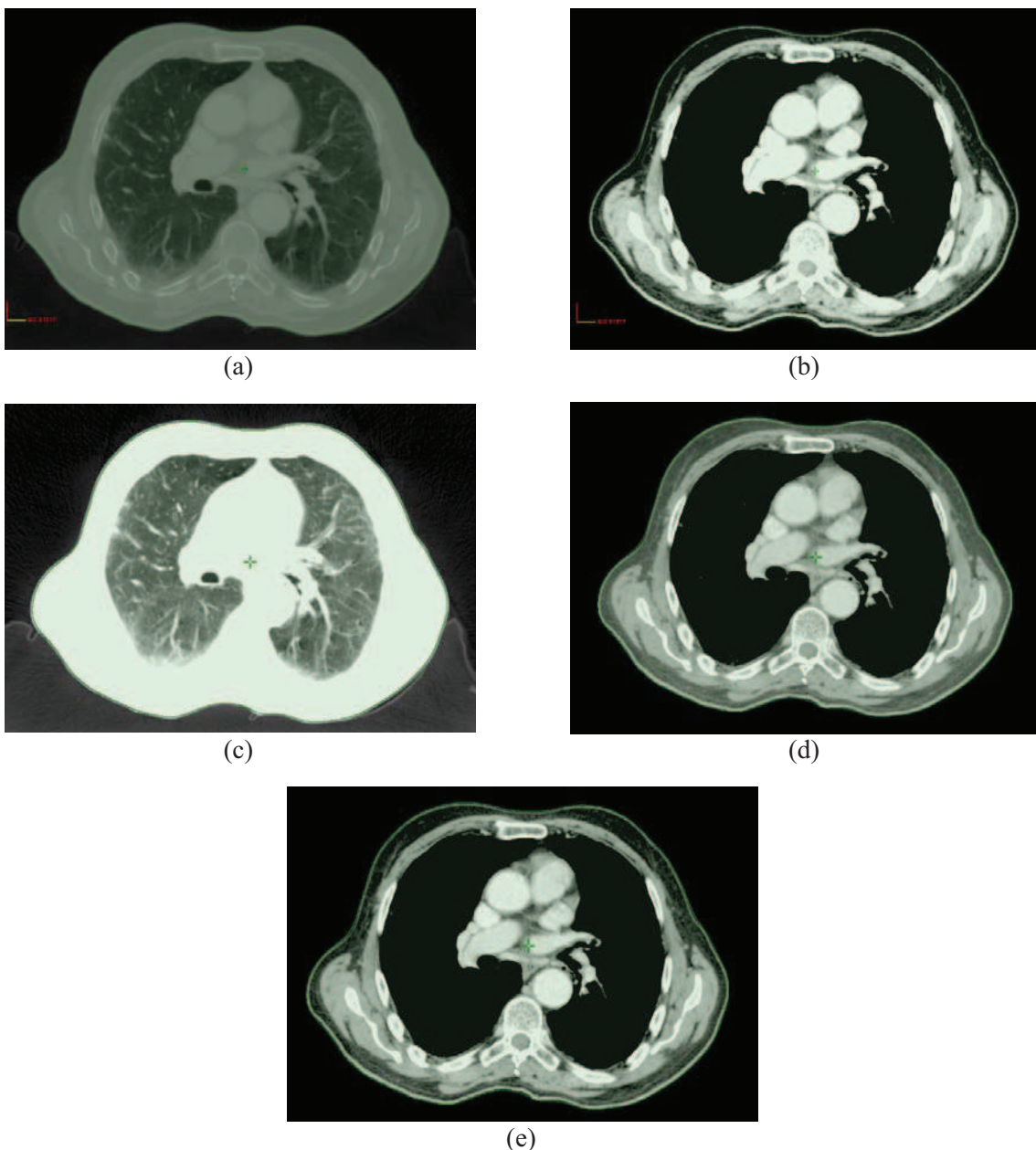


Figure 1.6 : Modification du fenêtrage.

I.2.3. Scanner « dosimétrique »

Le scanner dit « dosimétrique » est un appareil identique à celui utilisé pour l'imagerie diagnostique. Il se différencie par son utilisation à deux niveaux :

- le patient est installé sur un plan horizontal et positionné à l'aide de moyens de contention adaptés à la localisation du volume traité et identiques lors de chaque séance de traitement ;
- le volume d'acquisition des images est plus étendu. Il comprend la totalité du volume cible et des organes à risque (OAR) proches et fait apparaître la peau (appelé contour externe).

Ces images seront ensuite utilisées pour la planification du traitement (§ I.4). Pour cela, il est nécessaire de réaliser un étalonnage pour déterminer la correspondance entre la valeur Hounsfield et la masse volumique des tissus à l'aide de matériaux de masses volumiques connues. La courbe résultante est intégrée dans le système de planification de traitement (TPS).

I.3. Transfert des données en imagerie médicale : la norme DICOM

L'imagerie médicale fait appel à un format spécifique pour transférer les informations relatives à l'image, au patient et à l'examen.

La norme NF EN ISO 12052 de juin 2011 est un document définissant une méthode de communication universelle pour les équipements d'imagerie médicale numérique à travers le format DICOM pour « Dicom Imaging and COmmunication in Medicine ». L'objectif de cette norme est de créer, d'une part un format d'image et d'autre part un mode de communication standard (c'est-à-dire un protocole d'échange de données) entre les différents matériels d'imagerie médicale en éliminant les formats propriétaires (c'est-à-dire propre à chaque constructeur).

Ce format permet de rendre les images acquises uniques en y associant des informations spécifiques, chacune identifiée par un numéro d'identification propre appelé UID pour Unique IDentifier. Les informations concernent :

- l'appareil : hôpital, identification de la machine, date de l'examen...
- le patient : nom, prénom, date de naissance, numéro de dossier, sexe...
- l'acquisition : épaisseur de coupe, position du patient, kV...
- les images acquises : dimensions, compression, taille des pixels...

De ce fait, une image DICOM est codée généralement sur 16 bits, dont 12 à 14 bits sont consacrés à la valeur de l'image et 2 à 4 bits aux différentes UID.

1.4. Planification de traitement

La préparation d'un traitement de cancer par radiothérapie consiste, sur les images CT du patient, à définir une balistique à l'aide d'un Système de Planification de Traitement. Cette balistique est un arrangement de plusieurs faisceaux dont les paramètres permettent de délivrer la dose prescrite par le médecin au volume cible, tout en évitant les organes sains proches ou du moins en limitant la dose reçue.

Deux techniques sont couramment utilisées : la radiothérapie conformationnelle 3D (RTC3D) et la radiothérapie par modulation d'intensité (RCMI).

1.4.1. Informations préalables : contourage

Afin de connaître la dose délivrée au volume cible et aux organes sains, l'étape préalable à la planification est la délimitation de ces volumes d'intérêt réalisé par le médecin sur les images CT, permettant de construire des volumes en trois dimensions. La délimitation des volumes cibles dépend du dossier clinique du patient. En effet, il n'y a pas un mais plusieurs volumes défini par l'ICRU n°62 [Icr2] (Figure 1.7) :

- GTV pour Gross Tumor Volume ou volume tumoral macroscopique correspondant aux tissus cancéreux visibles sur l'imagerie.
- CTV pour Clinical Target Volume ou volume cible clinique. Il contient le GTV et tient compte de l'extension microscopique particulière de la tumeur en fonction de son histologie et de son stade. Le CTV est en premier lieu autour du GTV, mais il peut également se situer à distance au niveau des aires ganglionnaires.
- PTV pour Planning Target Volume ou volume cible prévisionnel. Il ajoute une marge de sécurité autour du CTV pour prendre en compte toutes les incertitudes liées au patient, à l'installation et à l'appareil de traitement. La dose prescrite s'applique à ce volume.
- ITV pour Internal Target Volume ou volume cible interne est un volume intermédiaire entre le CTV et le PTV. Il prend en compte uniquement les incertitudes liées aux mouvements physiologiques du patient. La marge supplémentaire nécessaire pour définir le PTV correspond aux autres incertitudes : le positionnement, les défauts de l'appareil et les spécificités du faisceau.
- Le volume traité est dans l'idéal le PTV. Cependant, les techniques de traitement ne le permettent pas toujours. Ce volume définit donc le volume qui reçoit la dose prescrite.
- Le volume irradié est un volume plus important qui a reçu une dose minimale.

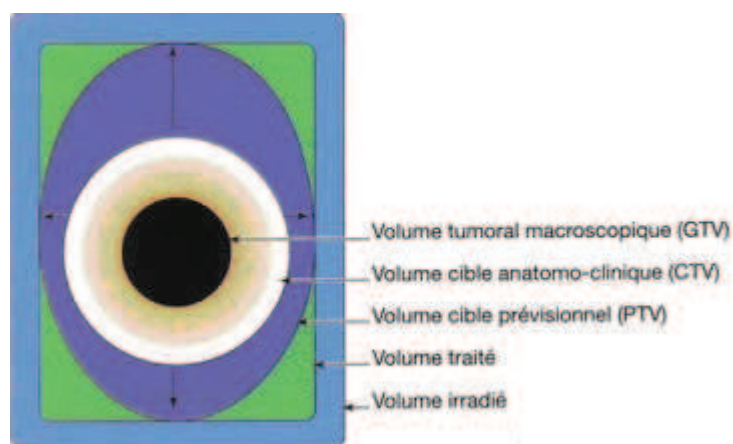


Figure 1.7 : Définition du volume cible selon l'ICRU n°62.

Pour les traitements des cancers de la sphère ORL, qui nous intéressent dans cette étude, les organes à risque sont (Figure 1.8) :

- La moelle épinière (orange),
- Le tronc cérébral (vert clair dans le prolongement de la moelle)
- La cavité buccale (vert foncé),
- La mandibule (vert clair),
- Les yeux (violet),
- Les cristallins (non visibles ici),
- Les parotides (bleu foncé et medium de chaque côté de la mandibule),
- Les nerfs optiques (rose et orange),
- Le chiasma (vert foncé derrière les yeux),
- Les oreilles internes (la droite n'est pas visible, la gauche en bleu ciel),
- Le larynx (rose).



Figure 1.8 : Représentation anatomique 3D des différents organes à risque (OAR) liés à la sphère ORL.

1.4.2. Techniques de traitement

Deux techniques de traitement sont utilisées : la radiothérapie conformationnelle 3D (RTC3D) et la radiothérapie par modulation d'intensité (RCMI). Dans le premier cas, l'utilisateur détermine la bonne configuration des faisceaux pour obtenir la distribution de dose souhaitée. Alors que dans le second cas, l'utilisateur indique au système des objectifs et des contraintes pour que le système détermine la meilleure configuration.

Quelle que soit la technique choisie, il faut au préalable paramétrer le TPS avec les données physiques et dosimétriques propres à chaque accélérateur.

I.4.2.a. Radiothérapie conformationnelle 3D

La radiothérapie conformationnelle 3D consiste à l'aide de l'imagerie CT et des contours des volumes cibles et à risques définis précédemment par le médecin, à déterminer une balistique permettant de délivrer la dose prescrite au volume cible tout protégeant au maximum les organes à risque selon des limites de dose acceptables (Figure 1.9) [Lef1]. On parle de planification directe.

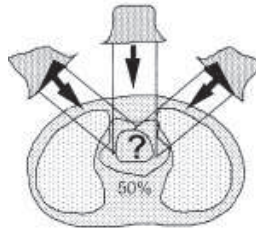


Figure 1.9 : Illustration de la technique de radiothérapie conformationnelle 3D.

La balistique comprend un minimum de deux faisceaux d'angulation différentes. L'énergie est choisie en fonction de la profondeur du volume à traiter. La dimension du champ est adaptée à la forme du volume cible et le collimateur multilames (utilisation de l'acronyme anglais MLC pour MultiLeaf Collimator) est utilisé pour se conformer plus exactement au volume cible (Figure 1.10).



Figure 1.10 : Collimateur multilames et conformation du volume cible (en rose).

Si le résultat n'est pas satisfaisant, la balistique est reprise en modifiant l'angulation du bras, l'angulation du collimateur, la pondération ou en ajoutant des filtres en coin jusqu'à obtenir une distribution satisfaisante.

Par exemple, la planification d'un traitement de cancers ORL, dont la dose prescrite est de 50 Gy, sera réalisée en deux étapes (Figure 1.11) pour la protection de la moelle épinière (en rouge) qui n'admet qu'une dose de 45 Gy, par des faisceaux de photons X de 6 MV :

- deux faisceaux latéraux opposés conformés sur le volume cible et une partie des aires ganglionnaires (en bleu) jusqu'à une dose de 40 Gy (marge de 5 Gy pour tenir compte de la dose diffusée de la deuxième étape) ;

- deux faisceaux latéraux opposés réduits par rapport à la première étape, la moelle épinière est protégée par les mâchoires et le MLC. La partie du volume cible protégée par ces faisceaux latéraux réduits est traitée par un faisceau d'électrons dont le parcours n'est que de quelques centimètres (l'énergie choisie est variable en fonction de la profondeur à traverser, généralement entre 6 à 16 MeV).

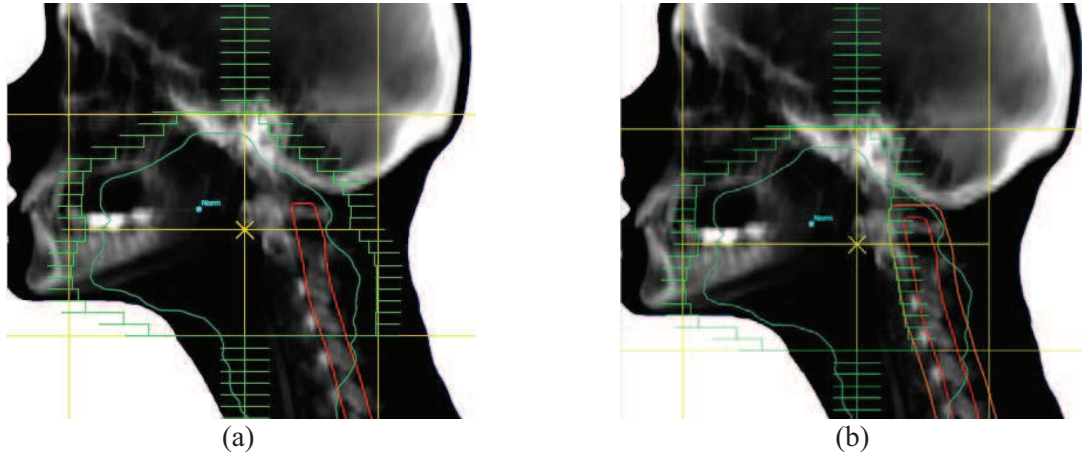


Figure 1.11 : Vue du faisceau latéral gauche de la première partie du traitement (a) et du faisceau latéral gauche réduit de la seconde partie du traitement (b).

I.4.2.b. Radiothérapie par Modulation d'Intensité (RCMI)

La radiothérapie par modulation d'intensité utilise de la même manière l'imagerie CT, les contourages des volumes d'intérêt et les algorithmes de calcul de la dose. Le raisonnement pour réaliser un calcul de distribution de dose par la méthode de planification inverse (Figure 1.12) est opposé à la radiothérapie conformationnelle en 3D (Figure 1.9) puisque l'on indique au système le résultat pour qu'il détermine la modulation du faisceau.

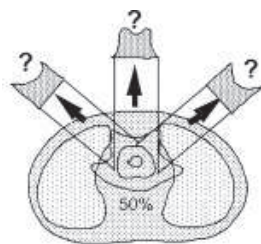


Figure 1.12 : Illustration de la radiothérapie par modulation d'intensité [Lef1].

De plus, pour réaliser cette modulation d'intensité, le faisceau n'est plus homogène, il est décomposé en multiple segments conférant au faisceau un profil hétérogène (Figure 1.13).

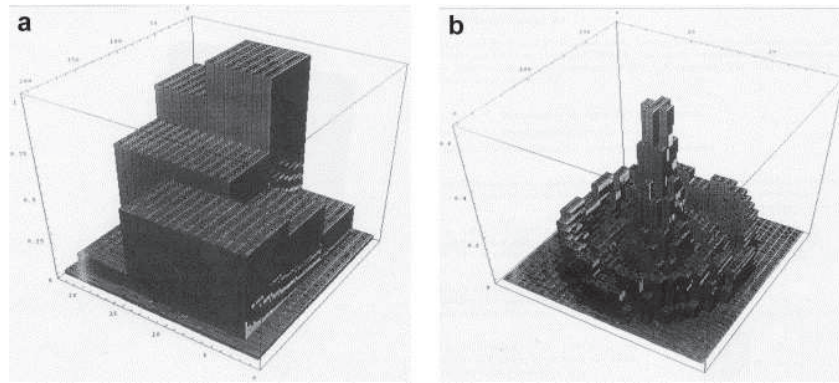


Figure 1.13 : Illustration de la modulation d'intensité d'un faisceau dans un cas simplifié (a) et dans un cas complexe proche d'un faisceau de traitement (b) [Mar1].

La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI) est possible grâce au développement informatique et à la méthode de planification inverse. Cette méthode nécessite un algorithme d'optimisation et un séquenceur des positions des lames du MLC avant de réaliser le calcul de la dose.

• **La planification inverse**

En planification inverse, le processus est plus complexe que la RTC3D (Figure 1.14).

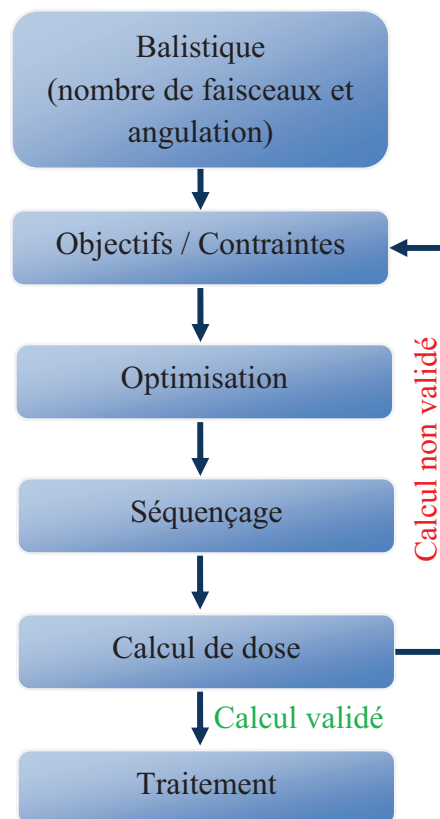


Figure 1.14 : Processus de la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité.

Pour simplifier au départ le processus, on définit un nombre de faisceaux fixes selon la localisation (entre 5 et 11) répartis autour du patient. Chaque faisceau est divisé en faisceaux élémentaires, appelés *beamlet*, permettant d'attribuer à chacun une intensité différente grâce au placement des lames du MLC (Figure 1.15). On indique au système des objectifs à atteindre sur le volume cible et les OAR en attribuant également des priorités parmi ces volumes.

L'algorithme d'optimisation cherche la meilleure solution, c'est-à-dire l'intensité de chaque *beamlet* théorique permettant d'atteindre les objectifs par résolution matricielle. L'algorithme de séquençage cherche les positions de lames idéales (lames indépendantes les unes des autres) pour réaliser ce schéma d'intensité en tenant compte des contraintes mécaniques du MLC et de la technique (statique ou dynamique) et de la pénombre des lames avant de calculer la dose avec le séquençage déterminé.

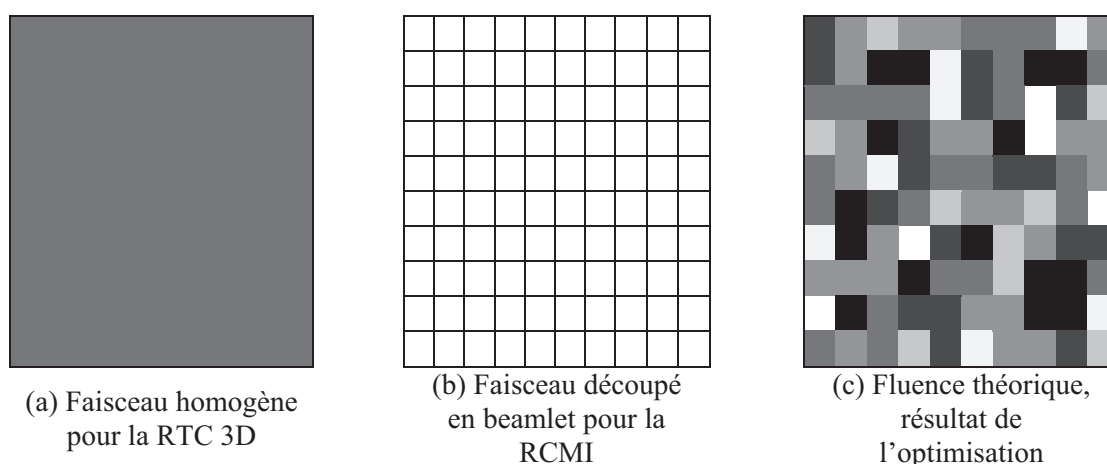


Figure 1.15 : Comparaison d'un faisceau homogène en radiothérapie conformationnelle (a) avec un faisceau de RCMi décomposé en beamlet (b) chacun ayant un niveau d'intensité (c) résultat de l'optimisation.

• L'algorithme d'optimisation

Le principe de l'algorithme d'optimisation et du problème inverse est de définir une fonction dite objective permettant de traduire la qualité du plan en une unique valeur à minimiser grâce à la définition d'objectifs.

Ces objectifs peuvent être physiques (critères en dose/volumes) ou biologiques (critères EUD¹, TCP² ou NTCP³). Les seconds n'étant pas validés pour un usage clinique, les objectifs physiques sont préférentiellement utilisés.

¹ Equivalent Uniform Dose ou Dose Uniforme équivalente permet de faire la conversion entre la distribution de la dose physique hétérogène et la distribution de la dose biologique équivalente homogène (qui prend en compte la survie cellulaire).

² Tumor Control Probability qui est la probabilité de contrôle tumoral, c'est-à-dire la dose minimale pour stériliser la tumeur. Elle dépend de la dose et du type de tissus.

³ Normal Tissue Control Probability qui la probabilité de contrôle des tissus sains, c'est-à-dire la dose maximale admissible

Les objectifs principalement appliqués sur les volumes cibles et les OAR lors de la planification sont :

- la dose minimale,
- la dose maximale et
- la dose à un volume.

Pour affiner le résultat, un ordre de priorité peut être défini pour chaque objectif. Plusieurs objectifs peuvent avoir la même priorité.

La résolution de la fonction objective passe par la résolution d'un système matriciel (Figure 1.16) de la forme $D = dW$ où D la dose (en Gy), d la matrice de voxel en densité et W la pondération des voxels (autrement dit la fluence en J/cm^2).

$$\begin{pmatrix} D_1 \\ \vdots \\ D_i \\ \vdots \\ D_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_{11} & \cdots & d_{1j} & \cdots & d_{1m} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ d_{i1} & \cdots & d_{ij} & \cdots & d_{im} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ d_{n1} & \cdots & d_{nj} & \cdots & d_{nm} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} w_i \\ \vdots \\ w_j \\ \vdots \\ w_m \end{pmatrix}$$

Figure 1.16 : Modèle matriciel de résolution de l'algorithme d'optimisation.

Il existe deux techniques de résolution itérative implémentées dans les TPS actuels :

- la technique des gradients (déterministe) et
- la technique dite du recuit simulé (stochastique).

L'algorithme implémenté dans Eclipse, appelé Dose Volume Optimizer (DVO), utilise la première méthode, seule explicitée. La Figure 1.17 montre cependant les différences entre ces deux techniques : tandis que la première est rapide, elle peut s'arrêter sur un minimum local ; la seconde est plus lente mais trouvera le minimum global de la fonction donc la meilleure solution.

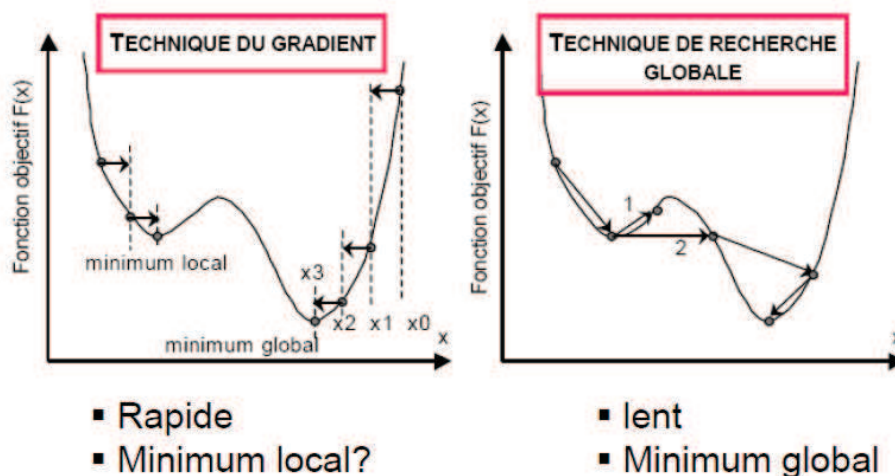


Figure 1.17 : Comparaison avec la technique du gradient conjugué qui est plus rapide mais peut s'arrêter sur un minimum local [Mar2].

La technique du gradient consiste à chercher la valeur de W qui annule la dérivée de la fonction. Sa résolution est itérative, chaque itération se divise en deux phases :

- Génération de la direction et de la longueur du gradient (lorsque la direction est orthogonale, on parle de gradient conjugué).
- Evaluation des objectifs le long de ce gradient pour rechercher le minimum.

• **Le séquenceur**

Le séquençage du MLC consiste à définir la position des lames permettant de reproduire la carte de fluence théorique définie par l'algorithme d'optimisation en tenant compte des contraintes techniques du MLC et de la technique RCMI utilisée.

Pour cela, le TPS fait appel à un algorithme spécifique qui prend en compte différents paramètres des lames :

- transmission,
- bout arrondi via le paramètre Dosimetric Leaf Gap⁴ (DLG),
- effet de la conception tongue & groove⁵,
- vitesse maximale de déplacement des lames et
- diverses contraintes mécaniques (dépassement de l'axe par exemple).

Le séquenceur est capable de déterminer les positions des lames selon deux techniques à partir des profils théoriques :

- la technique Step & Shoot ou statique réalisant une modulation d'intensité par plusieurs étapes (segments) statiques (§ II.4.3.a) et
- la technique de la fenêtre glissante ou dynamique (ou Sliding Window en anglais) réalisant la modulation d'intensité dynamique par un mouvement continu des lames (§ II.4.3.b).

Pour une paire de lames et un profil, la position des lames est déterminée pour reproduire ce profil comme le montre la Figure 1.18. Ce principe est valable pour les deux techniques.

⁴ Le paramètre Dosimetric Leaf Gap (DLG) permet de prendre en compte la quantité de rayonnement qui passe entre les paires de lames dont le bout est arrondi qui fait qu'elles ne sont jamais totalement fermées.

⁵ La conception tongue & groove des lames (en créneaux) permet de diminuer la fuite interlames, elle est prise en compte en augmentant artificiellement la largeur des lames en fonction de leur ouverture. La dimension de l'extension est inférieure à la largeur du créneau.

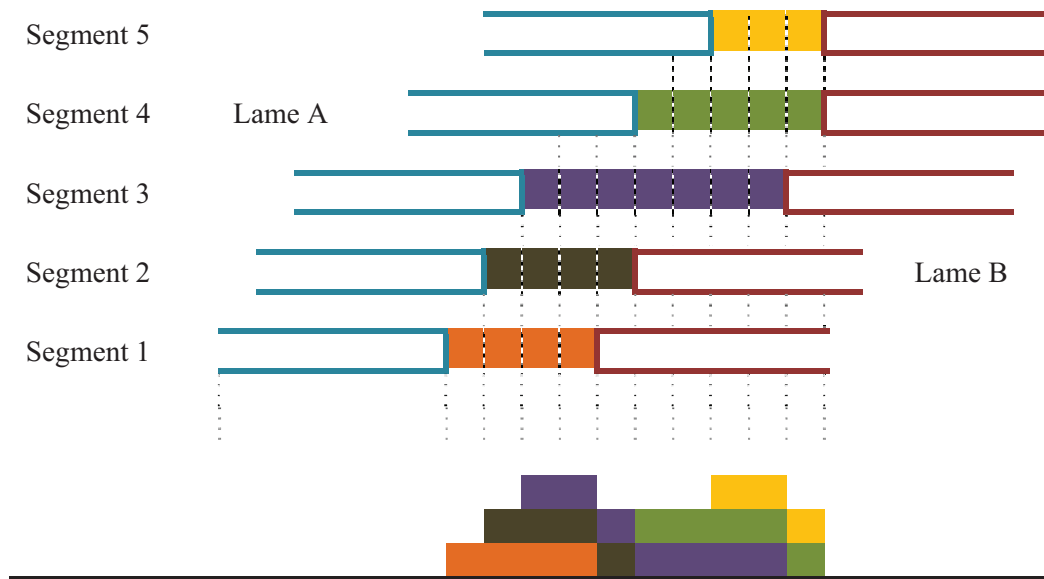


Figure 1.18 : Représentation de la modulation d'intensité par le déplacement d'une paire de lames du MLC sur cinq segments.

• **Step & Shoot**

En technique Step & Shoot, le champ est décomposé en segment fixe pendant l'irradiation, permettant une variation d'intensité de 5 à 25 niveaux. La réalisation du faisceau est une succession de déplacements des lames et d'irradiations (Figure 1.19).

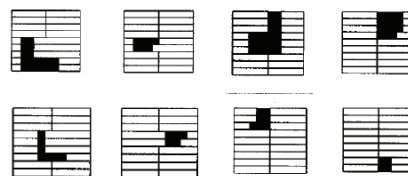


Figure 1.19 : Succession de segments pour la réalisation d'un champ RCMI par technique Step & Shoot.

Le déplacement des lames entre chaque segment s'effectue toujours dans la même direction, de la gauche vers la droite.

• **RCMI dynamique**

Pour cette technique, le mouvement des lames est continu durant l'irradiation avec au moins une lame à la vitesse de déplacement maximale. Pour la réalisation du traitement, les positions de lames sont tout de même discrétisées en des dizaines de segments, appelés points de contrôle (de 64 à 320). Le nombre de niveaux d'intensité est plus important, il est fixé à 70 par défaut.

• **Calcul de la dose**

Dans Eclipse, pendant l’optimisation, un calcul de dose rapide est réalisé avec l’algorithme PB permettant à la fois d’accélérer le processus d’optimisation et de diminuer le temps de calcul de cette étape. A la fin des itérations et après séquençage, le calcul de la distribution de dose est réalisé avec l’algorithme AAA.

I.4.2.c. RTC3D versus RCMI

Les principales différences entre la radiothérapie conformationnelle 3D et la radiothérapie par modulation d’intensité sont résumées dans le Tableau 1.1.

La RCMI permet d’une part de délivrer la dose souhaitée au volume cible en étant plus conformationnel, offrant si besoin, la possibilité d’augmenter la dose. D’autre part, le gain est apporté au niveau des OAR dont on peut réduire significativement les doses et mieux respecter les contraintes.

Tableau 1.1 : Comparaison de la radiothérapie conformationnelle 3D et de la RCMI.

	RTC3D	RCMI
Nombre de faisceaux	2 à 5	5 à 9
Profil du faisceau	Homogène ou filtré	Modulé
Planification	Directe	Indirecte
Conformation	Angulation du bras et MLC uniquement.	Permet des isodoses concaves
Dose au volume cible	Homogène	Hétérogène
Protection des OAR	Oui, correcte	Oui, améliorée
Augmentation de la dose sur le volume cible	Difficile	Possible

I.4.2.d. Evaluation de la planification

La validation de la planification d’un traitement dépend de plusieurs critères d’évaluation. Ils sont différents en fonction de la technique :

- Pour la RTC3D, les critères sont fournis par le rapport ICRU 50 [Icr3] :
 - La dose est prescrite au point « ICRU » (généralement au barycentre du volume cible),
 - L’isodose 95 % de la dose doit couvrir le volume cible,
 - Le maximum de dose acceptée est de 107 %.
- Pour la RCMI, les critères sont définis dans le rapport ICRU 83 [Icr4] :
 - 95 % du volume cible doit recevoir au moins 95 % de la dose,
 - La dose maximale de 107 % ne doit pas être délivrée à plus de 2 % du volume,
 - Il faut qu’au moins 50 % du volume reçoive 100 % de la dose.

I.4.3. Format des données DICOM

Le format DICOM RT est le format spécifique dans le domaine de la radiothérapie basé sur la norme DICOM. Il est utilisé par les systèmes de planification de traitement (TPS) pour gérer les données relatives au traitement d'un patient.

Il se décompose en quatre parties :

- RT images : contient toutes les images CT du patient ;
- RT structure : regroupe les contours des différents volumes d'intérêt (corps, volumes cibles et organes à risque) ;
- RT plan : contient toutes les informations sur la balistique (isocentre, nombre de faisceaux, énergie, angulation, dimension du champ, accessoires, MLC...) ;
- RT dose : contient les matrices de dose des faisceaux.

Toutes ces informations sont transmises via un système « Record and Verify » à l'appareil de traitement pour réaliser toutes les séances.

Maintenant que nous connaissons le principe de fonctionnement de la radiothérapie, nous allons expliciter la problématique des hétérogénéités et plus particulièrement celles des matériaux de masse volumique élevée que l'on peut rencontrer lors d'un traitement de la sphère ORL.

II. Hétérogénéités en radiothérapie

Le corps humain est naturellement hétérogène puisqu'il est composé de tissus pulmonaires (faible masse volumique, $0,001 \text{ g/cm}^3$), des tissus mous comme les muscles ou la graisse (masse volumique proche de l'eau, 1 g/cm^3), des tissus osseux (masse volumique élevée, $1,2 \text{ g/cm}^3$ pour l'os spongieux et $1,85 \text{ g/cm}^3$ pour l'os cortical) et des tissus dentaires (masse volumique élevée, $2,2 \text{ g/cm}^3$).

Les dispositifs d'imagerie médicale sont adaptés à l'exploration de ces tissus, et spécifiquement le scanner, qui permet en plus d'obtenir une information sur la masse volumique.

Les progrès de la médecine offrent une grande variété de dispositifs médicaux implantables (§II.1) de fonctions diverses (consolidation, remplacement, assistance, confort...) avec ou sans électronique et de forme et de composition très variés. Ces dispositifs, en particulier les dispositifs métalliques, font apparaître sur l'imagerie des zones d'artéfacts liées à leur masse volumique très élevée.

Afin de comprendre les phénomènes physiques mis en jeu lors de la planification du traitement de radiothérapie, un rappel théorique et les conséquences dosimétriques seront explicités (§ II.2).

Ces artéfacts, en imagerie, sont facilement expliqués par le fait que les photons de faible énergie sont totalement absorbés dans ces milieux. Pour pallier à ces artéfacts, des algorithmes de corrections existent (§ II.3). A partir de ces images, corrigées ou non, les méthodes de calcul proposées sont évaluées par différents auteurs (§ II.4) qui ont établi ensuite diverses recommandations (§ II.5).

II.1. Dispositifs médicaux implantables

Dans le domaine médical, tout matériel, quelle que soit sa fonction, implanté dans le corps humain est appelé dispositif médical implantable. Les types, les formes et les compositions des matériaux constituant ces dispositifs sont multiples. La liste suivante, non exhaustive, présente l'étendue de la diversité des dispositifs que l'on peut rencontrer.

II.1.1. Présentation générale

Les dispositifs médicaux implantables sont très diversifiés, autant par leur fonction que par leur composition. Il existe plusieurs domaines dans lesquels ils sont largement présents (les dispositifs en gras dans le texte sont les plus rencontrés lors des traitements des cancers par radiothérapie) :

- en orthopédie : **prothèses de hanche**, prothèses articulaires, implants du rachis, implants osseux, implants tendineux...
- en cardiologie vasculaire : valves cardiaques, anneaux valvulaires, endoprothèses aortique, stents, **stimulateurs cardiaques, défibrillateurs cardiaques**...
- en chirurgie plastique : prothèses mammaires, prothèses pariétales...
- en ophtalmologie : implants ophtalmologiques, lentilles intraoculaires...
- en oto-rhino-laryngologie (ORL) : implants auditifs, implants cochléaires, prothèses trachéo-bronchiques...
- en urologie : implants sphinctériens, prothèses péniennes, implants testiculaires...
- en neurochirurgie : neuro-stimulateurs implantables...
- en gastroentérologie : prothèses digestives, prothèses biliaires, anneaux de gastroplastie...
- pour la perfusion/nutrition : chambres à cathéter implantable, pompes implantables...
- en dentaire : implants dentaires.

Tous ces éléments ont des formes, des dimensions et des compositions très différentes. Une grande partie de ces dispositifs sont composés de matières plastiques, d'autres de greffes de tissus humains. Certains sont des maillages métalliques très fin, d'autres des assemblages métalliques complexes comme les prothèses articulaires, ou encore les dispositifs électroniques. Les dispositifs en gras dans le texte sont les plus rencontrés lors des traitements des cancers par radiothérapie.

Concernant les prothèses de hanche, de nombreux travaux [Sib1, Buf1, Aap1] ont été réalisés sur leur impact lors d'une radiothérapie. Au sein de l'équipe IRMA, la thèse d'Edwige Buffard (2006) a permis d'obtenir un certain nombre d'informations sur les modifications de dose engendrées par la prothèse et sur les insuffisances des TPS à prendre en compte ces hétérogénéités de forte masse volumique.

Des mesures expérimentales [Sib1, Haz1, Erl1], des calculs théoriques par méthodes Monte-Carlo [Buf2, Buf3, Kea1, Lau1, Wie1] et des plans issus des TPS [Aap1, Buf1, Gsc1, Lau1, Rob1, Wie1] montrent qu'une prothèse de hanche entraîne une diminution de la dose derrière la prothèse donc au volume cible et une augmentation locale au niveau de l'interface tissu/métal.

Pour ce type de calcul d'hétérogénéité, seules les méthodes Monte-Carlo sont fiables pour prédire l'atténuation d'un faisceau traversant une prothèse ainsi que la dose rétrodiffusée car ce phénomène se produit dans les couches très fines (moins de 1 mm) à l'interface. En routine clinique, il est recommandé de choisir une balistique, tant que cela est possible, qui ne traverse pas la prothèse.

Les stimulateurs et défibrillateurs cardiaques ont fait l'objet d'un rapport de l'American Association of Physicists in Medicine dès 1994 [Aap2] complété récemment par de nouvelles études sur les appareils de dernières générations [Sun1, Hur1, Hur2, Wad1]. Un large éventail de stimulateurs et de défibrillateurs a été testé. Ces études montrent des sensibilités très disparates dans une même génération, un même fabricant ou encore une même série. Des défaillances peuvent apparaître avec quelques centigrays comme il peut n'y en avoir aucune avec une dose absorbée jusqu'à 120 Gy. Du fait de l'importance vitale immédiate pour le patient en cas de défaillance, il est donc recommandé d'éviter les faisceaux directs, de ne pas dépasser 2 Gy, de relever la dose absorbée pour le dossier du patient et de programmer un suivi avec le cardiologue.

Les prothèses dentaires quant à elles, sont présentées plus en détail dans le paragraphe suivant puisqu'elles font l'objet de toute notre attention pour cette étude.

II.1.2. Prothèses dentaires

Il faut distinguer les prothèses dentaires des implants dentaires. En effet, les implants dentaires sont les éléments qui relient la prothèse à l'os de la mâchoire. Ces implants sont généralement en titane ($d = 4,5$), la partie la plus longue se visse dans l'os. Des études ont été menées sur les implants dentaires [Wan1, Oze1] pour évaluer un effet secondaire en cas de dose trop élevée, l'ostéoradionécrose, qui n'est pas ici l'objet de mon étude et ne sera donc pas développée.

La prothèse dentaire, qui remplace la dent, est au centre de notre intérêt pour ses effets sur le volume cible. Les prothèses dentaires peuvent être classées selon trois catégories : les prothèses amovibles, les amalgames et les prothèses fixes.

II.1.2.a. Prothèses amovibles

Les prothèses amovibles remplacent plusieurs dents en s'appuyant sur les dents restantes, la gencive ou l'os sous-jacent. Il en existe de deux types (communément appelé « dentier ») : les prothèses partielles et les prothèses complètes.

La prothèse partielle et la prothèse complète permettent respectivement de remplacer quelques dents (Figure 1.20a) et de remplacer toutes les dents (Figure 1.20b). Le premier type de prothèse est constitué d'un châssis métallique (en chrome-cobalt-molybdène) assez souple sur lequel repose des dents en résine. Quant au second type de prothèse, il est constitué uniquement de résine.

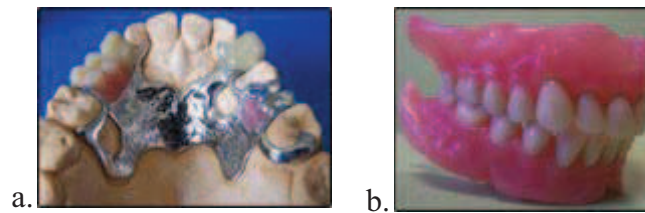


Figure 1.20 : Exemples de prothèses partielle (a) et complète (b).

Lors d'une radiothérapie, la particularité de ce type de prothèses est de pouvoir être retirée. Il sera donc spécifié au patient de retirer sa prothèse dentaire à chaque étape de son traitement. Ainsi, ne participant pas au traitement, leur cas ne sera pas développé.

II.1.2.b. Amalgames

Les amalgames, couramment appelés « plombages » (bien qu'ils ne contiennent plus de plomb), sont des matériaux généralement constitués d'un alliage de 50% de mercure et d'au moins 30% d'argent. Ils sont utilisés pour combler le trou laissé par une carie après nettoyage et préparation de la zone cariée. Bien qu'ils ne remplacent pas la totalité d'une dent, leur influence peut être importante du fait de leur masse volumique élevée, supérieure à 10 g/cm^3 (Tableau 1.2).

Notons ici que ce type d'amalgame tend à être remplacé par des résines radio-opaques de masse volumique proche de 2 g/cm^3 , équivalentes à une dent ; elles ne seront donc pas étudiées.

II.1.2.c. Prothèses fixes

Les prothèses fixes ne peuvent pas être retirées. On distingue les couronnes et les bridges dont le système d'implantation est différent :

- une couronne (Figure 1.21a) reconstitue artificiellement la couronne de la dent délabrée, elle est posée simplement ou ancrée dans la racine à l'aide d'un tenon (à base de zircone ou d'or) ;

- un bridge (Figure 1.21b) permet de remplacer une dent absente (voire deux ou trois) en s'appuyant sur les dents adjacentes. Il est constitué d'une racine artificielle en titane implantée dans l'os.

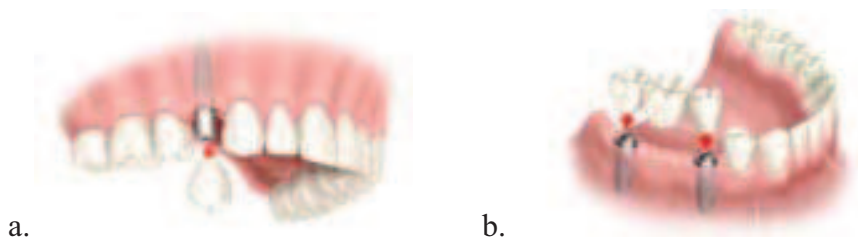


Figure 1.21 : Exemples de prothèses fixes (a) une couronne et (b) un bridge.

La composition des prothèses fixes peut être de trois types : un alliage précieux (à base d'or), un alliage semi-précieux (à base d'argent) ou un alliage non précieux (à base de nickel-chrome, de chrome-cobalt, de résine ou de céramique). Le Tableau 1.2 présente quelques exemples de matériaux avec leur masse volumique correspondante. Le choix a été fait de ne traiter que les couronnes en alliage non précieux (de type Ni-Cr) et les amalgames au mercure, tous deux encore largement répandus. D'autant plus que les couronnes à base d'or (plus résistantes) ou en céramique (plus esthétiques), ayant un coût très élevé et de faible taux de remboursement de la Sécurité Sociale, ne représentent qu'une minorité des prothèses. Quant aux amalgames en résine, ils ne conviennent pas à toutes les situations du fait d'une durée de vie plus courte, contrairement aux amalgames de mercure plus résistants et encore largement utilisés.

Tableau 1.2 : Composition et masse volumique de différents tissus et matériaux dentaires.

Matériaux	Composition	Masse volumique (en g/cm ³)
Tissu/Eau (référence)		1
Os		1,85
Dent		2,2
Résine	Polymères	3
Céramique	ZrO ₂ (zircone)	6
Alliage or	78% Au, 10% Cu, 8% Ag et 4% Zn	15,7
Alliage non précieux		8,8
Amalgame	50% Hg, 30% Ag, Cu, Sn, Zn	12-13

II.2. Généralités

Les hétérogénéités, de masses volumiques élevées, présentes lors d'un traitement par radiothérapie entraînent une perturbation de la distribution de la dose. La forme et le degré de perturbation de la dose dépendent de la conception et de la composition de la prothèse ainsi que des caractéristiques du rayonnement [Aap1].

Les phénomènes physiques mis en jeu au niveau macroscopique sont décrits (§ II.2.1) avant d'exposer les conséquences dosimétriques sur un traitement des cancers par radiothérapie (§ II.2.2).

II.2.1. Rappel théorique des interactions photons/matière

Les interactions des photons avec la matière peuvent être décrits à deux échelles : à l'échelle microscopique c'est-à-dire au niveau de l'atome (Annexe 1) et à l'échelle macroscopique c'est-à-dire dans un milieu homogène ou hétérogène.

Au niveau macroscopique, l'interaction d'un faisceau de photons traversant un matériau (homogène ou hétérogène) se traduit par l'apparition de régions (Figure 1.22 à Figure 1.24). Elles sont observables sur le rendement en profondeur : la mise en équilibre électronique, l'atténuation et la rétrodiffusion.

La région d'**équilibre électronique** correspond à la zone entre la surface d'entrée du milieu et la profondeur du maximum de dose. Les photons interagissent avec la matière en mettant en mouvement des électrons secondaires. Ainsi la fluence des photons diminue alors que la fluence des électrons (dépôt de dose) augmente. Il se produit à chaque changement de milieu (Figure 1.22).

La région d'**atténuation** représente la perte d'énergie due à l'absorption du rayonnement dans un milieu quelconque. Elle est définie par un coefficient, appelé coefficient d'atténuation linéaire, dépendant de la masse volumique du matériau et de l'énergie des photons. Ainsi, l'atténuation est d'autant plus grande dans un matériau plus dense (Figure 1.22) et d'autant plus faible que l'énergie est élevée. En outre, dans le cas d'une hétérogénéité de masse volumique élevée, la perte d'énergie due à l'atténuation peut en partie être compensée par du rayonnement diffusé si la taille du faisceau de rayonnement est supérieure à la dimension de l'hétérogénéité.

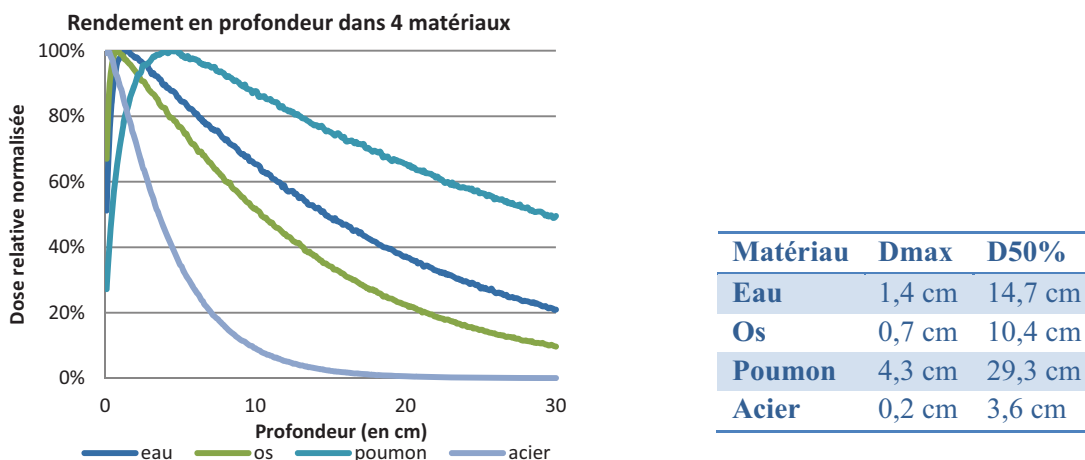


Figure 1.22 : Rendements en profondeur dans différents matériaux homogènes pour illustrer la mise en équilibre électronique à l'entrée du milieu et l'atténuation. Dans le tableau, les valeurs de la profondeur de la dose maximale et la profondeur à laquelle la dose est réduite de moitié sont relevées pour un faisceau de photons de 6 MV.

La région de **rétrodiffusion** est d'autant plus marquée pour des matériaux de masse volumique élevée, et des énergies élevées. En radiothérapie, la propagation des particules secondaires se fait essentiellement vers l'avant mais une faible proportion peut être diffusée en arrière sur quelques millimètres (Figure 1.23). Cette dose supplémentaire déposée en arrière provient des photons rétrodiffusés par effet Compton, des électrons secondaires rétrodiffusés mis en mouvement dans le tissu, et des électrons secondaires rétrodiffusés mis en mouvement dans l'hétérogénéité (les deux derniers processus sont prédominants) [Das1]. La quantité de dose rétrodiffusée est indépendante de la dimension du champ, de l'épaisseur de milieu traversée avant l'hétérogénéité et des dimensions de l'hétérogénéité.

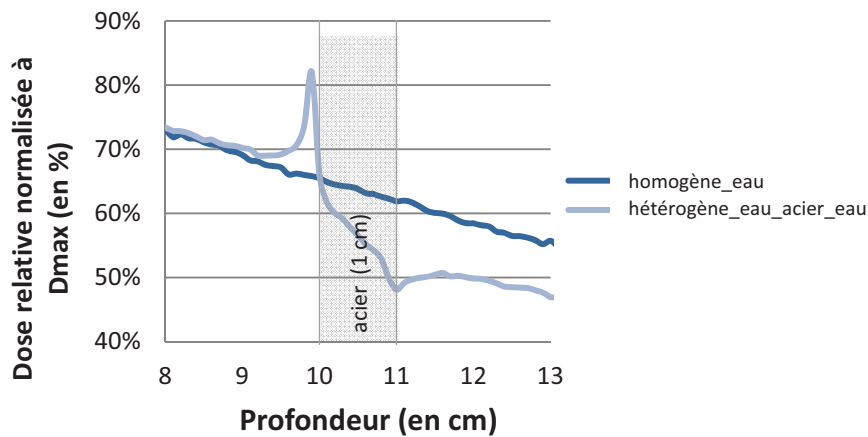


Figure 1.23 : Rendement en profondeur en milieu homogène (eau) comparé au rendement en profondeur d'un milieu hétérogène (eau_acier_eau) où le pic de rétrodiffusion apparaît à l'interface.

La Figure 1.24 illustre les trois phénomènes en présence d'hétérogénéités dans des configurations similaires au corps humain :

- Au niveau du thorax (à gauche, deux milieux) pour représenter les côtes et le poumon.
- Au niveau ORL (à droite, trois milieux) pour représenter la présence d'une prothèse dentaire.

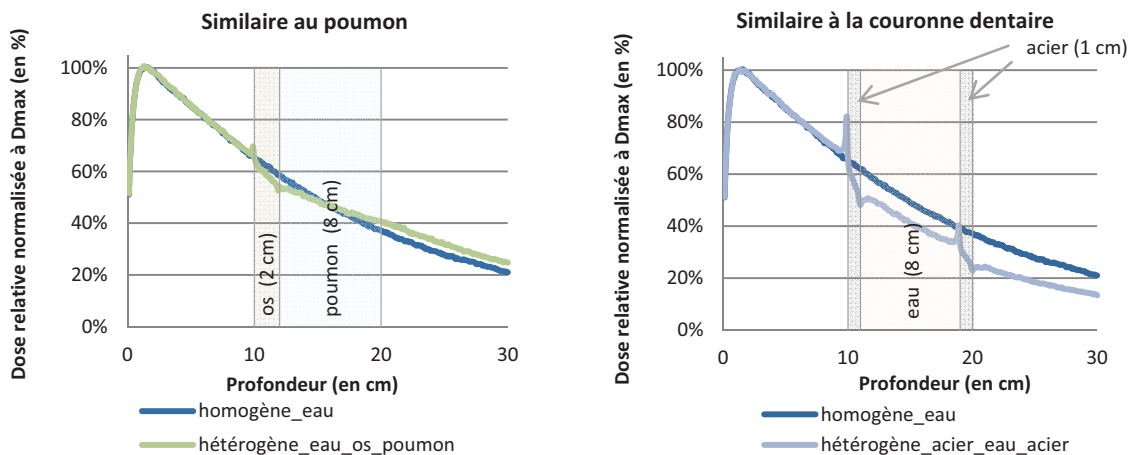


Figure 1.24 : Rendement en profondeur en milieu hétérogène, à gauche traversée de milieux représentant les côtes et le poumon, à droite traversée de milieux similaires à une couronne dentaire.

II.2.2. Conséquences dosimétriques

Pour réaliser un traitement par radiothérapie externe, les systèmes de planification permettent de prédire la répartition de la dose dans le patient sur les images tomodensitométriques grâce à des algorithmes de calcul de plus en plus précis. L'incertitude recherchée sur le calcul, pour une précision acceptable sur le traitement de 5 %, est de 3 % (Tableau 2.3).

Or des études expérimentales avec des films radiochromiques orientées vers les implants (titane), les amalgames dentaires et les prothèses dentaires (or et alliage de nickel et de chrome) ont montré des valeurs d'atténuation (Tableau 1.3) et de rétrodiffusion (Tableau 1.4) non négligeables pour des matériaux de masses volumiques élevées (de la dent à l'or) essentiellement aux interfaces [Far1, Rus1].

Tableau 1.3 : Résultats de différentes études sur l'atténuation de matériaux de masses volumiques élevées.

Echantillons	Cube [Far1]		Dents [Far2]	
	⁶⁰ Co (100 Gy)	10 MV (90 Gy)	⁶⁰ Co (100 Gy)	10 MV (90 Gy)
Faisceau				
Amalgame AgHg	0,65	0,85	0,78	0,8
Alliage or	0,65	0,85	0,75	0,98
Alliage NiCr	0,7	0,9	-	-
Dent	0,8	0,95	0,8	0,8
Polystyrène/sans implant	0,9	0,95	-	-

Tableau 1.4 : Résultats de différentes études sur la rétrodiffusion de matériaux de masses volumiques élevées.

Echantillons	Cube [Far1]		Dents [Far2]		Dents [Rus1]	
	⁶⁰ Co (100 Gy)	10 MV (90 Gy)	10 MV (90 Gy)	⁶⁰ Co (100 Gy)	6 MV	10 MV
Faisceau						
Amalgame AgHg	2	1,7	1,2	1,25	-	-
Alliage or	2,1	1,6	1,55	1,6	1,36	1,46
Alliage NiCr	1,4	1,3	-	1,4	-	-
Dent	1,2	1,25	1,25	1,2	-	-
Polystyrène/sans implant	1	1	1	1	1	1
Titane pur	-	-	-	-	1,15	1,14
Alliage Ti6Al4V	-	-	-	-	1,14	1,12

La rétrodiffusion est beaucoup plus étudiée et l'atténuation n'est prise en compte qu'à l'interface alors qu'elle n'est pas négligeable à distance. Deux conséquences à ces modifications : d'une part l'apparition de complications au niveau de l'os avec une probabilité de nécrose à 5 ans de 5 % pour 52 Gy et de 50 % pour 62 Gy, et d'autre part, une baisse du contrôle tumoral (TCP) du fait de l'atténuation au-delà d'une prothèse à l'instar des prothèses de hanche [Aap1].

Les moyens expérimentaux permettent de mesurer exactement le dépôt de dose dans diverses configurations, alors que le calcul prévisionnel de la distribution de la dose par les TPS repose à la fois sur l'imagerie tomодensitométrique affectée par des artéfacts dus à la présence de métal et sur les algorithmes de calculs approximatifs dans des conditions extrêmes. Ces observations conduisent à se poser deux questions :

- **Existe-t-il des moyens pour s'affranchir des artéfacts sur l'imagerie ?**
- **Quelles sont les conséquences des artéfacts sur la précision de la planification d'un traitement ?**

II.3. Artéfacts en tomодensitométrie

La tomодensitométrie est la modalité d'imagerie indispensable et centrale dans le circuit du patient traité pour un cancer par radiothérapie. Les images obtenues sont dégradées par la présence d'éléments métalliques qui provoque des artéfacts. De plus, les informations sont limitées par le codage informatique des données. Des algorithmes de correction se développent mais ils sont encore peu accessibles en routine clinique.

II.3.1. Éléments métalliques

Les scanners à rayons X sont très bien adaptés pour étudier le corps humain mais, en présence d'un objet métallique, l'image est dégradée pour deux raisons :

- le durcissement du faisceau : les faibles énergies sont absorbées partiellement voire totalement ;
- le niveau de codage de l'information.

II.3.1.a. Artéfacts liés au durcissement du faisceau

Lorsqu'un élément métallique est présent dans le volume exploré, les rayons X de faibles énergies sont absorbés et le faisceau se durcit (l'énergie moyenne augmente). Au vue des tensions de la scanographie, jusqu'à 120 kV, la quasi-totalité voire la totalité du rayonnement est absorbée. L'énergie variant, les valeurs de la masse volumique sont affectées et ce phénomène se traduit sur l'échelle Hounsfield par des valeurs erronées de masse volumique par rapport à la valeur réelle. Une solution serait d'augmenter l'énergie du faisceau pour améliorer la définition de la masse volumique. Dans la réalité, il faudrait discuter en vertu du principe ALARA, *As Low As Reasonably Achievable*, de radioprotection du patient (limitation, optimisation et justification de la dose) [Icp1]. Une seconde solution serait de réaliser un étalonnage avec des masses volumiques élevées associées à un codage sur 16 bits.

II.3.1.b. Codage de l'information

Actuellement, le codage de l'information est généralement sur 12 bits offrant une échelle de valeurs Hounsfield (voir § I.2.2.d) de -1024 à 3071 UH, idéal pour le corps humain. Elle permet au mieux de définir une masse volumique d'environ 3 g/cm³, ce qui est insuffisant pour les éléments métalliques et provoque une saturation du signal.

Le codage sur 16 bits (- 32818 à 32817 UH) pourrait être une solution. Toutefois les systèmes de planification de traitement ne sont pas capables de gérer cette quantité d'informations d'une part, et d'autre part, l'artéfact serait toujours présent puisque d'origine physique et non informatique. L'extension du codage permettrait seulement d'affiner la rampe de conversion aux alentours d'une masse volumique 3-4 g/cm³, en supprimant les artéfacts de ces masses volumiques moyennes.

II.3.2. Corrections des artéfacts métalliques sur l'image CT

II.3.2.a. Méthodes de correction

Il existe plusieurs méthodes de correction des artéfacts métalliques sur les images CT (le terme anglais MAR, Metal Artifact Reduction, est souvent employé pour désigner l'ensemble de ces méthodes) dont les plus développées sont les algorithmes itératifs dans le domaine spatial ou fréquentiel et les algorithmes d'interpolation (linéaire ou cubique) des projections voisines telles que la rétroprojection filtrée (FBP) sur un sinogramme⁶ modifié.

II.3.2.b. Evaluation des méthodes MAR

• En imagerie

Les travaux de Yazdia *et al.* [Yaz1] et de Bal *et al.* [Bal1] portent respectivement sur la méthode d'interpolation des projections et sur la méthode de filtration adaptative associée à une transformation de la courbe en cinq matériaux (air, tissu mou, tissu, os et métal) appliquées à des images CT de fantôme et de patients avec des prothèses de hanches. La réduction des artéfacts métalliques est significative et préserve les formes et approximativement la valeur du nombre CT. Cependant, il peut subsister des artéfacts résiduels ou la technique peut en créer de nouveaux, principalement aux interfaces entre les milieux en marquant les pixels d'une valeur fautive, ou en supprimant les frontières des objets dans les projections corrigées.

D'autres études s'attachent à démontrer la faisabilité de ces méthodes au niveau dentaire [Van1, Joe1]. Vannier *et al.* testent la méthode MAR par interpolation des projections manquantes sur les images CT avec une seule prothèse. Quant à l'équipe de Joemai, elle est

⁶ Un sinogramme est une représentation des différentes projections (données d'acquisition d'un angle donné) sont reportées sur un graphique avec le profil d'atténuation en abscisse et l'angle de rotation du profil en ordonné (exemple à la Figure 1.4).

allée un peu plus loin en étudiant des images CT de patient avant et après la pose de prothèses (épaule) et en comparant deux méthodes de correction : MAR sur les données de l'espace de Radon et MAR sur les données brutes. Dans ce dernier cas, l'amélioration est de meilleure qualité en travaillant directement sur les données brutes. Ces deux études arrivent à des conclusions similaires : la réduction des artefacts est significative d'un point de vue clinique et dépend tout de même de la complexité des implantations des diverses prothèses. En effet pour les prothèses dentaires l'amélioration n'est pas jugée satisfaisante à cause de la création de nouveaux artefacts. La délimitation des prothèses autres que dentaires peut être réalisée par segmentation automatique avec un seuil de 2000 UH. Quant aux prothèses dentaires la délimitation doit être manuelle.

• **En dosimétrie**

L'équipe de Bozalova [Boz1] utilise la méthode de la rétroprojection filtrée sur un sinogramme modifié dans deux fantômes cylindriques de 15 et 27 cm de diamètre, simulant respectivement une tête et un pelvis contenant des inserts d'os et d'acier. Les images reconstruites corrigées fournissent des valeurs d'unités Hounsfield dont l'écart maximum par rapport à la valeur réelle est de 4 UH. Les images corrigées sont évaluées par un calcul de distribution de dose avec le code EGSnc. L'écart obtenu entre les images corrigées et les images brutes pour un faisceau de photons de 6 MV est réduit de 25 % à 2 %.

Une étude plus complète a été menée par Spadea et al. [Spa1] afin d'évaluer une méthode MAR par comparaison des calculs du TPS Xio de CMS avec des simulations Monte-Carlo (plateforme maison) sur trois patients avec divers implants (du titane au platine en passant par l'or) traités par RCMI. L'importance de la correction des artefacts est évidente même si elle laisse des artefacts secondaires et une incertitude sur le calcul. Même si Xio gère la masse volumique du titane, pour des masses volumiques plus élevées, le rétrodiffusé n'est pas pris en compte et l'atténuation est imprécise. Ainsi la dose est sous-estimée à l'interface tissu/métal de 20 à 25 % et elle est surestimée au-delà de la pièce métallique de 10 à 15 %.

II.3.2.c. Nouvelles méthodes

Une méthode très intéressante est proposée par Coolens et Childs [Coo1], qui consiste à utiliser un étalonnage approprié par méthode stœchiométrique pour déterminer une échelle CT/densité électronique étendue. De cette manière, la prothèse peut être contourée et sa composition déterminée par le nombre Hounsfield, car les quelques matériaux utilisés peuvent être identifiés du fait d'un écart minimum de 2000 UH. Cependant, cette dernière remarque n'est valable que pour les prothèses de hanche et n'est applicable qu'avec le TPS Pinnacle.

Plus récemment, une nouvelle méthode est développée par l'équipe de Yazdia [Yaz2]. Leur méthode, appelée Opposite View Replacement (OVR), corrige en remplaçant les projections affectées dans le sinogramme par leurs projections de direction opposée non affectées avant l'algorithme de reconstruction du scanner. L'inconvénient est que la valeur attribuée est la valeur du nombre CT adjacent, généralement celle de la dent.

II.3.2.d. Conclusion sur les méthodes de corrections

Toutes les études présentées, menées sur différentes méthodes de corrections des artefacts, s'accordent sur le fait que malgré la persistance d'artefacts secondaires ou d'erreur lors de la segmentation, la correction apportée est bénéfique, notamment dans le cas de l'utilisation des images pour les calculs de distribution de dose en radiothérapie. Bien que ces méthodes soient très prometteuses, elles ne sont pas implémentées dans les systèmes cliniques essentiellement pour des raisons financières, de durée d'exécution et d'efficacité (méthodes limitées sur les cas complexes tels que les prothèses multiples dans un petit volume (ORL)).

II.4. Méthodes de calcul

Les algorithmes implémentés dans les TPS sont capables de gérer l'atténuation des photons dans un matériau s'ils connaissent son nombre CT vrai donc sa masse volumique réelle (pour plus de précision sur les différents algorithmes se référer au Chapitre 1 § II). Cependant, actuellement seules les méthodes Monte-Carlo permettent de calculer précisément la dose aux interfaces. Les méthodes Monte-Carlo simulent chaque particule de la source jusqu'à son absorption totale ou sa sortie du milieu en considérant toutes les interactions photoniques et électroniques possibles. Le temps de calcul de ce type de système est très long jusqu'à plusieurs jours pour obtenir une précision inférieure à 1 %. C'est pourquoi, pour une utilisation clinique, les algorithmes de calcul de la dose implémentés dans les TPS utilisent des kernels pré-calculés. Il s'agit de pré-calculer en amont des modèles de distributions de dose (point kernel ou pencil kernel) en acceptant certaines simplifications dans le but de diminuer le temps de calcul pour atteindre une durée raisonnable pour une utilisation quotidienne (inférieure à 1 h).

II.4.1. Simulations Monte-Carlo

Les méthodes Monte-Carlo permettent de simuler les phénomènes physiques liés à la radiothérapie grâce à la transposition de ces phénomènes en probabilités (pour plus d'informations se reporter au chapitre 1). Petit à petit, ces méthodes se sont imposées comme une référence pour la comparaison avec les algorithmes commerciaux et pour remplacer les mesures expérimentales souvent fastidieuses et longues à mettre en œuvre.

De nombreuses études valident l'utilisation des méthodes Monte-Carlo, en particulier le code EGSnrc utilisé pour cette étude, en milieu homogène et en milieu hétérogène simple c'est-à-dire équivalent au corps humain (de la masse volumique de l'air $0,01 \text{ g/cm}^3$ à celle de l'os $1,87 \text{ g/cm}^3$) [Wan2, Wan3], et en présence de matériaux métalliques de masse volumique plus élevée que celle de l'os [Wan4]. Les écarts entre les résultats obtenus par des simulations et

ceux obtenus par des mesures (films radiologiques, films radiochromiques ou détecteur thermoluminescent (TLD)) sont de 2 % [And1, Aap3].

Sauer et al. [Sau1] déterminent les écarts de dose aux interfaces d'une plaque de 2 cm de fer dans un fantôme de plaques de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) avec le code EGS4 comparé aux mesures par TLD pour des photons de 5, 8 et 16 MV. Ils montrent que la rétrodiffusion entraîne une augmentation de 33 % et que l'atténuation est de 16 % par rapport à l'eau dans le faisceau de 5 MV. Ces valeurs sont corrélées aux mesures et les écarts entre le code EGS4 et le TLD sont les plus importants pour les faibles énergies.

Les méthodes Monte-Carlo sont donc généralement utilisées lorsque l'on souhaite évaluer un TPS.

II.4.2. TPS

Sur des images CT, sans artéfact, les algorithmes de calcul des TPS sont dotés de méthodes de correction des hétérogénéités (chapitre 2) qui fonctionnent très bien, même pour des masses volumiques élevées de type métallique, si elles disposent du nombre CT exact.

Or, les artéfacts sur les images CT provoquent des valeurs de nombre Hounsfield erronées comme l'illustrent les deux coupes scanner de la Figure 1.25.

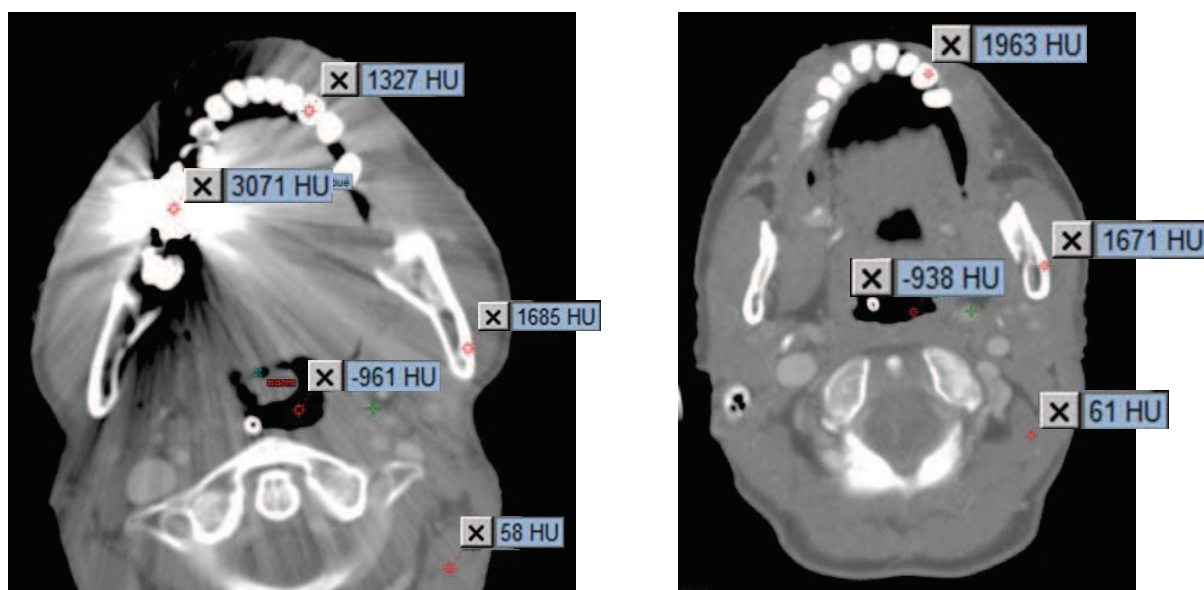


Figure 1.25 : Valeurs des UH sur une image CT avec des artéfacts métalliques dus à une prothèse dentaire (à gauche) et sans artéfacts (à droite).

Malgré la possibilité de créer une échelle étendue sur certains TPS, le nombre CT n'est pas toujours exact sur l'ensemble de l'image.

De plus, comme les prothèses ne peuvent pas toujours être évitées, la capacité du TPS à gérer les hétérogénéités doit être évaluée. Plusieurs études montrent à ce propos la faiblesse des

algorithmes implémentés dans ces systèmes cliniques (TPS) [Kea1, Rob1] pour le cas des prothèses de hanches.

L'équipe de Wieslander [Wie1] évalue la perturbation de la dose dans un fantôme d'eau avec un échantillon métallique de 4 cm x 4 cm x 4 cm placé à 12 cm de profondeur pour s'approcher de la géométrie d'une prothèse de hanche. Ils comparent le TPS Helax v6.1, avec les algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone, au code Monte-Carlo EGSnrc. Ils montrent qu'il est préférable dans ce cas d'utiliser l'algorithme Collapsed Cone qui donne des résultats proches de Monte-Carlo lorsqu'il n'est pas possible d'éviter la prothèse. En outre, lorsque la conversion des nombres Hounsfield en densité électronique permet de s'affranchir des artefacts et qu'il est possible d'assigner une nouvelle valeur, la masse volumique du fer, $7,87 \text{ g/cm}^3$, est souvent utilisée pour des nombres Hounsfield supérieurs à 2840.

Concernant les prothèses dentaires, on peut citer les travaux de Spirydovich [Spi1] qui évaluent l'algorithme de superposition implémenté dans le TPS Xio de CMS avec des échantillons de 1 cm x 1 cm x 1 cm et de 2 cm x 2 cm x 1,4 cm de cerrobend, d'amalgame et d'or dans un faisceau de photons de 6 MV de 10 cm x 10 cm. Cet algorithme surestime la dose de 10 % 3 cm après le cube et de 16 % après le rectangle, tandis qu'il sous-estime la dose en arrière de l'hétérogénéité par rapport aux mesures expérimentales par films radiochromiques.

Plus récemment, Webster et al [Web1] se sont penchés sur la technique RCMI (faisceaux de photons de 6 MV) avec le TPS Pinnacle v8.0m en comparant les valeurs des histogrammes dose-volume (HDV) du volume cible (CTV) et des organes à risque (parotides et moelle épinière). Auparavant, le contourage de l'amalgame est réalisé par saturation du seuil en attribuant dans un premier temps la valeur par défaut du scanner (c'est-à-dire 3,12) et dans un second temps une valeur corrigée de 10. Ils mettent en évidence un écart significatif sur la planification de la dose uniquement sur deux des 15 patients étudiés. La probabilité de contrôle tumoral (TCP) est diminuée respectivement de 1 % et 13,7 %. Les artefacts pour ces patients sont modérés à sévères et le volume traité est hors de la cavité buccale donc beaucoup moins touché par les artefacts. Dans ces cas où le volume est éloigné, la précision peut être apportée par une échelle CT/densité électronique étendue.

Les quelques études sur les prothèses dentaires traitent d'algorithmes et de techniques de traitement différents dans des configurations d'artefacts modérés à sévères en condition simple (fantôme et échantillons cubiques) ou complexe (images CT de patients avec CTV proche des artefacts). Elles montrent qu'il est indispensable de quantifier les erreurs des algorithmes et d'évaluer des méthodes limitant les écarts. Il est possible de s'aider d'un contourage approximatif ainsi que d'une échelle CT/densité électronique étendue.

II.5. Recommandations

Les recommandations pour une prothèse de hanche sont désormais évidentes. Il s'agit d'éviter la prothèse par une angulation de bras différente tout en gardant une dose acceptable aux organes à risque, ou d'utiliser la technique RCMi qui par modulation de l'intensité compensera les parties du faisceau traversant la prothèse.

Cependant, transposer ces recommandations au niveau ORL est difficile, du fait d'une zone réduite et de très grand volume. Les possibilités d'entrée des faisceaux sont relativement restreintes : l'arcade dentaire avec ses implants et prothèses métalliques en avant et la moelle épinière en arrière comme l'illustre la Figure 1.26.

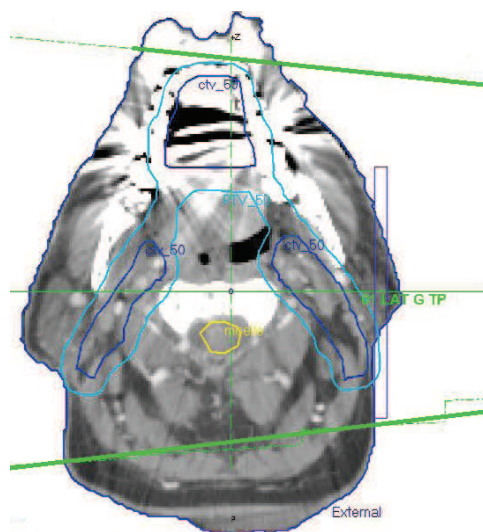


Figure 1.26 : Coupe scanner au niveau de l'arcade dentaire avec le contour d'un volume cible (en bleu clair) et de la moelle épinière ainsi que le faisceau latéral gauche pour montrer la difficulté de trouver d'autres directions d'entrée.

De ce fait, les solutions existantes contournent le problème à différents niveaux :

- Au niveau de l'imagerie en s'aidant des méthodes de corrections des artéfacts sur les images CT.
- Au niveau du TPS en étendant la courbe de conversion CT/densité électronique du scanner et/ou en corrigeant manuellement les valeurs UH des tissus erronés par la présence de la prothèse. De plus, en connaissant la densité massique et la composition atomique du matériau, on peut obtenir un calcul plus précis [Spa1].

La mise en œuvre de ces solutions dépend du coût d'acquisition et des possibilités de modification du TPS. Ces méthodes permettent de se rapprocher d'un calcul juste. Cependant, on ne pourra jamais s'affranchir des surdosages dans le patient liés à la rétrodiffusion. Afin d'éviter des complications, il est possible d'utiliser des protections en plastique moulées de quelques millimètres. Cela permet de supprimer le surdosage à l'interface due à la rétrodiffusion, notamment pour les porteurs d'amalgame ou de prothèses en or. Cette technique de protection a été éprouvée expérimentalement pour des faisceaux de Co^{60} , 6 MV et 15 MV [Far1, Rei1] et pour la technique d'arthérapie [Mai1].

III. Conclusion

Les progrès médicaux concernant les reconstructions dentaires par le développement de prothèses dites tout céramique (masse volumique équivalente à la dent, c'est-à-dire d'environ 2,2 à 2,5 g/cm³) restent encore marginales à cause d'un coût plus élevé. Malgré des politiques de prévention, l'implantation des prothèses tout métal ou à armatures métalliques sont encore d'actualité, notamment en fonction du niveau social des patients [Vie1].

Les matériaux qui composent les prothèses dentaires sont des matériaux de masse volumique élevée au regard du corps humain (Tableau 1.1). La présence de ces matériaux très denses modifie la distribution de dose à leur voisinage et au-delà. Ceci est largement démontré et résumé dans le rapport AAPM n°83 [Aap3]. Ces perturbations peuvent dépendre de plusieurs paramètres :

- l'énergie du photon incident ;
- la différence des coefficients de transfert de l'énergie ;
- la différence des numéros atomiques Z ;
- la différence des masses volumiques ;
- l'épaisseur des hétérogénéités ;
- la taille du champ ;
- la différence de diffusion des électrons secondaires.

La première problématique se situe au niveau du TDM, le faisceau de basse tension (120 kV) est totalement absorbé, aucune information n'est transmise aux détecteurs provoquant les artéfacts sur les images. Des méthodes de corrections des artéfacts sur les images CT existent mais elles sont très peu implémentées en clinique (voir § II.3.2.). Par conséquent, nous acceptons de travailler avec des images dont les nombres CT et donc les milieux correspondants sont erronés. Or ces images TDM sont à la base du calcul des algorithmes des TPS.

Bien que ces phénomènes, liés à la présence de matériaux de masse volumique élevée soient connus, ils ne sont pas nécessairement pris en compte par les algorithmes de calcul du TPS, constituant ainsi la seconde problématique. De ce fait, le résultat ne peut être exact sur des images non corrigées d'où la nécessité de connaître les limites des algorithmes des TPS.

Les progrès dans la planification de traitement sont basés sur l'étude des configurations simples (sans artéfact) mettant de côté les situations complexes. Les prothèses de hanches ont largement été étudiées : dans la pratique, elles peuvent être évitées et le volume cible est distant. Ce contexte est différent pour le cas ORL : prothèses multiples et volume cible buccal adjacent. La configuration est d'autant plus complexe qu'il n'est pas possible d'éviter ces prothèses à cause de la moelle épinière, organe à risque critique, présente en arrière.

Chapitre 2 :

Modèles de calculs de la dose pour les faisceaux de photons

La planification de traitement en radiothérapie souffre de plusieurs maux en présence de prothèses métalliques dont la création des artéfacts lors de l'imagerie tomodensitométrique (TDM) et l'imprécision des algorithmes de calcul des systèmes de planification de traitement⁷ dans un milieu aussi hétérogène (Chapitre 1). Ces problèmes sont d'autant plus marqués pour les traitements des cancers ORL car la région tête et cou est un petit volume avec une structure sensible, la moelle épinière.

Les TPS ont bénéficié du développement de l'informatique et des puissances de calcul pour simuler un traitement sur des images TDM des patients (contourage, placement des faisceaux et calcul prévisionnel). Cependant pour une utilisation clinique, des approximations sont concédées afin que le temps de calcul soit de quelques minutes à quelques dizaines de minutes assurant tout de même une précision de 3 % en milieu homogène sur le résultat de la dose déposée.

Afin d'évaluer les algorithmes de calcul en milieu hétérogène, dû à la présence de prothèses métalliques au niveau ORL, les mesures expérimentales in vivo étant quasiment inaccessibles, l'utilisation des simulations Monte-Carlo paraît indispensable. Les méthodes Monte-Carlo sont des méthodes de résolution aléatoires de problèmes physiques permettant de reproduire la réalité. Elles ne sont accessibles qu'à la recherche car elles nécessitent quelques heures à quelques jours de calcul.

Il existe plusieurs codes Monte-Carlo adaptés à la radiothérapie : PENELOPE, MCNP, GATE et EGSnrc.

Le code PENELOPE (Penetration and ENergy Loss of Positrons and Electrons) a été développé par l'équipe de F. Salvat à l'Université de physique de Barcelone [Sal1]. Il permet de simuler les cascades électrons-photons pour des énergies de 1 keV à quelques centaines de MeV et de 100 eV à quelques centaines de MeV respectivement pour les photons et les électrons dans une large gamme de matériaux (simples pour des numéros atomiques de 1 à 98 ou composés).

Le code MCNP (Monte-Carlo Neutron Photon) [Feg1, Ser1] était au début destiné principalement à la simulation des neutrons. Par la suite, les photons et les électrons ont été ajoutés. La version MCNPX permet en plus de suivre le transport des particules lourdes chargées.

Quant au code GATE (GEANT 4 Application for Emission Tomography), il est basé sur la physique du code GEANT 4 [Gea1, Per1] développé par le CERN pour les hautes énergies. Depuis 2001, la plateforme GATE permet l'extension du code au domaine médical : à l'origine aux imageurs de médecine nucléaire puis plus récemment à la radiothérapie.

⁷ L'acronyme anglais TPS pour Treatment Planning System sera utilisé.

Enfin, le code OMEGA/BEAMnrc [Rog1] basé sur la physique du code EGSnrc, a été le premier code dédié à la radiothérapie grâce à la modélisation de l'accélérateur linéaire. Il est largement éprouvé et aujourd'hui encore reste la référence. Le laboratoire ayant l'expérience sur ce code [Gui1, Buf1], il était évident de poursuivre dans cette direction.

L'objectif de ce chapitre est de présenter en premier lieu les simulations Monte-Carlo et le code BEAMnrc/EGSnrc ainsi que la validation du modèle de l'accélérateur. Puis, en second lieu, d'explicitier le principe des différents algorithmes implémentés dans les TPS utilisés pour cette étude.

I. Simulations par méthodes Monte-Carlo

Le transport des particules peut être résolu de manière analytique par les équations de *Boltzman* [Dav1]. Cependant, elles montrent leurs limites dans des configurations complexes. Du fait du caractère aléatoire des interactions des photons et des électrons avec la matière, les méthodes Monte-Carlo sont privilégiées. Ces méthodes permettent dans un premier temps de simuler les phénomènes physiques par résolution statistique pour, dans un second temps, calculer la distribution de dose dans le milieu comme l'exige la radiothérapie. Pour cela il est nécessaire de connaître tous les paramètres de chaque phénomène physique élémentaire (tels que les sections efficaces, les mécanismes d'interactions rayonnement/matière, la nature des particules émergentes, les énergies...) ainsi que la géométrie de la tête de l'accélérateur. Après une présentation des principes généraux des méthodes Monte-Carlo (§ I.1), le code sera décrit (§ I.2) ainsi que des outils annexes (§ I.3). Le code évoluant régulièrement, deux versions ont été utilisées :

- La version v4.2.3.1 (mars 2010) apporte une nouvelle méthode de détermination des incertitudes et une nouvelle gestion du calcul en parallèle (§ I.4) ;
- La version v4.2.4.0 (mars 2013) apporte quelques corrections mineures et des améliorations dans la définition des modules.

En parallèle, l'ouverture d'un centre de calcul interne à l'université de Franche-Comté et l'évolution des appareils de traitements (collimateur multilames et filtre en coin dynamique) a demandé des validations supplémentaires (§ I.4 et I.5).

I.1. Généralités sur les méthodes Monte-Carlo

Les méthodes Monte-Carlo, basées sur l'utilisation des nombres aléatoires (§ I.1.1), sont des méthodes statistiques de simulation d'un phénomène quelconque défini suivant une distribution de probabilités. Dans notre cas, il s'agit de simuler le transport d'une particule (§ I.1.2) pour connaître à travers ses interactions avec la matière l'énergie déposée et donc remonter à la dose délivrée pour un traitement de radiothérapie.

Chaque paramètre physique d'une interaction, tel que sa position, sa nature, le type de particules secondaires créées, le transfert d'énergie ou encore l'angle de diffusion répondent à des distributions de probabilités. Les nombres aléatoires générés vont permettre de définir un à un chacun de ces paramètres.

I.1.1. Générateurs de nombres aléatoires

Ces générateurs, de type algorithmique, permettent de produire une séquence de nombres dont on ne peut pas tirer une règle déterministe c'est-à-dire de façon à ce que la séquence représente une suite de nombres aléatoires d'un point de vue statistique. Dans la mesure où ils sont créés par un algorithme, on parlera plutôt de nombres pseudo-aléatoires.

Pour être valide, les générateurs subissent une série de tests statistiques (tests du χ^2 et de Kolmogorov-Smirnov) afin de répondre aux qualités suivantes : uniformité (équi-répartition), indépendance x_i/x_{i-1} et autres valeurs, période longue, reproductibilité, probabilité et efficacité.

Les nombres aléatoires générés sont ensuite utilisés pour tirer au sort les paramètres physiques de l'interaction des particules (photons et électrons) avec la matière. Dans BEAMnrc, il existe deux types de générateur appelés RANMAR et RANLUX. Seul le second sera utilisé car il permet de générer une séquence de nombres aléatoires plus grande.

I.1.2. Transport des particules

Dans une simulation par méthodes Monte-Carlo, le transport de chaque particule est suivi de sa source à sa sortie du milieu ou son absorption. La perte d'énergie est limitée à 521 keV et 10 keV respectivement pour les électrons et pour les photons. Ces énergies sont appelées énergies de coupure, cela signifie que lorsque la particule atteint cette valeur toute l'énergie est déposée localement. Le suivi d'une particule est appelé « histoire ».

Au cours de l'histoire d'une particule, dont les conditions initiales sont données (énergie, direction...), elle subit une succession d'interactions aléatoires dans la matière dépendant de sa nature, du type d'interaction, de l'énergie initiale, de la masse volumique du milieu... Chacun de ces paramètres est défini par le nombre aléatoire généré en fonction de la section efficace de chaque matériau.

Les nouvelles particules créées font partie de l'histoire et sont à leur tour suivies jusqu'à la sortie du milieu ou leur absorption. Au fur et à mesure le dépôt d'énergie est accumulé voxel⁸ par voxel. Les modes de simulation sont différents pour les photons (§ I.1.2.a) et pour les électrons (§ I.1.2.b).

I.1.2.a. Transport des photons

Le photon se déplace en ligne droite entre deux interactions, il est suivi de sa création à sa sortie du milieu ou à la perte de toute son énergie. En connaissant les conditions initiales du photon, son suivi dans la matière se décompose en quatre étapes :

- **La détermination de la distance à laquelle se produira la prochaine interaction :** cette distance est définie par l'équation (2.1) :

$$l = \lambda(\varepsilon) \cdot \ln(R1) \quad \text{en cm} \quad (2.1)$$

où $R1$ est un nombre aléatoire compris entre 0 et 1
 $\lambda(\varepsilon)$ est le libre parcours moyen de la particule d'énergie ε défini par l'équation (2.2) :

⁸ Un voxel est le volume élémentaire qui décompose une image en trois dimensions comme un pixel est la surface élémentaire qui décompose une image en deux dimensions.

$$\lambda(\varepsilon) = \frac{1}{N \cdot \sigma_{total}(\varepsilon)} \quad \text{en cm} \quad (2.2)$$

où $N \cdot \sigma_{total}(\varepsilon)$ correspond à la section efficace macroscopique totale
 avec $\sigma_{total}(\varepsilon)$ la section efficace totale (en cm^2)
 N le nombre total de particules par unité de volume ou densité particulaire (en cm^{-3}).

- **Le type d'interaction** est choisi parmi les phénomènes prédominants aux énergies utilisées en radiothérapie (effet photoélectrique, diffusion Compton et production de paires de sections efficaces respectives τ_{PE} , $\sigma_{Compton}$ et κ_{paire}). Ces phénomènes sont transcrits en termes de probabilités grâce aux sections efficaces en tirant un nombre aléatoire « R » entre 0 et 1 de la façon suivante :
 - Si $0 \leq R \leq \frac{\tau}{\sigma_{total}}$ alors l'interaction sera un effet photoélectrique ;
 - Si $\frac{\tau}{\sigma_{total}} \leq R \leq \frac{\tau + \sigma}{\sigma_{total}}$ alors l'interaction sera une diffusion Compton ;
 - Si $\frac{\tau + \sigma}{\sigma_{total}} \leq R \leq 1$ alors l'interaction sera une production de paires.
- **Le dépôt d'énergie** est déterminé en fonction du type d'interaction et stocké dans le voxel où s'est déroulée l'interaction.
- **La déviation et les particules secondaires** : en fonction de l'interaction tirée au sort la particule initiale perd tout ou partie de son énergie et une particule secondaire peut être créée.

Les caractéristiques des particules secondaires créées sont dans un premier temps stockées. La particule initiale est suivie en répétant ces quatre étapes jusqu'à l'énergie de coupure ou la sortie du milieu. Dans un second temps les particules secondaires stockées sont suivies à leur tour jusqu'à l'absorption totale en répétant ces quatre opérations.

1.1.2.b. Transport des électrons

Le suivi des électrons est réalisé par une autre méthode du fait des mécanismes d'interactions plus nombreux et plus complexes se produisant sur une très faible distance. Par comparaison, un photon de 1 MeV subit 20 interactions avant de disparaître alors qu'un électron de 1 MeV en subit plus de 200 000.

D'une part, la simulation d'autant d'interactions paraît difficile notamment à cause de la durée de la simulation qui serait nécessaire. D'autre part, la complexité provient de la multitude des interactions possibles : diffusion élastique nucléaire, diffusion inélastique électronique, émission de rayonnement de freinage, production d'électrons secondaires et interactions nucléaires.

La méthode utilisée est connue sous le terme général d'histoire condensée développée par Berger [Ber1]. Cette méthode consiste à diviser le parcours des électrons en étapes. Chaque

étape est déterminée en fonction du pas de calcul ou de l'énergie perdue pendant le pas de calcul. La dimension, et par conséquent le nombre total d'étapes, est directement proportionnelle au temps de calcul, elle doit donc être optimisée.

Les interactions subies par les électrons peuvent être classées en deux catégories :

- Les collisions à faible déviation angulaire et à faible perte énergétique, les plus nombreuses. Ces collisions sont regroupées en étapes au cours desquelles l'énergie, supérieure à un seuil fixé Δ , est perdue continuellement.
- Les collisions dites « catastrophiques » dont les déviations angulaires et les pertes énergétiques sont élevées, sont suivies individuellement.

De plus, Berger [Ber1] a différencié cette technique en deux classes :

- Classe I : regroupe sans distinction les deux catégories de collisions.
- Classe II : les deux types de collisions sont considérés séparément selon une valeur d'énergie seuil fixée. Cela permet une meilleure prise en compte des fluctuations en énergie mais est plus coûteuse en temps de calcul. Cependant devant la puissance de calcul des ordinateurs actuels, elle est une solution compétitive donc privilégiée des codes actuels.

1.2. Code OMEGA/BEAMnrc

Le projet OMEGA/BEAM (Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm BEAM) a été développé au sein du laboratoire canadien NRCC (National Research Council of Canada) d'Ottawa par D.W.O. Rogers, C-M Ma et B. Walters [Rog1] en 1995 pour étendre l'application du code EGS4 (Electron Gamma Shower) au transport des particules dans le domaine médical grâce entre autres à la diminution des énergies de coupure. Pour la radiothérapie, le module BEAM a été introduit pour la simulation d'un accélérateur de particules.

En 2001, ils poursuivent les évolutions pour l'amélioration du transport des électrons aux interfaces avec des algorithmes plus performants. EGS4 et BEAM deviennent alors respectivement EGSnrc et BEAMnrc.

Le code EGSnrc est contenu dans une structure globale, appelée HEN_HOUSE intégrant d'autres sections (Figure 2.1) :

- OMEGA_HOME = BEAMnrc (Figure 2.2) ;
- Codes utilisateurs dont DOSXYZnrc ;
- Générateur de nombres aléatoires (RANLUX) ;
- Réductions de variances pour la réduction des temps de calcul ;
- Outils annexes : PEGS4 (sections efficaces), interfaces graphiques, recombinaison des espaces des phases (addphsp), création d'un fantôme (CTCreate)...

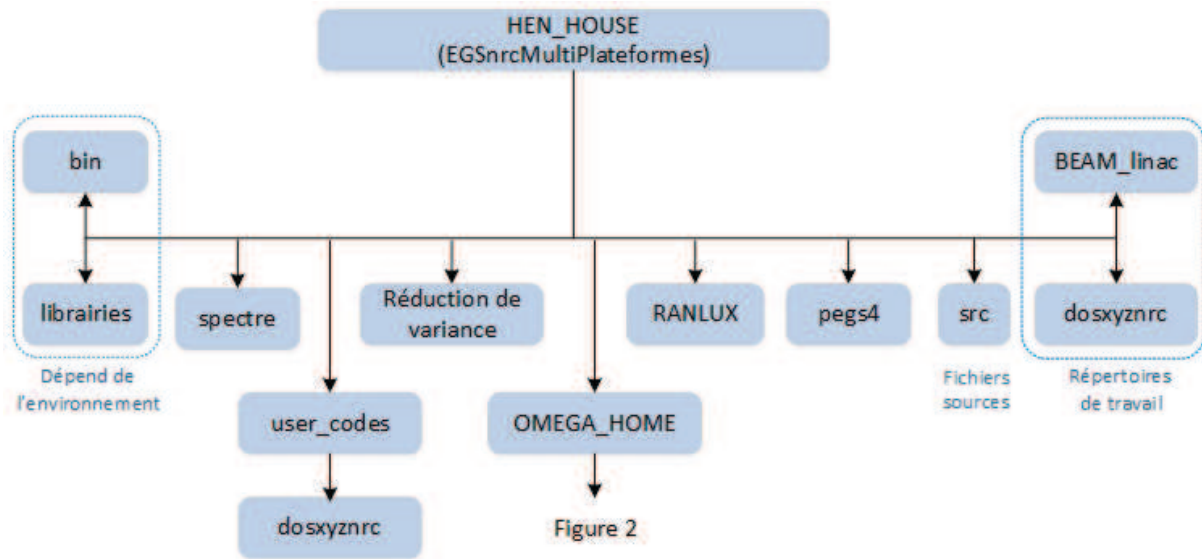


Figure 2.1 : Structure du système EGSnrc MultiPalteformes (peut être installé dans un environnement Linux, Windows ou Apple), appelé HEN_HOUSE.

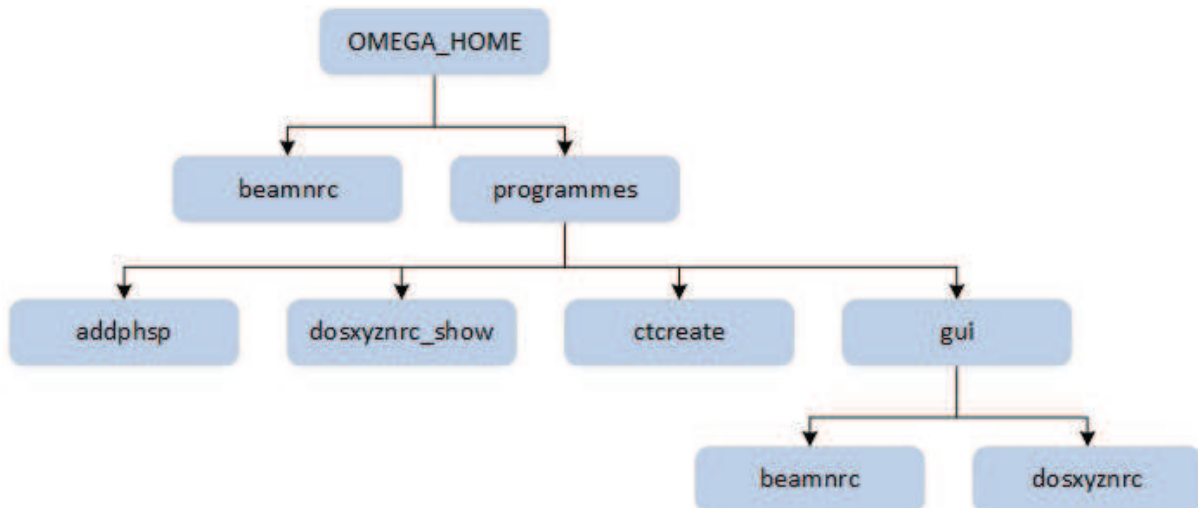


Figure 2.2 : Schéma des composants principaux du répertoire OMEGA_HOME (sous-répertoire de HEN_HOUSE).

I.2.1. Code EGSnrc

Le code EGSnrc [Kaw1], pour **E**lectron **G**amma **S**hower **n**ational **r**esearch **c**ouncil, permet de simuler le transport des photons (§ I.2.1.a) et des électrons (§ I.2.1.b) dans des géométries définies quelconques pour des énergies respectivement de 10 keV à plusieurs centaines de GeV et de 1 keV à plusieurs centaines de GeV. Le fonctionnement général est décrit sur la Figure 2.3. A partir des informations données par l'utilisateur sur la géométrie (HOWFAR et HOWNEAR), le programme principal (MAIN) fait appel à deux autres sous-programmes :

- SHOWER initialise l’histoire d’une particule (photons ou électrons) en faisant appel à d’autres sous-programmes décrivant les processus physiques (Annihilation, Bremstrahlung, Compton...);
- HATCH récupère les données des sections efficaces du milieu.

Les résultats sont mis en forme par le programme AUSGAB pour être lisibles par l’utilisateur.

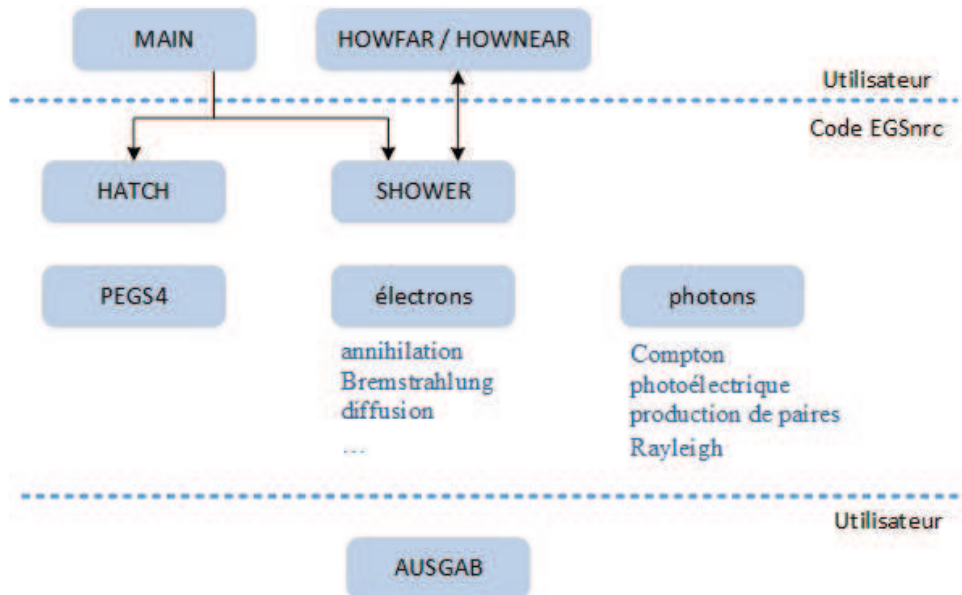


Figure 2.3 : Description du fonctionnement du code EGSnrc.

Les processus physiques pris en compte sont nombreux pour les photons (Compton, effet photoélectrique...) et pour les électrons (Bremstrahlung, diffusion multiple, relaxation ...) permettant de reproduire fidèlement la réalité.

Les paramètres physiques des interactions simulées (position, nature, type des particules secondaires créées, énergie transférée, angle de diffusion) sont définis par les sections efficaces propres au type, à l’énergie de la particule incidente et au milieu dans lequel se produit l’interaction. Le choix de chaque paramètre fait appel à un générateur de nombres aléatoires.

1.2.1.a. Transport des photons

Les interactions des photons avec la matière modélisées dans EGSnrc [Hub1, Hub2] sont la diffusion Rayleigh/Thomson, la diffusion Compton, l’effet photoélectrique et la production de paires. La modélisation évolue très peu car les phénomènes sont simples et prévisibles. On peut noter cependant quelques améliorations comme la prise en compte de l’effet de liaison et de l’effet Doppler pour la diffusion Compton, la possibilité d’échantillonner la distribution angulaire du photoélectron diffusé.

1.2.1.b. Transport des électrons

La simulation du transport des électrons est plus complexe. Le code EGSnrc intègre l'algorithme PRESTA II (Parameter Reduced Electron Step Algorithm II) [Kaw2, Kaw3] basé sur la théorie de Goudsmit-Sanderson [Gou1, Kaw4] qui améliore la prise en compte du transport des électrons aux interfaces.

La théorie de Goudsmit-Sanderson permet la formulation exacte de la distribution des angles de diffusion multiple pour les deux catégories de collisions (à faible perte d'énergie et catastrophique avec perte d'énergie élevée) indépendamment en fonction des sections efficaces aussi bien en milieu homogène qu'aux interfaces dans les milieux hétérogènes.

L'algorithme PRESTA II permet plus précisément d'optimiser la taille du parcours des électrons grâce à trois composantes :

- Path Length Correction (PLC) permet de corriger l'approximation entre la trajectoire réelle t_r de l'électron (courbe orange sur la Figure 2.4) et la trajectoire simulée t_s (droite verte sur la Figure 2.4) par le facteur $\frac{t_r}{t_s} - 1$. Les trajectoires t_r et t_s sont exprimées en centimètres.

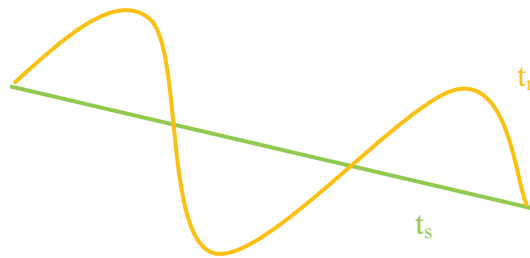


Figure 2.4 : Schéma de la correction PLC dans l'algorithme PRESTA II.

- Lateral Correction Algorithm (LCA) permet de prendre en compte le déplacement latéral de l'électron (Figure 2.5) en effectuant une translation de l'interaction perpendiculaire à la trajectoire simulée.

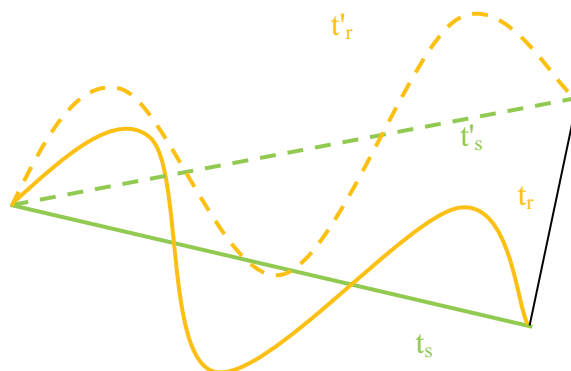


Figure 2.5 : Schéma de la correction latérale LCA dans l'algorithme PRESTA II.

- Boundary Crossing Algorithm (BCA) permet la gestion du transport des électrons en milieu hétérogène et plus particulièrement aux interfaces. La longueur du pas est

réduite par une division de la trajectoire en plusieurs segments de même longueur en fonction de l'énergie de coupure de la particule de sorte que chaque segment n'appartient qu'à un seul milieu.

I.2.2. Code BEAMnrc

Le code BEAMnrc permet de décrire tous les éléments de la tête d'un accélérateur linéaire, leur géométrie et leur composition (voir § I.2.2.a), et de définir les paramètres de la source d'électrons (§ I.2.2.b) afin de générer un espace des phases réel propre à l'appareil étudié, le modèle Clinac 2100C de la société Varian. L'objectif est de réaliser des comparaisons avec les méthodes expérimentales et d'autres systèmes de calcul de la dose.

I.2.2.a. Modélisation de l'accélérateur de particules

Le code BEAMnrc fournit tous les modules, appelés Component Module (CM), nécessaires et adaptés pour décrire chaque élément de l'appareil de traitement de la source jusqu'au dernier élément. L'accélérateur Clinac 2100C de Varian [Var1] utilisé pour cette étude est décrit sur la Figure 2.6, à gauche. Il est composé de huit éléments :

- Une cible pour la production des photons,
- Un collimateur primaire pour sélectionner la direction du faisceau,
- Une fenêtre en Béryllium faisant le lien entre la partie sous vide et l'air,
- Un cône égalisateur pour homogénéiser le faisceau sur toute sa surface car il est concentré sur l'axe,
- Deux chambres d'ionisation à gaz, appelées chambres moniteur, qui contrôlent l'intensité du faisceau selon la configuration programmée et contrôlent également la symétrie et l'homogénéité du faisceau,
- Deux paires de mâchoires à 90° l'une de l'autre (sens Y et sens X) pour la formation de champs de 1 cm x 1 cm jusqu'à 40 cm x 40 cm. Les quatre mâchoires sont indépendantes permettant ainsi des champs asymétriques.
- Un collimateur multilames (l'acronyme anglais MLC pour MultiLeaf Collimator est toujours employé), appelé MLC120, composé de 60 paires de lames dont les 40 paires centrales ont une largeur de 5 mm contre 10 mm pour les 2 x 10 paires de lames externes.

En parallèle sur la Figure 2.6, à droite, le résultat de la modélisation de l'appareil dans BEAMnrc où sont précisés tous les CM correspondants.

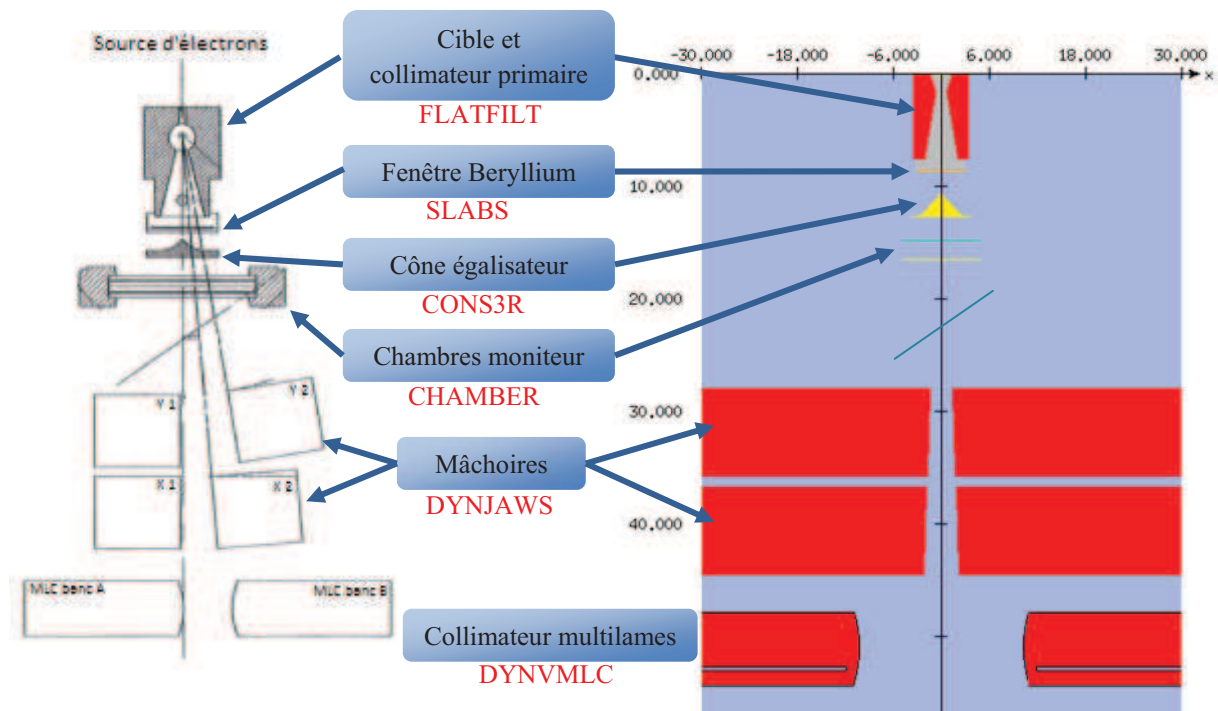


Figure 2.6 : Schéma de l'accélérateur linéaire Clinac 2100C de Varian (à gauche) [Var1] et schéma de l'accélérateur modélisé dans BEAMnrc (à droite) avec le nom des modules correspondants (pour la visualisation les deux paires de mâchoires sont représentées dans le même plan) en mode photons.

Les CM sont accessibles dans la fenêtre de sélection (Figure 2.7). Pour chacun, les paramètres géométriques, leur composition et leur position doivent être édités.

Par exemple pour le CM DYNJAWS (Figure 2.8), il faut indiquer les paramètres généraux c'est-à-dire le nombre de paires de mâchoires, définir l'orientation, la position et la composition ainsi que les énergies de coupure. Pour la simulation de champs de traitement, certains paramètres sont à ajuster par l'utilisateur en fonction du type de champ, statique ou dynamique.

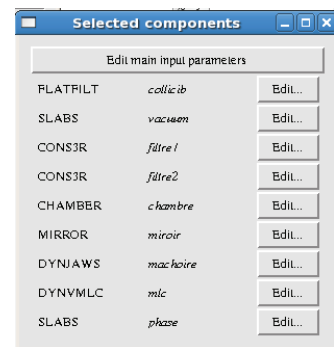


Figure 2.7 : Sélection des modules.

Le champ statique demande simplement les dimensions du champ tandis que le champ dynamique (pour l'exécution de filtre en coin dynamique pour une mâchoire) fait appel à un fichier annexe décrivant la modélisation du filtre dynamique (§ I.5.4).

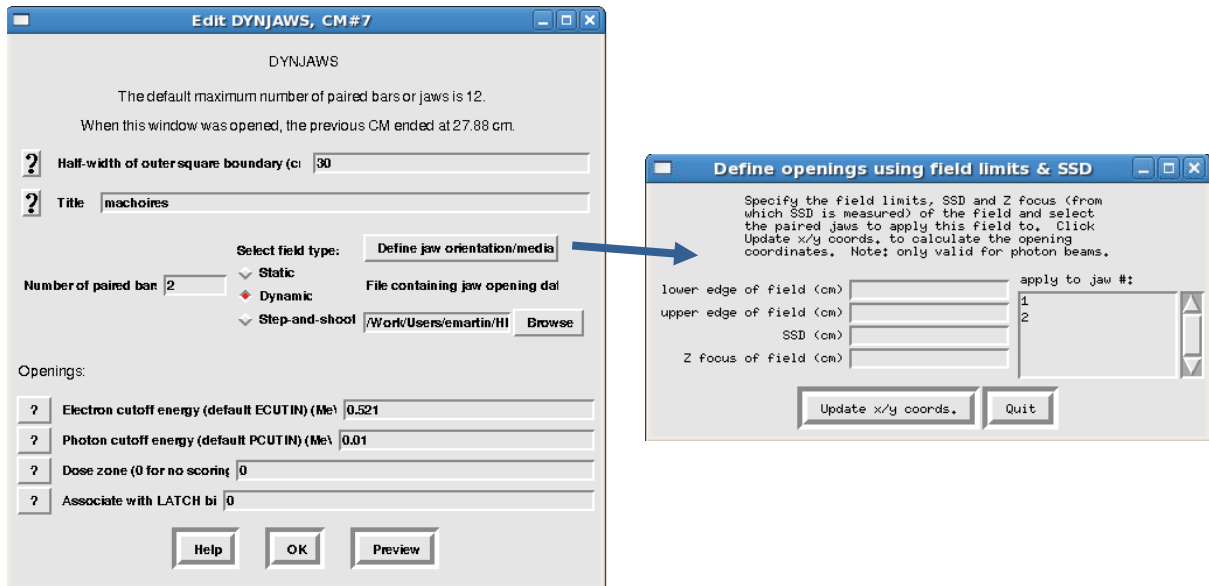


Figure 2.8 : Définition des paramètres des mâchoires dans le CM DYNJAWS.

Pour le CM DYNVMLC (Figure 2.9), les paramètres à renseigner sont plus nombreux du fait de la complexité d'un collimateur multilames : le sens, l'épaisseur, le nombre de lames, les types de lames, le type de bout de lames arrondies et le rayon de courbure de l'arrondi. En fonction de la configuration du champ, l'utilisateur choisit le type de traitement : statique, dynamique ou Step & Shoot.

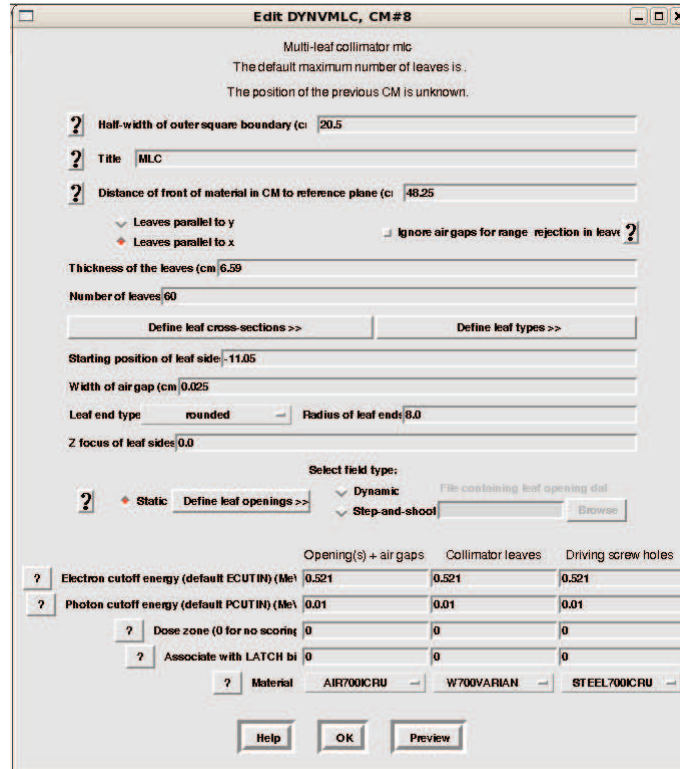


Figure 2.9 : Définition des paramètres du collimateur multilames dans le CM DYNVMLC.

I.2.2.b. Choix de la source

Pour modéliser l'appareil de traitement, il faut également d'écrire la source d'électrons. Il s'agit d'une source parallèle à l'axe z dont on précise sa direction, son spectre (énergie moyenne et dispersion) et son rayon grâce au modèle *Source 0* (Figure 2.10). Ces deux derniers paramètres sont ajustés pour que la distribution de dose résultante (c'est-à-dire le rendement en profondeur et les profils X et Y) corresponde aux mesures réalisées dans une cuve à eau placée sous l'accélérateur dans des conditions de référence (§ I.5).

Lorsque les paramètres de la source sont validés, la source peut être utilisée pour des simulations dans des milieux et des configurations quelconques définis par l'utilisateur.

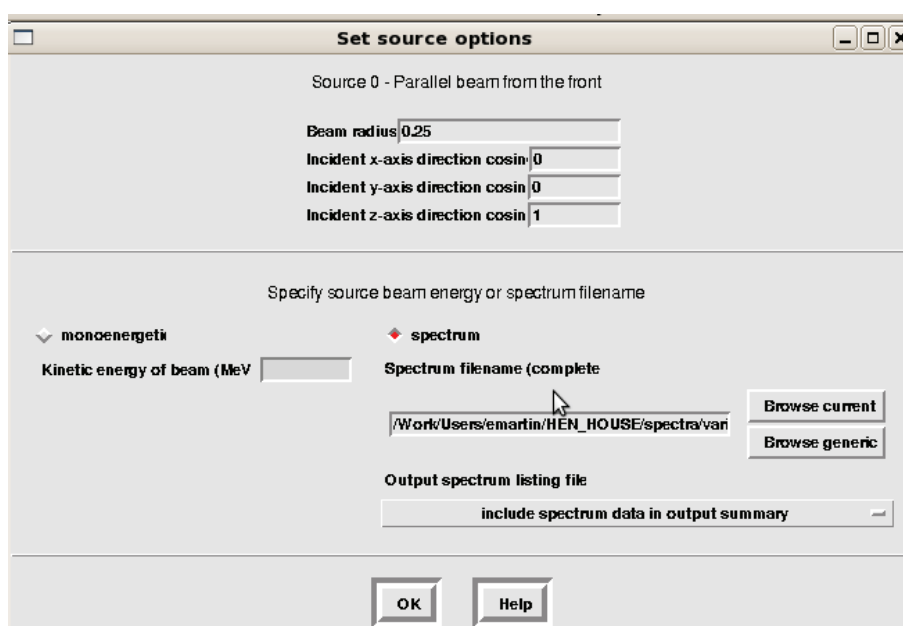


Figure 2.10 : Définition des paramètres de la source d'électrons.

I.2.2.c. Espace des phases

Le fichier d'espace des phases est le fichier de sortie de la modélisation de la source de l'accélérateur. Ce fichier contient les données relatives aux particules traversant un plan perpendiculaire à la source à une distance choisie, généralement en sortie de la tête de l'accélérateur, c'est-à-dire sous le dernier module.

Ce fichier contient des informations générales comme le nombre de particules, le nombre total de photons, l'énergie cinétique minimale et maximale des particules stockées (en MeV) et le nombre de particules incidentes provenant de la source utilisée.

Pour chaque particule les informations suivantes sont associées : la charge, l'énergie totale, la position en X (en cm), la position en Y (en cm), la position en Z (en cm), le cosinus selon la direction X, le cosinus selon la direction Y, le poids et le cosinus selon la direction Z et la position Z de la dernière interaction pour les photons et la position Z où l'électron est mis en mouvement par un photon.

Cet espace des phases est ensuite utilisé dans le code DOSXYZnrc (voir § I.2.3) comme source pour le calcul de distribution de dose dans un fantôme.

I.2.2.d. Déroulement d'une simulation avec BEAMnrc

Pour réaliser une modélisation avec le code BEAMnrc, il faut suivre quatre étapes (Figure 2.11) :

- Définir la liste des modules (CM) constituant l'accélérateur à modéliser dans un fichier au format *.module*. La description est toujours du haut vers le bas c'est-à-dire de la source d'électrons vers le patient en incluant un CM SLAB à l'endroit où l'on souhaite récupérer un espace des phases.
- Renseigner le chemin et le nom du fichier des sections efficaces, un fichier au format *.pegs4dat*, contenant les matériaux nécessaires. Si des matériaux manquent, il est possible de les créer en calculant les sections efficaces pour différentes gammes d'énergie (§ I.2.4).
- Renseigner les paramètres de la simulation en trois phases : la première concerne les données du constructeur sur les dimensions, les positions et la composition des éléments. La deuxième étape consiste à ajuster les données de la source (§ I.2.2.b) spécifique à chaque accélérateur. Et la dernière étape, concerne les données variables liées au traitement. Toutes ces données sont regroupées dans le même fichier au format *.egsinp*.
- Exécuter la simulation à partir de ces trois fichiers pour obtenir un espace des phases à l'aide de la physique du code EGSnrc. Ce fichier est au format *.egsphsp*.

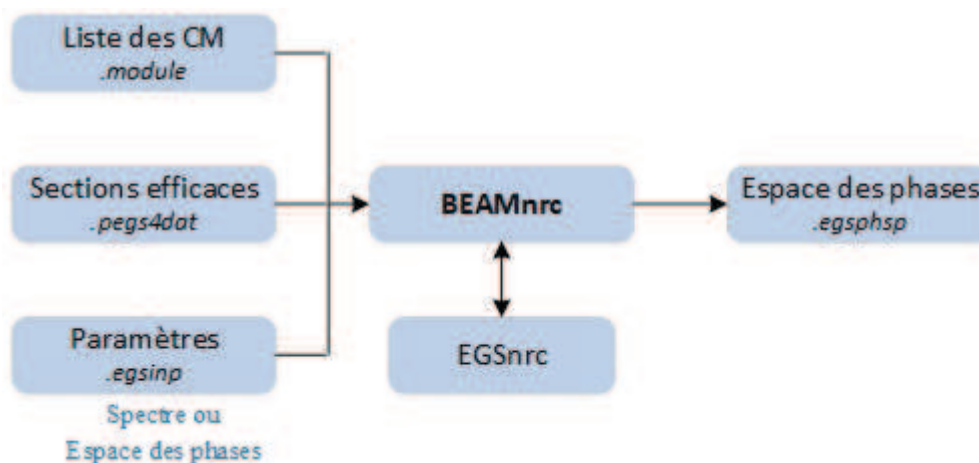


Figure 2.11 : Schéma de fonctionnement du code BEAMnrc.

Certains paramètres du code EGSnrc sont accessibles depuis BEAMnrc par exemple pour les électrons, le choix de l'algorithme de calcul aux frontières (PRESTA I ou II) ainsi que la valeur de la perte d'énergie par pas de calcul (paramètre ESTEPE) ou de la longueur de l'étape. Par exemple pour les photons, il est possible de choisir différentes options pour

l'échantillonnage angulaire ou la diffusion. Ces paramètres n'ont pas été modifiés car ils sont adaptés à la radiothérapie.

I.2.3. Code DOSXYZnrc

Le code DOSXYZnrc [Wall] permet de calculer la distribution de dose dans des géométries cartésiennes en utilisant un fantôme voxélisé ou des images CT. Pour cela, il est nécessaire de définir le fantôme (§ I.2.3.a), de déterminer les paramètres de la source de rayonnement (§ I.2.3.b) et de la simulation (§ I.2.3.c).

I.2.3.a. Définition du fantôme

Le fantôme est décrit par un ensemble de voxels (unité élémentaire du volume) de dimensions variables dans un repère cartésien. Il peut être, soit construit manuellement voxel par voxel, soit créé à partir de données CT.

• Fantôme défini voxel par voxel

Pour définir un fantôme voxel par voxel, il faut dans un premier temps donner les dimensions dans les directions x, y et z, puis dans chacune de ces directions, le nombre et la largeur de chaque voxel (ou groupe de voxels) qui peuvent être différents en fonction de la direction et de la zone à étudier où l'on va choisir des voxels plus petits pour plus de précision.

Dans un second temps, il faut assigner un matériau à chaque voxel.

• Fantôme défini à partir de données CT

Les données DICOM issues de l'imagerie tomodensitométrie, où 1 coupe = 1 image = 1 fichier, ne peuvent être utilisées directement par le code DOSXYZnrc. Les images au format DICOM doivent être converties dans un format appelé *.egsphant* compatible grâce au code CTcreate (§ I.3.1) qui regroupe toutes les informations en un seul fichier.

I.2.3.b. Choix de la source

La source d'irradiation doit être définie en indiquant un certain nombre d'informations :

- le type de la source : dans notre cas il s'agit du fichier d'espace des phases issu de BEAMnrc (lien vers le fichier), appelé isource2, dont les caractéristiques sont données sur la Figure 2.12),
- les coordonnées de l'isocentre dans le fantôme,
- la distance entre la source (ici l'espace des phases) et l'isocentre,

- l'angulation du faisceau et la rotation du collimateur comme s'il s'agissait de l'appareil de traitement.

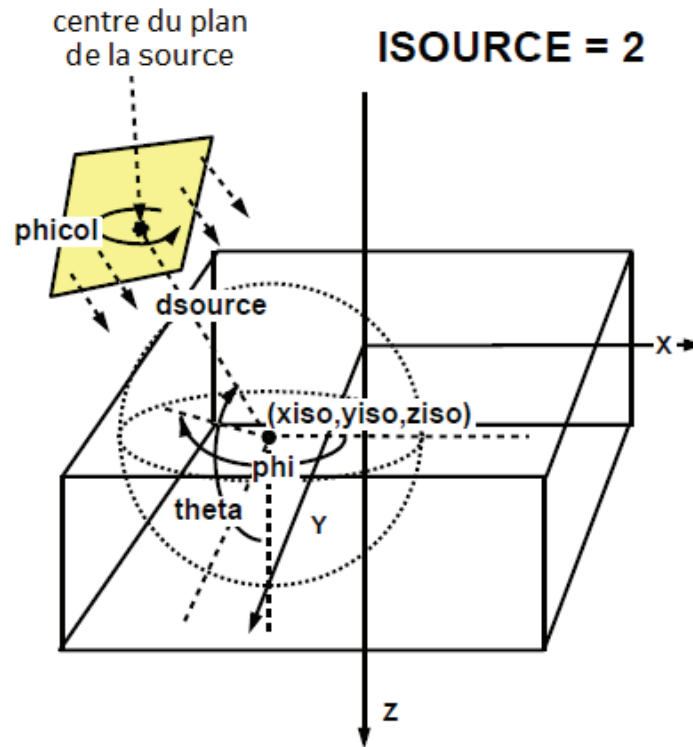


Figure 2.12 : Paramètres du modèle de source isource2 dans DOSXYZnrc [Wal1].

I.2.3.c. Distribution de la dose

Le fichier de distribution de la dose est le fichier de sortie de la modélisation dans un fantôme. Ce fichier contient les données relatives à la dose, il est construit en six blocs :

- Le nombre de voxels dans les directions X, Y et Z ;
- Les frontières des voxels (en cm) dans la direction X ;
- Les frontières des voxels (en cm) dans la direction Y ;
- Les frontières des voxels (en cm) dans la direction Z ;
- La valeur de la dose normalisée par rapport au nombre de particules incidentes de la source originale (en Gy/particules incidentes de la source) de chaque voxel sous forme de matrices (1 matrice = 1 coupe) ;
- La valeur de l'erreur associée pour chaque voxel sous forme de matrices (1 matrice = 1 coupe).

Les valeurs de dose sont normalisées par rapport à une estimation du nombre de particules incidentes « NP », équation (2.3), provenant de la source originale :

$$NP = NINCSRC \times \left[\frac{NCASE + ncaseold + nsmis + (NRCYCL + 1) \times (NRJCT + NSOUTSIDE + ndbsreject)}{nshist} \right] \quad (2.3)$$

<i>NINCSRC</i>	nombre d'électrons de la source originale utilisé pour générer l'espace des phases
<i>NCASE</i>	nombre d'histoires simulées dans DOSXYZnrc
<i>ncaseold</i>	nombre d'histoires de la simulation précédente
<i>NMISS</i>	nombre de particules ayant manqué la géométrie
<i>NRCYCL</i>	nombre de fois que l'histoire d'une particule est recyclée
<i>(NRJCT + NSOUTSIDE + ndbsreject)</i>	nombre total de particules rejetées ou en dehors du champ
<i>nshist</i>	nombre total de particules dans l'espace des phases

1.2.3.d. Déroulement d'une simulation dans DOSXYZnrc

Pour réaliser une simulation avec le code DOSXYZnrc, il faut suivre plusieurs étapes (Figure 2.13) :

- Avoir au préalable calculé un espace des phases dans BEAMnrc dans les conditions qui nous intéressent fichier *.egsphsp* et avoir créé un fantôme voxélisé ou les images CT au format *.egsphant*.
- Renseigner les paramètres de la simulation : le nombre d'histoires, la position de l'espace des phases, la position de l'isocentre, l'angulation de la source ainsi que les chemins vers les fichiers *.egsphsp* et *.egsphant*.
- Exécuter la simulation pour obtenir une distribution de dose dans le fantôme grâce à la physique du code EGSnrc.

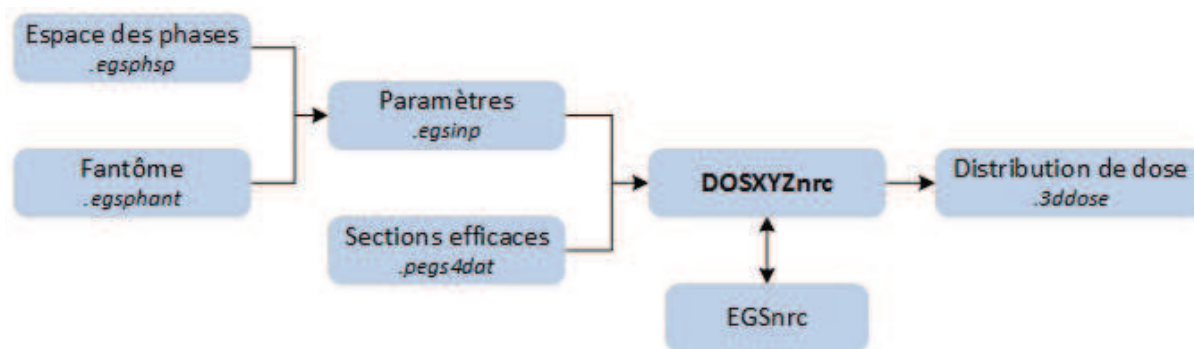


Figure 2.13 : Schéma de fonctionnement du code DOSXYZnrc.

1.2.4. Code PEGS4

Les codes précédemment décrits font appel au code PEGS4 qui permet de produire les sections efficaces des particules dans les matériaux d'intérêt pour des énergies de 10 keV à 20 MeV (gamme d'énergie de la radiothérapie). Les sections efficaces sont indispensables pour la simulation des interactions du faisceau d'irradiation.

Un certain nombre de matériaux usuels en radiothérapie tels que l'eau, l'air, le PolyMéthacrylate de Méthyle (PMMA utilisé comme matériau équivalent eau), les tissus du

corps humain (musculaire, adipeux ou pulmonaire), le cartilage ou l'os sont décrit et calculés d'après le rapport ICRU n°37 [Icr1]. Ils sont disponibles dans le code dans les fichiers 521icru.pegs4dat et 700icru.pegs4dat respectivement pour des énergies de coupure des photons de 521 keV et 700 keV.

Il est possible d'ajouter de nouveaux matériaux. Pour cela il est nécessaire de décrire le matériau en spécifiant :

- Le nom du matériau,
- Le type du matériau : simple (ELEM), composé (COMP) ou mélange (MIXT),
- L'état : solide, liquide ou gazeux,
- La masse volumique,
- La composition : nombre d'éléments, nom des éléments, numéro atomique Z ,
- La proportion de chaque élément ρ .

A partir de ces informations et à partir de références et de formules théoriques, les données de sections efficaces sont établies par le code PEGS4.

Pour cette étude, quatre matériaux ont été créés : la dent, deux types d'amalgame et la couronne.

I.2.5. Réductions de variance

L'objectif des techniques de réduction de variance est d'optimiser l'efficacité d'une simulation, dépendant de l'incertitude et du temps processeur [Bie1].

C'est-à-dire que l'efficacité d'une technique peut être augmentée par réduction soit de la variance s^2 , soit du temps processeur par particule simulée.

Trois techniques de réduction de variance sont implémentées dans le code EGSnrc : Bremsstrahlung splitting, roulette russe et range rejection. Elles s'appliquent autant à BEAMnrc qu'à DOSXYZnrc. Par défaut, elles ne sont pas activées. Nous avons fait le choix de ne pas les activer car l'accès à un centre de calcul, sur lequel les simulations sont réparties en parallèle (§ I.3.4), permet une efficacité suffisante avec des temps de calcul acceptables (inférieurs à 24h). Ces techniques sont tout de même détaillées brièvement.

I.2.5.a. Bremsstrahlung splitting

Cette méthode permet d'accroître l'importance de certains événements dans une région d'intérêt. A chaque fois qu'un électron émet un photon de poids w_0 , la simulation émet un nombre arbitraire N de photons avec des énergies et des directions fonction des distributions de probabilités chacun avec un poids réduit de $1/N$. L'énergie de l'électron est soustraite de l'énergie donnée à l'un de ces photons.

Cette méthode est généralement associée à la roulette russe.

1.2.5.b. Roulette russe

La roulette russe est utilisée lorsque la particule s'éloigne de la région d'intérêt. Dans ce cas la particule est « tuée » selon une probabilité $P_{kill} < 1$. Si la particule survit, son poids est multiplié par un facteur $1/(1-P_{kill})$.

1.2.5.c. Range rejection

Cette technique s'applique uniquement pour les électrons pour qui une valeur appelée E_RANGE définit la limite supérieure de la distance qu'un électron peut parcourir lors de la simulation en raison d'évènements discrets pouvant raccourcir la longueur du parcours. Le Range rejection est défini par la relation suivante :

$$E_RANGE = \int_{E_{min}}^E \frac{dE'}{L(E',AE)} \quad (2.4)$$

où AE est l'énergie de coupure des particule chargée
 $L(E',AE)$ est le pouvoir d'arrêt restreint pour une valeur donnée de AE
 E_{min} est l'énergie la plus basse produite par le module PEGS4 (§ I.2.4).

A chaque étape, cette valeur est comparée à la distance à l'interface la plus proche. Lorsque cette valeur est inférieure, l'histoire de l'électron est terminée et son énergie est déposée localement.

Avant d'utiliser cette méthode, il faut s'assurer que la contribution du rayonnement de freinage (éliminée par cette méthode) n'est pas essentielle à la simulation.

1.3. Outils annexes

Des programmes sont nécessaires en amont pour la conversion des données DICOM en format *.egsphant* (§ I.3.2), puis pour corriger les images des artéfacts (§ I.3.2). Le programme *dosxyz_show* (§ I.3.3) permet de visualiser les images CT créées au format *egsphant* et d'y superposer un fichier contenant la dose (*.3ddose*). Les simulations sont réalisées grâce au centre de calcul régional de l'université de Franche-Comté, le Mésocentre (§ I.3.4).

1.3.1. CTcreate

Le code *CTcreate* est destiné à convertir les images CT (1 image = 1 coupe = 1 fichier) au format DICOM en images voxélisées pouvant être exploitées par le code *DOSXYZnrc*. Le format de ces nouvelles données est le format *.egsphant* (un seul fichier contenant toutes les coupes).

Pour créer ce fantôme voxélisé, ce script se déroule en plusieurs étapes, après avoir préalablement renommé toutes les images CT, car le nom généré par l'appareil TDM est trop long et n'est pas géré par ce module :

- Définir le volume d'intérêt, qui peut être identique aux images originales (matrice originale) ou tronqué. Les dimensions de la matrice sont systématiquement réduites d'une part parce que le code DOSXYZnrc ne peut gérer qu'un nombre limité de voxels, et d'autre part pour réduire le temps de calcul et diminuer la taille des fichiers proportionnellement au nombre de voxels ;
- Définir les dimensions des voxels soit en gardant les dimensions originales, soit en les modifiant pour correspondre à la matrice de calcul du TPS⁹ (2 mm x 2 mm x 2,5 mm). Cela permet en plus de réduire le nombre total de voxels, donc la taille des fichiers et le temps de calcul ;
- Définir la rampe de conversion des nombres CT en masse volumique correspondant à un matériau : la rampe par défaut (Figure 2.14) est enregistrée, elle est issue des travaux de Kawrakow sur l'air, le poumon, les tissus et l'os [Kaw4, Wal1, Cip1].

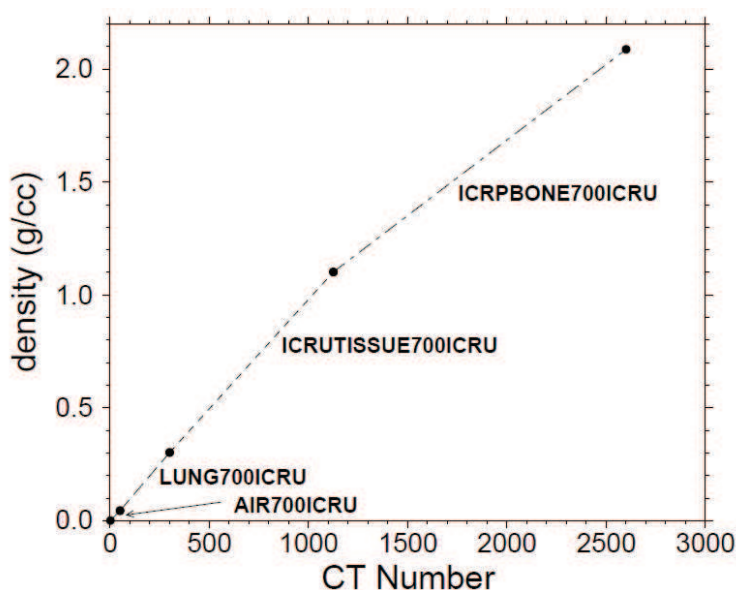


Figure 2.14 : Courbe de conversion par défaut dans CTcreate des nombres Hounsfield en matériau [Wal1].

Cette rampe peut être modifiée pour correspondre à la courbe de conversion utilisée par le TPS principal afin de réaliser des comparaisons dans une même configuration.

Cette étape est indispensable car le code DOSXYZnrc est incapable de gérer l'échelle Hounsfield, il ne connaît que les matériaux contenus dans le fichier des sections efficaces (programme PEGS4).

Le fichier résultant, à l'extension *.egsphant*, est construit de la façon suivante (Figure 2.15) :

⁹ TPS est l'acronyme anglais pour Treatment Planning System préféré à l'acronyme français SPT pour Système de Planification de Traitement est le système permettant le calcul des distributions de dose prévisionnelles sur les images CT des patients.

- Les informations sur les matériaux : nombre, nom et le paramètre ESTEPE de chacun des matériaux qui est la fraction maximale d'énergie perdue par les électrons par étape.
- Les informations sur la géométrie : nombre de voxels en x, y et z.
- Les valeurs des frontières des voxels dans chaque direction pour la position dans le milieu.
- Les matrices des matériaux.
- Les matrices de masse volumique.

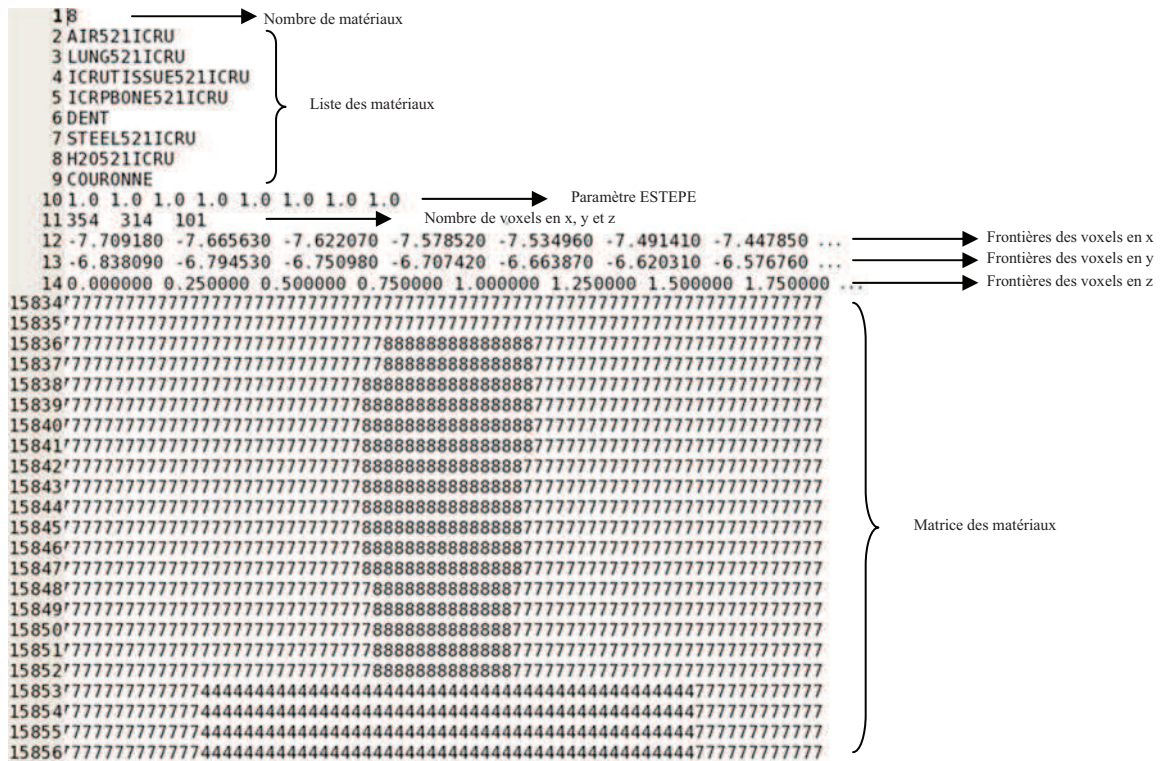


Figure 2.15 : Contenu du fichier egspbant, la matrice des matériaux montre une couronne sur de l'os entouré d'eau (la matrice des masses volumiques n'est pas représentée ici, elle est similaire avec les valeurs de masse volumique correspondantes).

1.3.2. EgsphantOpener

Les images CT qui seront étudiées présentent des artefacts liés à la présence de matériaux de masse volumique élevée, l'attribution des valeurs de nombre Hounsfield (et de la masse volumique) est erronée, le matériau ne correspond plus à la réalité.

Afin de corriger ces défauts, un programme « maison », appelé EgsphantOpener, a été développé pour corriger ces artefacts métalliques permettant à la fois de modifier les valeurs de masse volumique et d'ajouter de nouveaux matériaux.

Ce programme a été créé au laboratoire en collaboration avec l'équipe informatique AND (Algorithme Numérique Distribué) du laboratoire LIFC (Laboratoire Informatique de l'université de Franche-Comté) [Don1]. A partir d'images CT artéfactées, les volumes sont redessinés et une nouvelle valeur de masse volumique leur est attribuée. Cette méthode

présente l'avantage d'évaluer les dommages d'une prothèse métallique pour un patient donné. En revanche, la création est longue et les corrections apportées simplifient la géométrie rendant les calculs Monte-Carlo plus éloignés de la réalité mais semblables à ce qui est fait sur les TPS.

La modification des images CT originales se fait par l'intermédiaire d'une interface graphique (Figure 2.16). La fenêtre se divise en trois parties (encadrées de couleurs différentes) :

- A droite (cadre rouge) : visualisation des images CT ;
- A gauche en bas (cadre bleu) : affichage d'informations sur le fichier (densité minimale, densité maximale, nombre de voxels en x, y et z, dimension des voxels), la position de la souris sur l'image et la coupe où l'on se situe ;
- A gauche en haut (cadre orange) : divisé en sept onglets. L'onglet « information matière » permet de renseigner le nom de la matière à ajouter (correspondant à un nom exact du fichier .pegs4dat), du numéro de la matière (de la rampe CT/masse volumique) et la valeur de la masse volumique de cette nouvelle matière. Les onglets « pinceau », « gomme » et « couleur masque » permettent respectivement de choisir la taille du pinceau, de la gomme et la couleur. L'onglet « zoom » permet d'agrandir l'image. L'onglet « niveau de gris » permet de régler l'échelle de gris de l'affichage de l'image. Le dernier onglet « autres informations » donne la liste des matières existantes.

Les artéfacts et les prothèses sont dessinés coupe par coupe. Pour chacune des coupes EgsphantOpener modifie le fichier d'origine (matrice matière et matrice masse volumique) avec les informations du nouveau matériau.

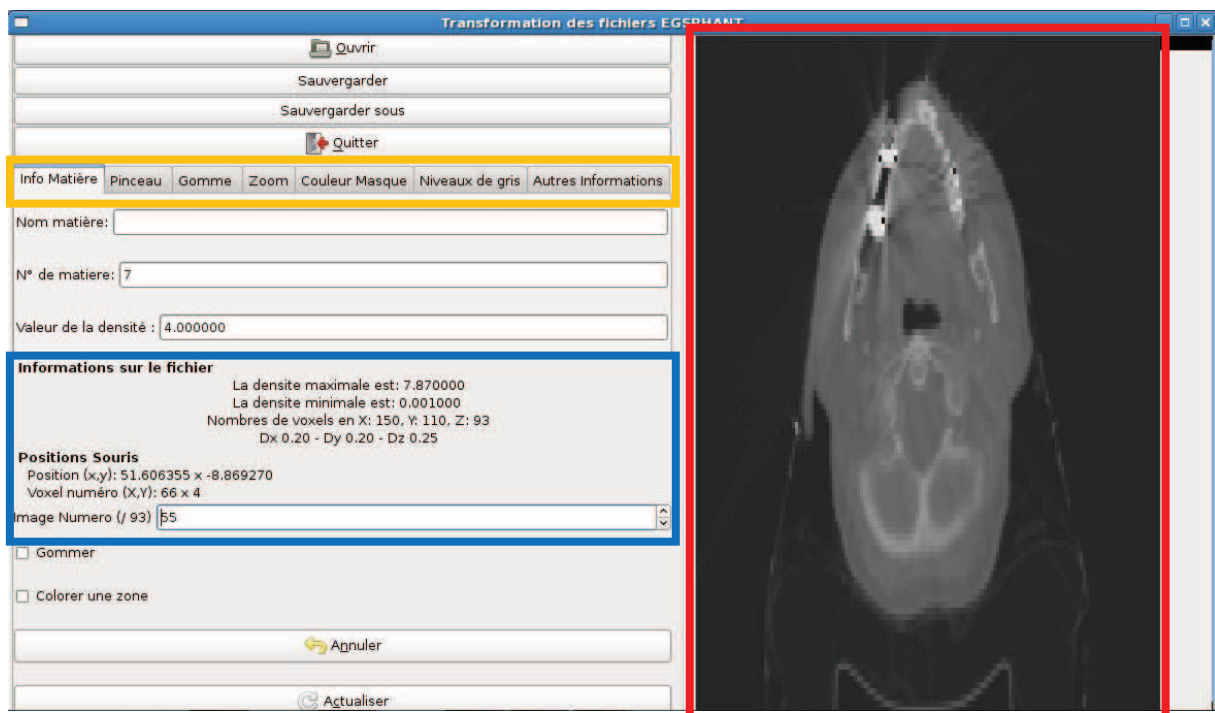


Figure 2.16 : Programme EgsphantOpener.

I.3.3. Dosxyz_show

Le programme *dosxyz_show* permet de visualiser les images CT (au format .egsphant) utilisées pour les calculs de distributions de doses et d'y superposer la distribution de dose (Figure 2.17). Plusieurs fonctionnalités sont disponibles pour analyser ces résultats :

- sélection du plan de visualisation : transverse, coronal ou sagittal ;
- zoom sur une région d'intérêt ;
- choix de l'échelle des isodoses affichées ;
- réglage de la fenêtre de visualisation avec les valeurs des niveaux de gris minimale et maximale ;
- un curseur permet de relever la valeur de la dose en un point.

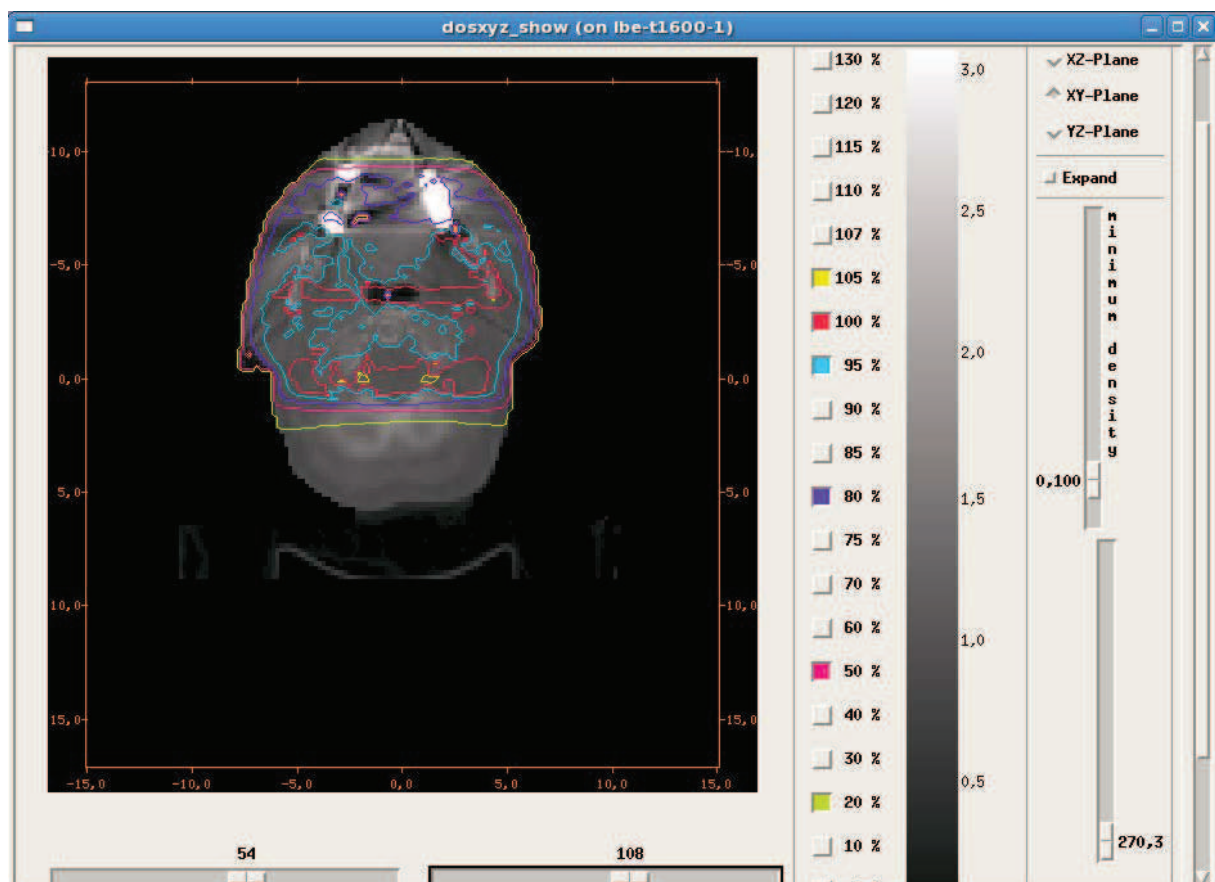


Figure 2.17 : Programme dosxyz_show.

I.3.4. Mésocentre de calculs de l'UFC

Le code OMEGA/BEAMnrc est implémenté au niveau du mésocentre de calcul de l'université de Franche-Comté (UFC). Le mésocentre est géré par l'université en collaboration avec l'UTBM (Université de Technologie de Belfort-Montbéliard) et l'ENSMM (Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques de Besançon).

La particularité de ce centre de calcul est qu'il est disponible pour tous les chercheurs et doctorants/stagiaires de l'UFC.

Le mésocentre se divise en deux parties en fonction du type de calculs exécuté :

- En parallèle (appelée Mesolumiere) : il est constitué de 800 cœurs fonctionnant avec une puissance crête théorique de 11 Tflops et il possède une mémoire vive jusqu'à 12 à 96 Go.
- En séquentiel (appelée Mesoseq) : il est constitué de 242 cœurs fonctionnant avec une puissance crête théorique de 4 Tflops et il possède une mémoire vive de 48 Go par nœud.

Le code DOSXYZnrc permet de réaliser des simulations en parallèle, c'est-à-dire que le nombre d'histoires à simuler est décomposé et réparti sur différents processeurs. Le calcul en parallèle permet de réduire le temps de calcul en fonction du nombre de partitions choisies. Par exemple, la simulation de dix millions d'histoires exécutée en une fois dure 180 h. Si on le partage sur 10 processeurs, chaque partition simule alors un million d'histoires. Le calcul sera diminué d'un facteur 10 soit 18 h.

1.4. Evaluation de l'incertitude des simulations

Les versions v4.2.3.1 et v4.2.4.0 utilisées offrent une nouvelle gestion des simulations ainsi qu'une nouvelle méthode de détermination des incertitudes indépendantes de la répartition du calcul. Toutes deux ont été évaluées en application sur le Mésocentre (§ I.4.1 et I.4.2) ainsi que des tests complémentaires utiles pour ce travail (§ I.4.3).

I.4.1. Gestion des simulations

Afin de gagner du temps les simulations sont réalisées en parallèle, c'est-à-dire que le calcul est partagé sur autant de processeurs que le nombre de partitions que l'on a défini, puis exécuté sur le Mésocentre (§ I.3.4) qui gère le démarrage en fonction des disponibilités et des quotas par utilisateur. Lors de l'exécution, un fichier avec l'extension *.lock* est créé par le code BEAMnrc ou DOSXYZnrc et gère la simulation. Il stocke principalement le nombre de particules à simuler et les distribue par paquet (batch) à chaque partition. Quand un paquet a terminé, il interroge ce fichier qui redistribue jusqu'à épuisement du stock. Ce principe permet en cas d'échec d'une partition (se produit au lancement de la simulation) de ne pas perdre de particules.

Lorsqu'il n'y a plus de particules dans ce fichier et que toutes les partitions ont renvoyé l'information de fin de calcul, ces partitions sont recombinaées dans un fichier résultat ; soit manuellement avec le script *addphsp* pour l'espace des phases de BEAMnrc, soit automatiquement pour la distribution de dose de DOSXYZnrc.

Cette gestion a été vérifiée dans DOSXYZnrc avec plusieurs paramètres : différents nombres de partitions, nombre d'histoires et avec des échecs d'exécution involontaires. Les résultats sont présentés dans le Tableau 2.1.

Tableau 2.1 : Vérification du nombre d’histoires simulées en fonction du nombre de processeurs qui ont réellement été utilisés.

Nombre de processeurs demandés	Nombre de processeurs utilisés*	Nombre d’histoires demandées	Nombre d’histoires simulées
10	5	1 milliard	1 milliard
10	4	5 milliards	5 milliards
10	8	5 milliards	5 milliards
20	4	1 milliard	1 milliard
20	12	10 milliards	10 milliards
20	14	50 milliards	50 milliards
12	9	1 milliard	999 999 640
12	12	1 milliard	999 999 640
15	15	5 milliards	4 999 999 550

* Les partitions manquantes sont liées soit à une erreur au démarrage soit à une indisponibilité des processeurs.

Il en ressort que, quel que soit le nombre de processeurs utilisés par rapport au nombre de processeurs demandés, le nombre d’histoires à simuler est respecté. Pour la simulation d’un milliard d’histoires sur 12 processeurs, que le calcul s’exécute sur 9 ou 12 processeurs n’a pas d’incidence sur le nombre d’histoires simulées. Pour les trois derniers exemples (les trois dernières lignes du tableau) avec une répartition différente, le nombre d’histoires simulées est légèrement inférieur au nombre demandé. Cela s’explique facilement car la quantité de particules dans chaque paquet dépend du nombre d’histoires demandées ainsi que du nombre de processeurs souhaité initialement (la division ne donne pas un chiffre entier).

Pour illustrer cette gestion en paquet selon la disponibilité et la vitesse des processeurs, le Tableau 2.2 montre que chaque partition ne simule pas toujours le même nombre d’histoires.

Tableau 2.2 : Vérification de la répartition des histoires.

	w1	w2	w3	w4	w5	w6	w7	w8	w9	w10	Nombre d’histoires demandées	Nombre d’histoires simulées
	en milliards											
Exemple 1	0,65	0,65	0,5	0,45	0,45	0,45	0,5	0,45	0,45	0,45	5	5
Exemple 2	1,8	1,8	0,8	0,9	0,8	0,7	0,8	0,8	0,8	0,8	10	10
Exemple 3	1,1	1,1	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	0,9	0,9	10	10

1.4.2. Incertitudes

En radiothérapie, l’incertitude liée au calcul est une partie intégrante de l’incertitude globale liée à l’appareil de traitement et à la mise en place du patient (Tableau 2.3) [Ahn1]. Afin d’obtenir un résultat global satisfaisant, c’est-à-dire pour une incertitude de 5 %, l’incertitude sur le calcul doit être inférieure à 3 % pour les systèmes cliniques actuels. Avec l’évolution des techniques et des algorithmes, l’incertitude de chaque élément du processus de traitement tend à diminuer. Concernant plus particulièrement le calcul de la dose, l’incertitude tend vers une valeur de 2 % voire moins de 1 %.

Concernant les simulations Monte-Carlo, la précision doit être supérieure à celle des TPS. L'incertitude recherchée doit donc être la plus faible possible. L'incertitude est liée au nombre d'histoires simulées : plus le nombre d'histoires est élevé plus l'incertitude est faible. On choisit donc le nombre d'histoires permettant une incertitude inférieure au pourcent.

Tableau 2.3: Evolution des incertitudes des algorithmes de calcul dans un traitement de radiothérapie [Ahn1] entre la situation « actuelle » (en 1999, date de l'étude) et avec l'hypothèse des développements futurs (correspond à aujourd'hui) sur chaque étape du processus.

	Techniques « actuelles » (en %)	Développements futurs (en %)
Détermination de la dose absorbée au point d'étalonnage	2,0	1,0
Incertitude additionnelle pour les autres points	1,1	0,5
Stabilité de la chambre moniteur	1,0	0,5
Homogénéité du faisceau	1,5	0,8
Incertitudes sur les données du patient	1,5	1,0
Mise en place du patient et du faisceau	2,5	1,6
Incertitude globale en excluant le calcul de la dose	4,1	2,4
Calcul de la dose (plusieurs hypothèses)	1,0 / 2,0 / 3,0 / 4,0 / 5,0	0,5 / 1,0 / 2,0 / 3,0 / 4,0
Incertitude globale	4,2 / 4,6 / 5,1 / 5,7 / 6,5	2,4 / 2,6 / 3,1 / 3,8 / 4,7

La méthode de détermination des incertitudes dans BEAMnrc et DOSXYZnrc est décrite ci-dessous (§ I.4.2.a). Puis à partir d'un modèle simple (§ I.4.2.b), l'efficacité des simulations en différents points pour différents matériaux et pour un nombre d'histoires variable a été évalué (§ I.4.2.c).

I.4.2.a. Méthode dite « histoire par histoire »

La méthode dite « histoire par histoire » [Wal2] est implémentée pour estimer l'incertitude des simulations à partir d'un espace des phases en tenant compte de la corrélation entre les particules suivies et la particule incidente. Elle est décrite par Sempau et al. [Sem1] et est définie par l'équation (2.5) :

$$s_{\bar{X}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N X_i}{N} \right)^2 \right)} \quad (2.5)$$

où X_i représente la quantité mesurée de l'histoire statistiquement indépendante i
 N représente le nombre d'évènements indépendants c'est-à-dire le nombre d'histoire (toutes les particules suivies associées à une particule initiale) en utilisant un espace des phases

Le calcul de l'incertitude est effectué à la fin de la simulation grâce au stockage des quantités $\sum_{i=1}^N X_i^2$ et $\sum_{i=1}^N X_i$. La première quantité peut être grande, c'est pour cela que Sempau a associé à l'équation (2.5) l'algorithme présenté à la Figure 2.18.

```
IF(nhist=X_last) THEN
  X_tmp=X_tmp + delta
ELSE
  X=X+X_tmp
  X2=X2+(X_tmp)**2
  X_tmp=delta
  X_last=nhist
ENDIF
```

Figure 2.18 : Algorithme associé à l'équation de détermination de l'incertitude d'une simulation dans le code BEAMnrc.

N devient le nombre total de particules simulées et non plus le nombre de particules de la partition.

Lors de l'utilisation d'un espace des phases, N et $nhist$ représentent seulement le nombre d'histoires primaires. Cette méthodologie requiert trois matrices de stockage X_tmp , $X2$ et X_last .

Afin de garder la trace des particules incidentes primaires, le fichier d'espace des phases est légèrement modifié en marquant la première particule d'une histoire primaire traversant l'espace des phases, son énergie devient négative (comme un indicateur).

Dans le cas des simulations exécutées en parallèle (pour réduire le temps de calcul), les particules générées par une même histoire primaire peuvent être réparties dans des tâches différentes entraînant plusieurs groupes de particules pour une même histoire primaire au lieu d'un seul. Le nombre d'histoires primaires est donc surestimé entraînant une sous-estimation de l'incertitude. Cependant, au final, cette sous-estimation n'est pas significative quel que soit le nombre de partitions de l'espace des phases (Tableau 2.6).

1.4.2.b. Modèle

Le modèle (Figure 2.19) est un fantôme de 20 cm x 20 cm x 20 cm découpé en voxels de 2 mm x 2 mm x 2 mm soit homogène (milieu 1 = milieu 2 = eau) soit hétérogène (milieu 1 \neq milieu 2). Trois matériaux sont choisis pour le milieu 2 : l'air, l'os et le métal de la couronne dentaire.

L'hétérogénéité de dimension 6 cm x 6 cm x 3 cm est disposée entre 2 et 5 cm de profondeur centrée dans le fantôme. Les simulations sont réalisées avec la source de photons de 6 MV de l'appareil de traitement Clinac 2100C de VARIAN pour un champ de 10 cm x 10 cm. Un nombre d'histoires de 100 000 à 100 milliards a été exécuté sur 1 à 20 machines. Les valeurs

des résultats sont relevées au niveau des trois points orange : à l'interface avant l'hétérogénéité, à l'interface après l'hétérogénéité et au centre du volume.

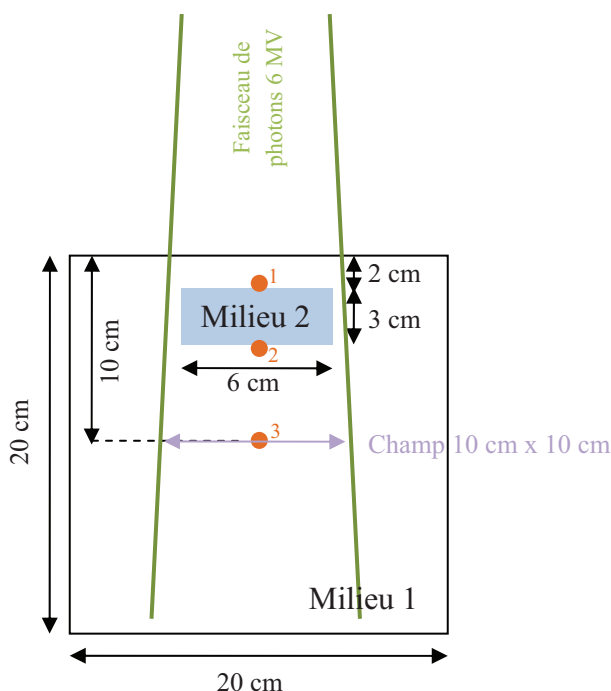


Figure 2.19 : Schéma du fantôme hétérogène simple pour évaluer l'incertitude.

I.4.2.c. Evaluation de l'efficacité

L'efficacité ε d'une simulation Monte-Carlo peut être évaluée par l'équation (2.6) définie par Kawrakow et Walter [Kaw5] :

$$\varepsilon = \frac{1}{s^2 T} \quad (2.6)$$

où s est l'incertitude sur le calcul de la dose et T est la durée machine (CPU) de la simulation correspondante (en heures).

Pour évaluer l'efficacité de mes simulations, j'ai préféré utiliser la durée effective c'est-à-dire le temps entre le début de la simulation et le retour des résultats.

L'efficacité est déterminée pour les différentes configurations (trois positions et quatre matériaux) du modèle présenté précédemment pour un nombre d'histoires croissant (de 10 000 à 50 milliards) et une répartition du calcul sur un nombre variable de machine (1, 5 et 20).

I.4.2.d. Résultats

Les Tableaux 2.4 à 2.6 présentent les résultats les plus pertinents en fonction du paramètre évalué.

Le Tableau 2.4 présente les résultats obtenus pour l'incertitude, le temps de calcul et l'efficacité des simulations en fonction du nombre d'histoires simulées pour la couronne et pour une répartition de la simulation sur 5 processeurs.

Tableau 2.4 : Incertitude et temps de calcul pour trois points de mesure (repérés sur la Figure 2.19) en fonction du nombre d'histoires simulées pour la couronne, la simulation est répartie sur 5 processeurs.

Nombre d'histoires	Temps de calcul	Incertitude			Efficacité
		Position 1	Position 2	Position 3	
100000	0,064 h	99,90 %	99,90 %	99,90 %	15,7
1million	0,071 h	33,70 %	54,50 %	75,80 %	24,9
10 millions	0,144 h	11,80 %	17,80 %	22,50 %	137,2
100 millions	0,668 h	3,7 %	6,2 %	6,9 %	314,4
1 milliard	5,795 h	1,3 %	1,9 %	2,1 %	391,3
5 milliards	29,490 h	0,7 %	0,9 %	1,0%	339,1
10 milliards	57,327 h	0,6 %	0,7 %	0,8 %	272,6
50 milliards	11j20,633 h	0,5 %	0,5 %	0,5 %	140,5

En augmentant le nombre d'histoires, la durée du calcul augmente proportionnellement tandis que l'incertitude diminue. Dans cette configuration il semble intéressant d'utiliser un minimum de 5 milliards de particules pour obtenir une incertitude inférieure ou égale au pourcent.

Le Tableau 2.5 compare les résultats obtenus pour l'incertitude, le temps de calcul et l'efficacité des différents matériaux au niveau de la position 2 pour les simulations sur 5 machines en fonction du nombre d'histoires.

Tableau 2.5 : Efficacité pour l'air, l'os, l'eau et la couronne sur le résultat au niveau de la position 2 pour un calcul réparti sur 5 machines.

Nombre d'histoires	Air			Os			Eau			Couronne		
	t (en h)	s (en %)	ϵ	t (en h)	s (en %)	ϵ	t (en h)	s (en %)	ϵ	t (en h)	s (en %)	ϵ
1 million	0,07	50,1	55,6	0,07	46,3	68,6	0,05	32,1	211,0	0,07	54,5	48,1
100 millions	0,48	4,0	1299,4	0,51	4,3	1063,8	0,49	3,3	1886,8	0,67	6,2	389,4
50 milliards	18,98	0,6	1463,9	18,35	0,8	854,7	19,68	0,6	1411,6	29,49	0,9	418,6

Le temps de calcul est du même ordre de grandeur quel que soit le matériau. L'efficacité est acceptable au-delà de 100 millions d'histoires cependant la précision du calcul n'est pas satisfaisante (plus de 4 % pour les hétérogénéités).

Le Tableau 2.6 montre l'impact sur le temps de calcul, l'incertitude et l'efficacité de la découpe du calcul sur plusieurs processeurs au niveau du point 2 pour la couronne en fonction du nombre d'histoires.

Tableau 2.6 : Incertitude et temps de calcul au niveau de la position 2 avec une hétérogénéité couronne en fonction du nombre d'histoires exécuté sur 1, 5 et 20 machines.

Nombre d'histoires	1 machine			5 machines			20 machines		
	t (en h)	s (en %)	ϵ	t (en h)	s (en %)	ϵ	t (en h)	s (en %)	ϵ
100 000	0,062	99,0 %	16,5	0,064	99,9 %	9,3	0,108	99,9 %	9,3
10 millions	0,362	19,4 %	73,4	0,144	17,8 %	219,2	0,155	18,1 %	196,9
1 milliard	28,614	1,9 %	96,8	5,795	1,9 %	478,5	1,509	1,9 %	1835,7
10 milliards	13 j 2,587	0,7 %	64,9	57,327	0,7 %	356,0	15,730	0,7 %	1297,4
50 milliards	> 15 jours	impossible		11 j 20,633	0,5 %	140,5	69,590	0,5 %	574,8

Le nombre de machines choisi pour la répartition de la simulation n'a pas d'impact sur l'incertitude. Cependant l'efficacité est augmentée par la diminution du temps de calcul.

I.4.3. Tests complémentaires

Suite à des valeurs incohérentes sur les résultats des premières simulations, d'autres paramètres ont été testés afin d'évaluer leur influence sur le résultat et l'incertitude : la répétabilité (§ I.4.3.a), la correction des images CT (§ I.4.3.b) et le paramètre de réutilisation des particules NRCYCL (§ I.4.3.c). Pour cela, nous nous intéressons au rendement (dose tout le long de l'axe du faisceau) et non plus aux points d'abord dans le même fantôme voxélisé puis sur les images CT du fantôme de l'étude préliminaire (§ II.1 au chapitre 3).

I.4.3.a. Répétabilité

Avec le fantôme voxélisé et pour les quatre matériaux, les simulations sont effectuées cinq fois. Pour déterminer la répétabilité, l'écart-type relatif de ces cinq simulations est calculé et les résultats sont donnés dans le Tableau 2.7. Pour la couronne, qui est le cas le plus défavorable, le calcul avec 10 milliards d'histoires a été réalisé sur un nombre variable de machines : 10, 20, 40 et 60 machines. L'incertitude sur le résultat est de 1,2 %.

Tableau 2.7 : Résultats de la répétabilité sur le calcul de la dose dans le fantôme voxélisé pour quatre matériaux et pour 10 et 50 milliards d'histoires.

Matériau	10 milliards d'histoires	50 milliards d'histoires
Eau	< 0,8 %	< 0,3 %
Air	< 1,4 %	< 0,6 %
Os	< 1,0 %	< 0,4 %
Couronne	< 1,6 %	< 0,6 %

I.4.3.b. Images corrigées

Dans la suite de l'étude, nous utiliserons les images CT converties au format *.egsphant* (§ I.2.3.a) pour être gérées par le code DOSXYZnrc et ces mêmes images corrigées par le programme EgsphantOpener, nommées respectivement « Fantôme original » et « Fantôme corrigé ». Le fantôme est décrit au chapitre 3, il contient quatre matériaux : eau, dent, amalgame ou couronne. La répétabilité est estimée en effectuant la simulation cinq fois pour un nombre variable d'histoires et en calculant pour chaque configuration l'écart-type relatif. Les résultats sont résumés dans le Tableau 2.8.

Tableau 2.8 : Résultats de la répétabilité sur le calcul de la dose dans le fantôme scanné original et corrigé pour quatre matériaux et pour 5, 10 et 50 milliards d'histoires.

		5 milliards d'histoires	10 milliards d'histoires	50 milliards d'histoires
Fantôme original	Eau	< 2,0 %	< 1,4 %	< 0,8 %
	Dent	< 1,9 %	< 1,0 %	< 0,5 %
	Amalgame	< 1,5 %	< 1,0 %	< 0,6 %
	Couronne	< 1,4 %	< 1,2 %	< 0,4 %
Fantôme corrigé	Eau	< 2,1 %	< 1,2 %	< 0,7 %
	Dent	< 1,9 %	< 1,2 %	< 0,6 %
	Amalgame	< 1,6 %	< 1,5 %	< 0,6 %
	Couronne	< 1,7 %	< 1,4 %	< 0,5 %

I.4.3.c. NRCYCL

Lorsque le nombre d'histoires simulé est supérieur au nombre de particules de l'espace des phases, il y a deux moyens d'atteindre le nombre requis :

- Soit en recyclant n fois chaque particule (c'est-à-dire en simulant à nouveau la particule n fois). Le paramètre NRCYCL permet de définir le nombre (N) de recyclage (RCYCL) ainsi la particule est simulée NRCYCL fois avant de simuler la suivante ;
- Soit en laissant le système gérer, dans ce cas toutes les particules de l'espace des phases sont simulées jusqu'à épuisement. Ensuite, il reprend à la première particule et ainsi de suite jusqu'à atteindre le nombre d'histoires demandé. Cela s'appelle le « redémarrage ».

Le manuel de DOSXYZnrc déconseille fortement le redémarrage de l'espace des phases. En effet, en recommençant à la première particule, le code utilisera les mêmes germes des nombres aléatoires. Ceci risque d'augmenter l'erreur statistique.

Par défaut, le paramètre NRCYCL est à zéro, laissant le code déterminer le nombre de recyclage optimal de chaque particule. Or, lors des premières simulations, pour une simulation de 10 milliards d'histoires, les particules sont recyclées 322 fois mais l'espace des phases est aussi réutilisé 207 fois.

Il est possible de calculer manuellement le paramètre NRCYCL par l'équation (2.7) :

$$NRCYCL = \frac{NCASE}{NPHSP - \left(\frac{NSMISS}{NRCYCL_{prec}} \right) - NOUTSIDE - NRJCT} \quad (2.7)$$

où

- NCASE* nombre d'histoires simulées dans DOSXYZnrc
- NPHSP* nombre de particules totales dans l'espace des phases
- NSMISS* nombre de particules ayant manqué la géométrie
- NRCYCL_{prec}* nombre de fois que l'histoire de la particule est recyclée lors de la simulation précédente
- NOUTSIDE* nombre de particules en dehors du champ
- NRJCT* nombre de particules rejetées

Le calcul aboutissant à la même valeur de 322, plusieurs simulations avec une valeur de NRCYCL différente sont entreprises sur les deux fantômes (corrigé et non corrigé) et les quatre matériaux (eau, os, amalgame et couronne). Le Tableau 2.9 présentent les résultats obtenus, uniquement pour le fantôme corrigé avec le matériau amalgame, pour NRCYCL défini par le code et pour NRCYCL déterminé pour qu'il n'y ait pas de redémarrage de l'espace des phases.

Tableau 2.9 : Résultats de l'incertitude en fonction du paramètre NRCYCL pour le fantôme corrigé avec l'amalgame.

		5 milliards	10 milliards	50 milliards
NRCYCL = 0 par défaut, calculé par le code	NRCYCL	161	322	1613
	Redémarrage	300	600	960
	Incertitude	0,66 %	0,47 %	0,25 %
NRCYCL déterminé par l'utilisateur	NRCYCL	5000	10000	50000
	Redémarrage	0	0	0
	Incertitude	1,02 %	0,91 %	0,82 %

Ainsi, les résultats sont contraires à ce que l'on attendait. En choisissant un nombre de NRCYCL pour qu'il n'y ait pas de redémarrage, l'incertitude est presque deux fois plus élevée. Le choix s'est donc porté sur la valeur de l'incertitude la plus faible, avec le paramètre NRCYCL par défaut (= 0).

D'après ces tests, il en ressort que l'efficacité est donnée à titre indicatif car elle très tributaire du temps de calcul qui dépend de la disponibilité et de la vitesse des nœuds de calcul du Mésocentre (§ I.3.4). Le choix du nombre de particules à simuler pour la suite se fera prioritairement en fonction de l'incertitude (< 1 %). Un minimum de 10 milliards d'histoires est choisi, cette valeur sera tout de même réévaluée sur les images CT. Concernant la répartition de la simulation, le nombre de partitions n'ayant pas d'influence sur l'incertitude, il sera choisi en fonction du temps de calcul et de la disponibilité du Mésocentre.

1.5. Validation du faisceau de photons de 6 MV

La modélisation de l'accélérateur consiste à rechercher les paramètres de la source d'électrons afin que la distribution de dose calculée corresponde aux mesures expérimentales dans les conditions de référence (§ I.5.1). La validation consiste à analyser les résultats avec l'indice gamma (§ I.5.2) qui est un indicateur de référence en radiothérapie pour évaluer deux distributions de dose.

La modélisation de l'accélérateur linéaire Clinac 2100C de Varian nécessite deux étapes :

- La première est de décrire chaque élément constituant l'appareil (§ I.2.2.a) puis de calculer des espaces des phases pour différents paramètres de la source d'électron (rayon, énergie moyenne et dispersion) en modifiant la taille du champ ;
- La seconde est de réaliser la simulation pour chaque espace des phases dans DOSXYZnrc dans un cube d'eau pour comparer les résultats aux mesures (§ I.5.3.)

Une particularité de ce type d'appareil est la réalisation d'un filtre en coin dynamique par les mâchoires Y. Pour l'exécuter dans BEAMnrc, il faut générer un fichier avec les données permettant de produire le filtre à partir des données du constructeur (§ I.5.4.a.) et valider l'angle du filtre dans le fantôme d'eau (§ I.5.4.b.).

1.5.1. Conditions de référence

La validation de la source est réalisée par comparaison des mesures expérimentales et des résultats des simulations Monte-Carlo. Les mesures expérimentales ont été réalisées par le Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard (CHBM) lors de la mise en place de l'accélérateur. Elles sont effectuées dans une cuve à eau, modèle MP3 de PTW, avec une chambre d'ionisation cylindrique M31002 de 0,125 cc de PTW (dont l'incertitude de mesure est estimée à 2 %). Les conditions de référence sont déterminées selon le protocole d'étalonnage IAEA TRS 398 [Iae1] : champ de 10 cm x 10 cm à une distance source/axe (DSA) de 100 cm et une distance source/peau (DSP) de 90 cm (Figure 2.20). Les rendements sont mesurés sur l'axe avec un point de mesure tous les 2 mm. Les profils sont mesurés à 10 cm de profondeur pour les deux axes x et y avec un point de mesure tous les 2 mm. Les rendements et les profils sont normalisés respectivement à 10 cm de profondeur et sur l'axe.

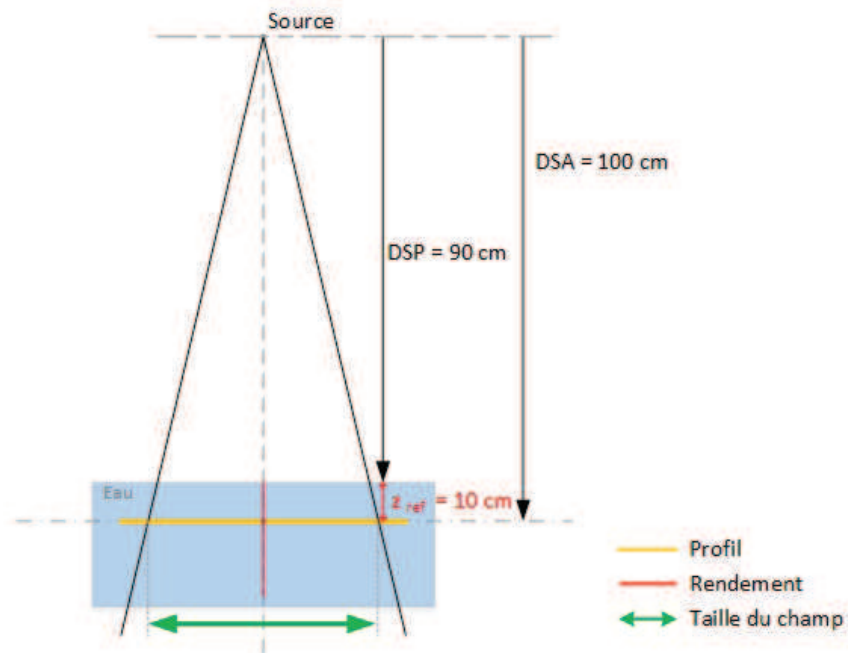


Figure 2.20 : Schéma des conditions de référence pour les mesures, en rouge mesure du rendement et en orange mesure des profils.

La validation est complétée par la détermination de l'indice de qualité spécifique à chaque faisceau de photons [Iae1]. Il correspond au rapport des doses mesurées aux profondeurs de 20 cm et 10 cm dans l'eau avec une distance source/détecteur constante de 100 cm et un champ de 10 cm x 10 cm (Figure 2.21). La tolérance lors du contrôle de constance mensuelle est de 1 % selon la réglementation française [Dec1], pour la validation de la modélisation un écart inférieur à 0,5 % serait souhaitable.

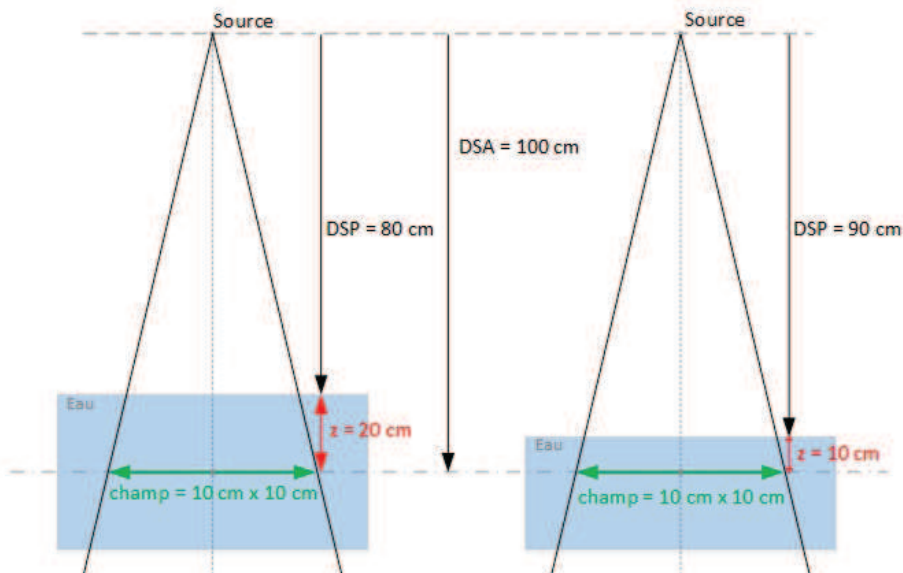


Figure 2.21 : Schéma des conditions de mesure pour l'indice de qualité, rapport entre la mesure à 20 cm et la mesure à 10 cm.

Pour compléter la validation, la comparaison est également effectuée avec un champ plus petit de 5 cm x 5 cm et un champ plus grand de 20 cm x 20 cm. La modélisation du collimateur multilames est également vérifiée avec un champ de 20 cm x 20 cm dans les mêmes conditions.

Ces conditions sont reproduites dans DOSXYZnrc en créant un fantôme cubique d'eau de 40 cm x 40 cm x 40 cm divisé en voxels de 2 mm x 2 mm x 1 mm.

1.5.2. Indice gamma

La validation des résultats passe par la détermination de l'indice gamma. Cette méthode a été développée par Low et al. [Low1] et affinée par Depuydt et al. [Dep1] pour comparer quantitativement les distributions de dose calculées par le TPS aux distributions de dose mesurées. Elle combine les écarts de dose relatif et les écarts de position à dose égale par rapport au point de référence.

L'écart de dose relatif est calculé par l'équation (2.8) :

$$\frac{D_c(r) - D_{réf}(r)}{D_{réf}(r)} \quad \text{en \%} \quad (2.8)$$

où $D_c(r)$ la dose mesurée au point r (en Gy).
 $D_{réf}(r)$ la dose calculée (dose de référence) au point r (en Gy).

L'écart de position à dose égale représenté par le paramètre Distance to Agreement (DTA) est intéressant dans les zones de fort gradient. Il implique de considérer un ensemble de points autour du point de référence (en 1D, 2D ou 3D). Il se traduit par la distance $\|x_c - x_r\|$ où x_c et x_r sont respectivement la position du point de mesure c et du point de référence r . x_c est choisi de telle façon que la dose de ce point soit égale à la dose calculée au point de référence.

Le concept de l'indice gamma est illustré sur la Figure 2.22 en deux dimensions via l'ellipse d'acceptabilité.

A partir d'un point de la distribution de dose de référence à la position x_r et de dose D_r , tous les points de la distribution de dose calculée (x_c, D_c) correspondant sont comparés dans un rayon Δx_{max} et avec une dose inférieure à ΔD_{max} . Les valeurs Δx_{max} et ΔD_{max} sont appelés les critères d'acceptabilité respectivement en distance (en mm) et en dose (en %).

Dans cette ellipse au moins un point (x_c, D_c) doit répondre à l'équation (2.9) :

$$\Gamma(x_c, D_c) = \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{\Delta x_{max}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{max}}\right)^2} \leq 1 \quad (2.9)$$

où $\Delta x = x_c - x_r$ en mm.
 $\Delta D = \frac{D_c - D_r}{D_r}$ en %.

Si $\Gamma < 1$ cela signifie que le critère de distance et le critère de dose est respecté. Dans le cas contraire, si $\Gamma > 1$, aucun des critères n'est satisfait.

L'indice gamma γ du point de référence x_r est la valeur minimale de cette fonction (de tous les points), défini par l'équation (2.10) :

$$\gamma(x_r) = \min[\Gamma(x_c, D_c)] \quad (2.10)$$

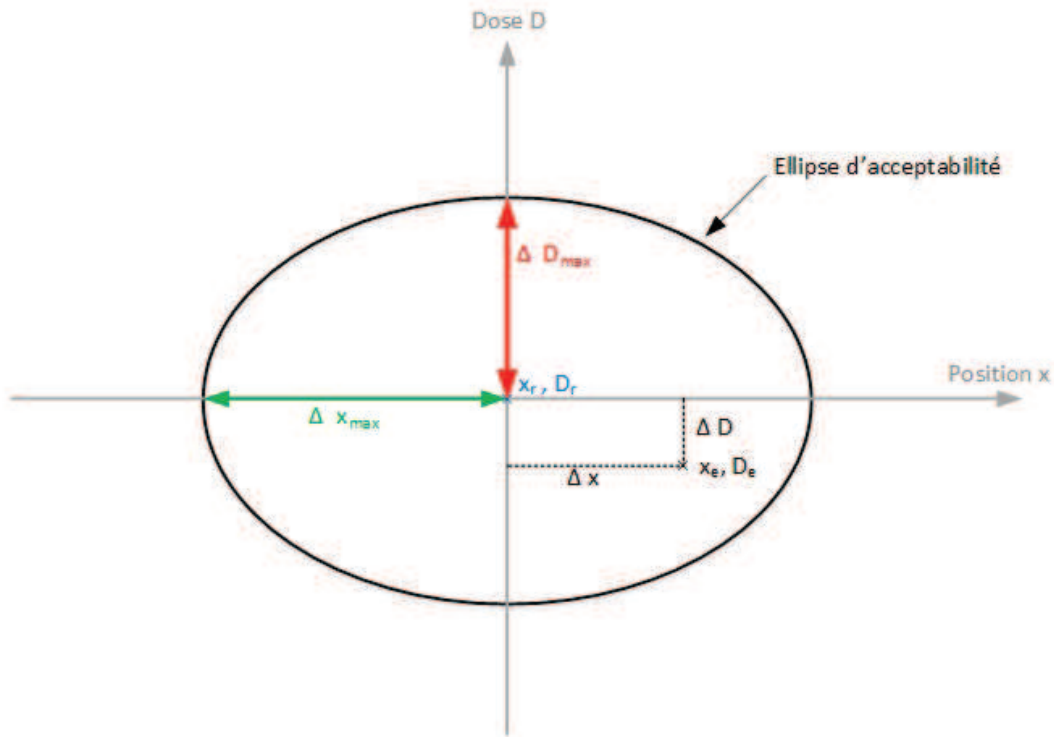


Figure 2.22 : Représentation de l'indice gamma.

1.5.3. Validation de la source

1.5.3.a. Critères d'acceptabilité

Il existe des recommandations européennes publiées par l'European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO) [Est1]. Les tolérances sont différentes en fonction de la région du champ dans laquelle on se situe (Figure 2.23) : sur l'axe δ_1 , dans la région de mise en équilibre électronique ou de la pénombre δ_2 , à l'intérieur du champ δ_3 et en dehors du champ δ_4 . Elles sont présentées dans le

Tableau 2.10 en fonction de la complexité de la géométrie du faisceau de photons.

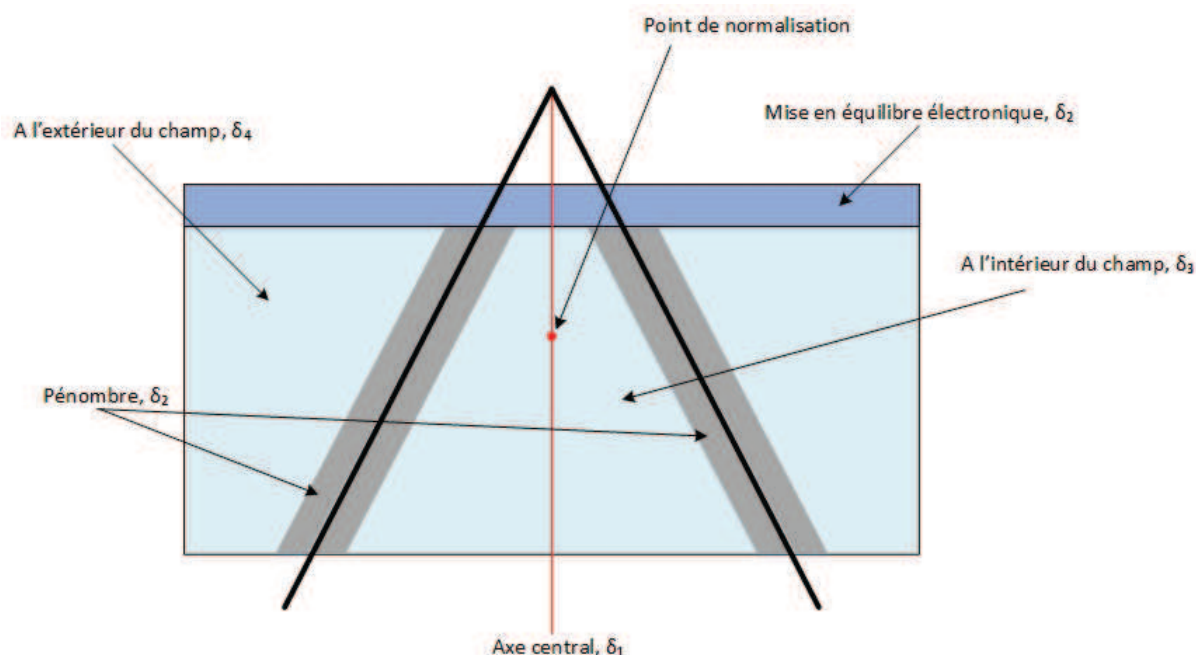


Figure 2.23 : Définition des différentes régions du faisceau en fonction de l'amplitude du gradient de dose. Pour chaque région δ , des critères d'acceptabilité différents sont appliqués en fonction de la précision attendue [Est1].

Tableau 2.10 : Tolérances recommandées pour chaque région δ en fonction de la complexité de la géométrie du faisceau de photons [Est1].

Région	Homogène, géométrie simple	Géométrie complexe (filtre en coin, hétérogénéité, asymétrie ou MLC)	Géométrie plus complexe (combinaison de plusieurs conditions complexes)
δ_1 Axe central du faisceau : dose élevée, faible gradient de dose	2 %	3 %	4 %
δ_2^* Equilibre électronique et pénombre : dose élevée, gradient de dose élevé	2 mm ou 10 %	3 mm ou 15 %	3 mm ou 15 %
δ_3 Dans le champ hors axe : dose élevée, faible gradient de dose	3 %	3 %	4 %
δ_4 En dehors du champ : dose faible, faible gradient de dose	30 %	40 %	50 %

* L'une ou l'autre des valeurs est utilisée.

Ces valeurs sont des recommandations de l'ESTRO pour une bonne pratique clinique. Pour la validation des simulations Monte-Carlo, en milieu homogène, les critères d'acceptabilité sont choisis comme suit :

- Pour les régions δ_1 et δ_3 : 1 %/1mm
- Pour la région δ_2 : 5 %/1 mm
- Pour la région δ_4 : 2 %/1 mm

I.5.3.b. Champ de référence

Les paramètres de la source retenus pour valider le modèle après plusieurs essais sont une source de 1 mm de diamètre et un spectre d'énergie moyenne de 6 MeV avec une dispersion de 1 %.

Les résultats de la mesure avec la chambre d'ionisation M31002 de PTW et des simulations Monte-Carlo pour le rendement et le profil X (seul l'axe X est représenté, les résultats sur l'axe Y sont similaires) sont présentés respectivement sur les Figures 2.24 et 2.25. Les valeurs calculées sont lissées (moyenne de trois points adjacents) pour tenir compte de la dimension du détecteur. Pour chaque point, l'indice gamma est calculé avec un critère de 1 % et 1 mm, puis les valeurs sont reportées sur les graphiques.

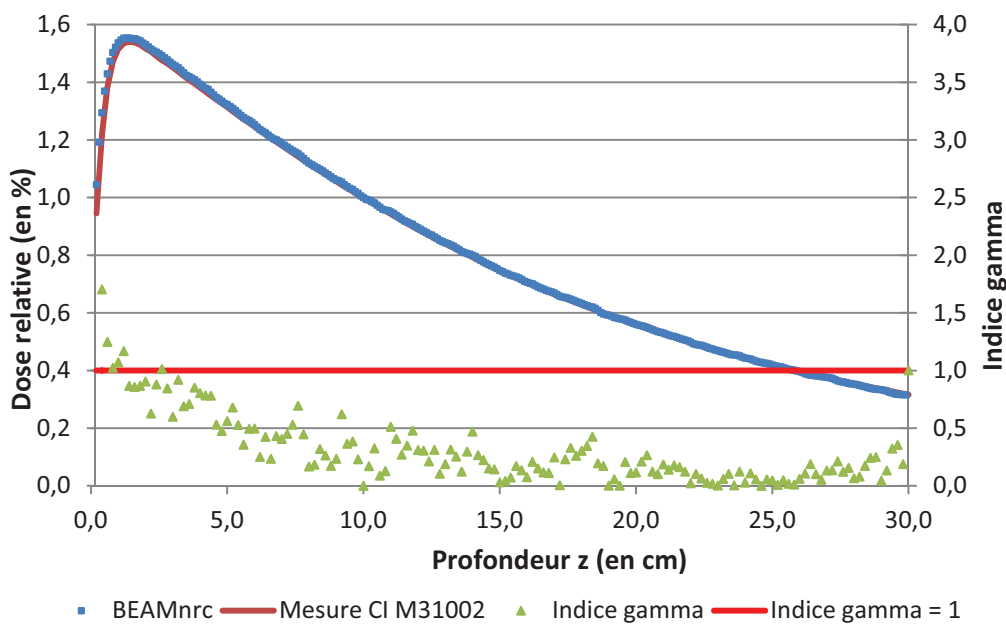


Figure 2.24 : Validation du rendement en profondeur du champ 10 cm x 10 cm.

Sur la Figure 2.24, le rendement montre quatre points hors de la limite d'acceptabilité pour le critère 1 %/1 mm. Ces points sont dans la zone de mise en équilibre électronique (de 1,6 cm pour le faisceau de photons de 6 MV utilisé), en appliquant le critère 5 %/1 mm, encore deux points dépassent la limite. S'agissant des deux premiers points de l'entrée dans le milieu, l'impact sur les distributions de dose en profondeur sera nul, nous choisissons d'ignorer ces deux points.

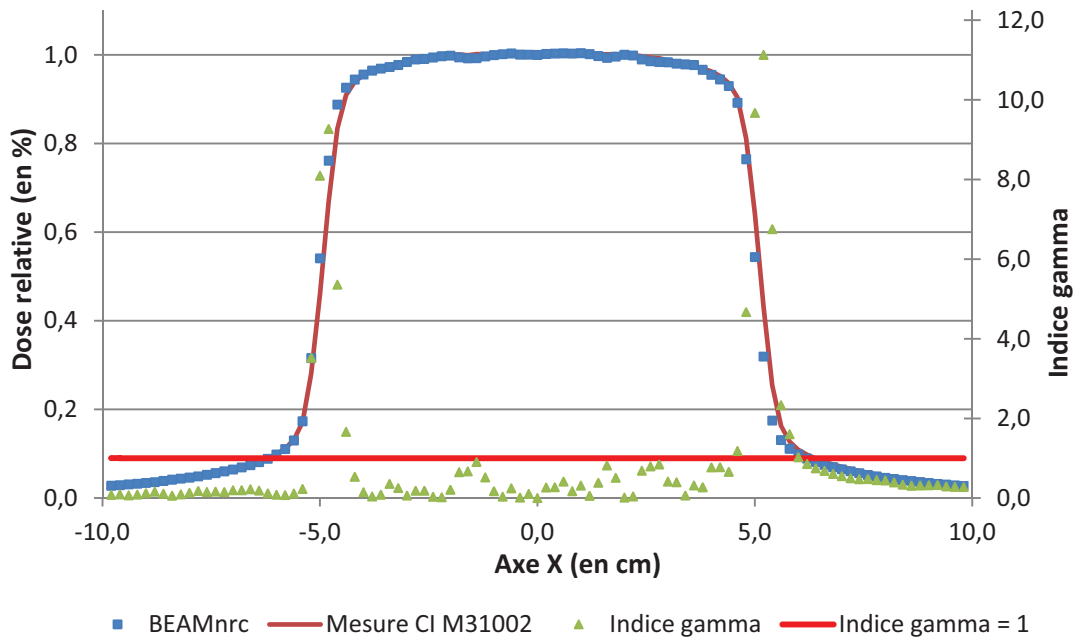


Figure 2.25 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 10 cm x 10 cm.

Sur la Figure 2.25, le profil est satisfaisant au centre du champ avec deux points seulement ne respectant pas le critère 1 %/1 mm. En revanche, dans la zone de pénombre tous les points ne respectent pas le critère de 5 % et 1 mm, avec six points hors tolérance. Quelle que soit la taille de la source et son énergie et après plusieurs essais pour ajuster la position des mâchoires X, la pénombre n'a pas permis d'obtenir des résultats plus satisfaisants. La région centrale homogène, la plus intéressante nous suffit à valider cette source.

1.5.3.c. Autres configurations

Les paramètres de la source sont également vérifiés avec la détermination de l'indice de qualité du faisceau de photons de 6 MV et pour deux autres tailles de champ respectivement plus petite et plus grande que le champ de référence : 5 cm x 5 cm et 20 cm x 20 cm. Afin de valider la conception du MLC, les résultats d'un champ de 20 cm x 20 cm formé avec le MLC uniquement sera également vérifié.

L'indice de qualité du faisceau de photons de 6 MV modélisé dans BEAMnrc est déterminé en moyennant les valeurs adjacentes dans les deux directions pour les points à 20 cm et 10 cm de profondeur respectivement pour une DSP de 80 cm et 90 cm et DSA constante de 100 cm. L'indice de qualité calculé pour ce faisceau est de 0,665. La valeur de référence mesurée lors de l'installation de l'accélérateur est de 0,668. L'écart, de - 0,42 %, respecte la tolérance fixée à 0,5 %.

Comme pour le champ de 10 cm x 10 cm, les résultats de la mesure avec la chambre d'ionisation M31002 de PTW et des simulations Monte-Carlo pour les rendements et les profils X (seul l'axe X est représenté, les résultats sur l'axe Y sont similaires) sont présentés

sur les Figures 2.26 à 2.29. Les valeurs calculées sont lissés (moyenne de trois points adjacents) pour tenir compte de la dimension du détecteur. Pour chaque point, l'indice gamma est calculé avec un critère de 1% et 1 mm, puis reportés sur les graphiques.

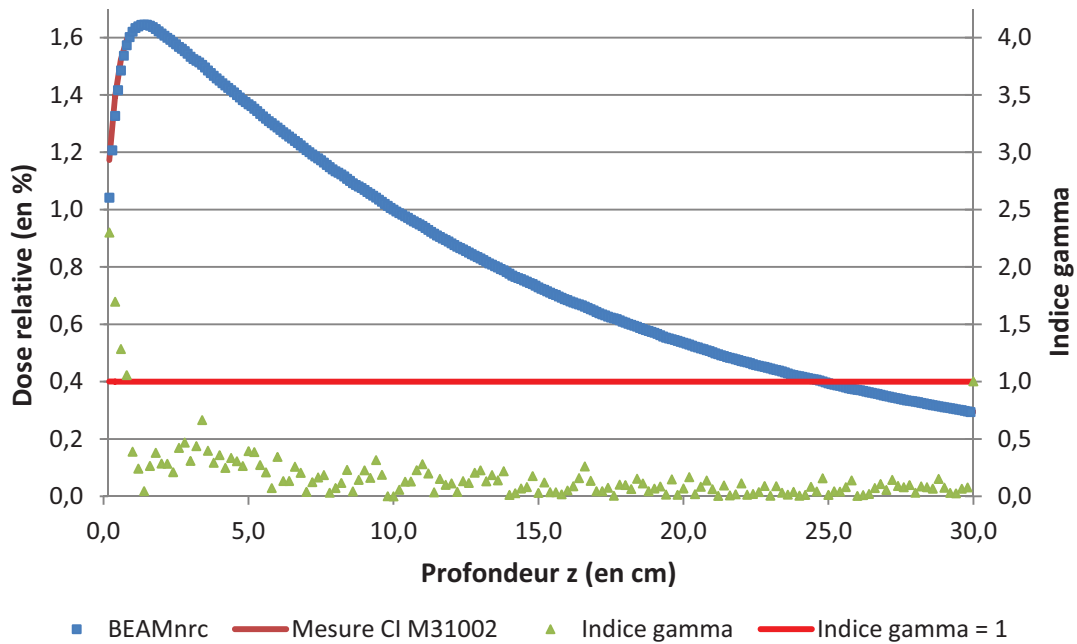


Figure 2.26 : Validation du rendement en profondeur du champ 5 cm x 5 cm.

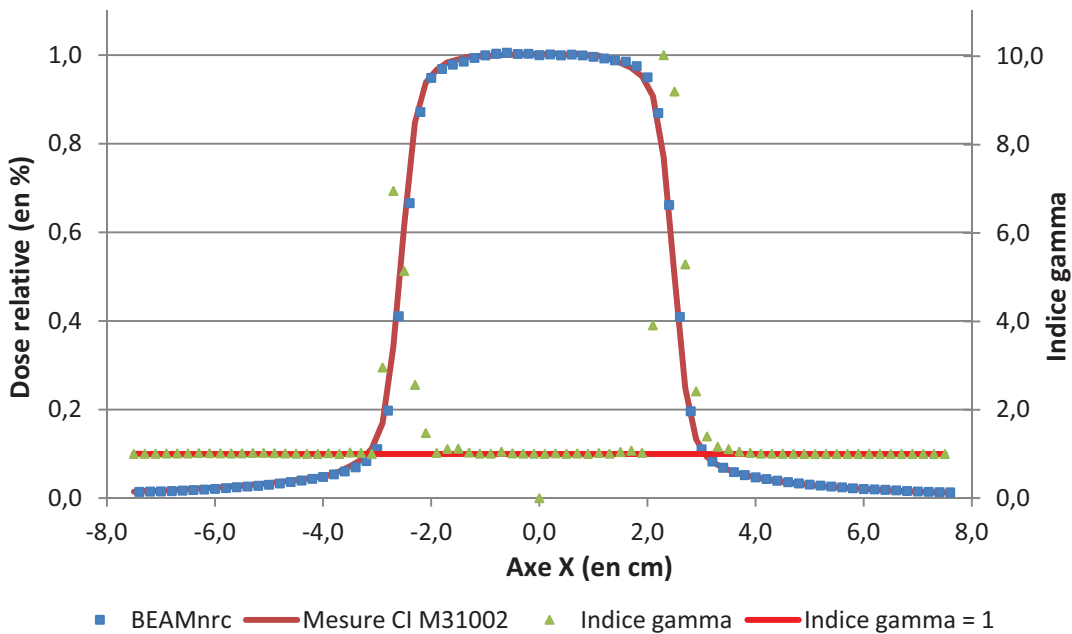


Figure 2.27 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 5 cm x 5 cm.

Les résultats de l'indice gamma (1 %/1 mm) pour le rendement et le profil du champ de 5 cm x 5 cm sont acceptables. En appliquant le critère 5 %/1 mm dans la zone de build-up et dans la zone de pénombre, seuls neuf points ne satisfont pas le critère.

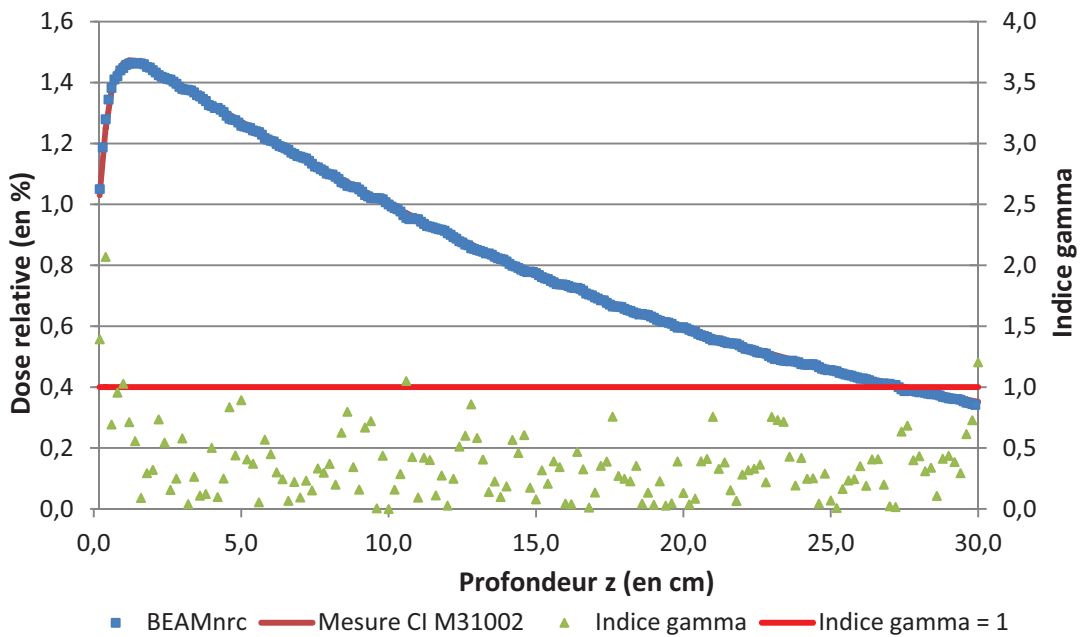


Figure 2.28 : Validation du rendement en profondeur du champ 20 cm x 20 cm.

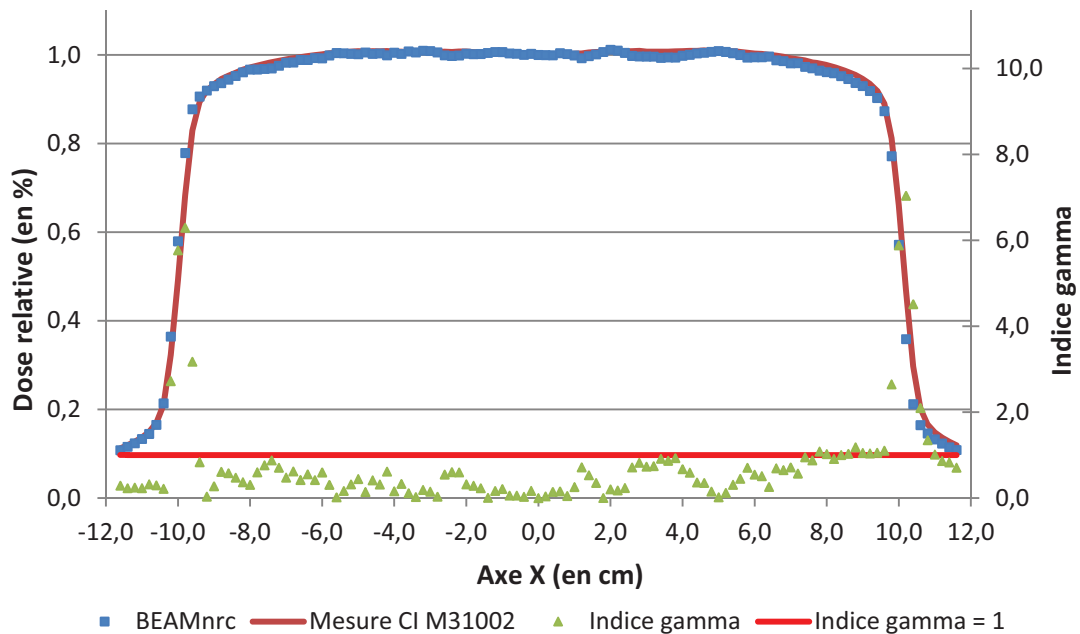


Figure 2.29 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 20 cm x 20 cm.

Les résultats de l'indice gamma pour le rendement du champ de 20 cm x 20 cm montrent seulement deux points hors tolérance après le build-up. Concernant le profil du champ de 20 cm x 20 cm, des fluctuations sont encore présentes malgré l'augmentation du nombre d'histoires (40 h de calcul). La validation est réalisée avec un critère d'acceptabilité de l'indice gamma réduit à 1,5 %/1 mm. Seulement cinq points au niveau de l'épaule ne satisfont pas ce critère.

Le dernier point à valider est la distribution de la dose en présence du collimateur multilames avec un champ de 20 cm x 20 cm (les mâchoires ne participent pas à la formation de ce champ, elles sont complètement ouvertes). Les résultats du rendement et des profils sont présentés sur la Figure 2.30 et la Figure 2.31.

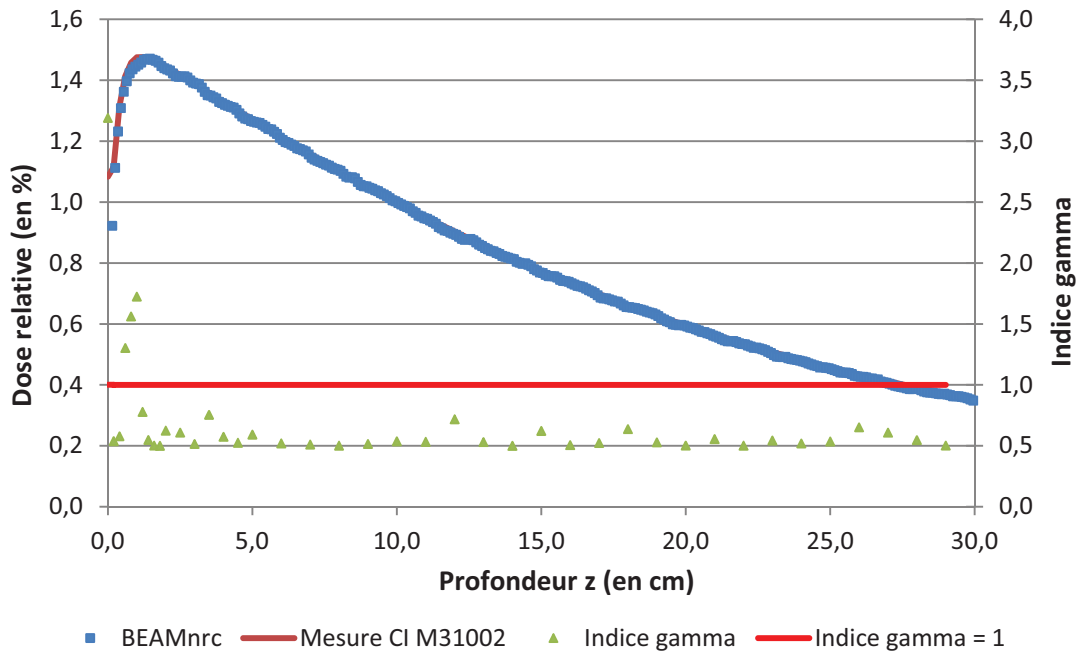


Figure 2.30 : Validation du rendement en profondeur du champ 20 cm x 20 cm formé avec le collimateur multilames.

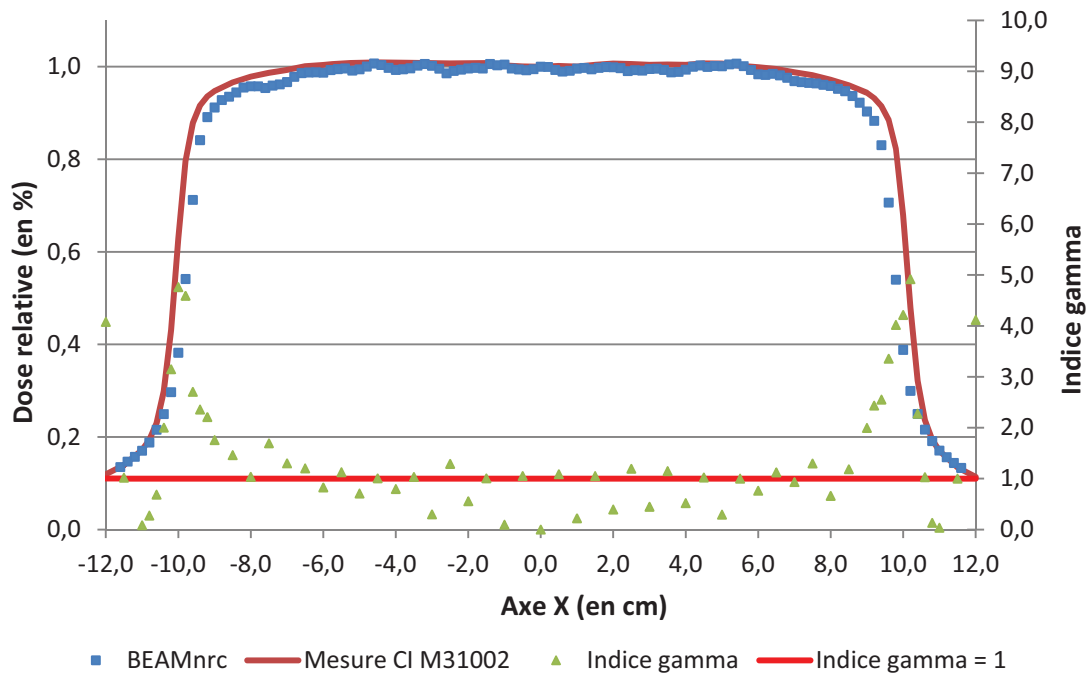


Figure 2.31 : Validation du profil dans l'axe X d'un champ de 20 cm x 20 cm formé avec le collimateur multilames.

Les résultats montrent un accord parfait sur le rendement, hormis dans la zone de build-up. En revanche au niveau des profils, l'indice gamma calculé n'est pas satisfaisant. Le critère d'acceptabilité a été augmenté à 2 %/1 mm en raison des fluctuations statistiques pour un grand champ par manque de particules simulées. Ce critère permet d'accepter le profil Y (Figure 2.32) contrairement au profil X où il faut réajuster la taille du champ et améliorer la statistique.

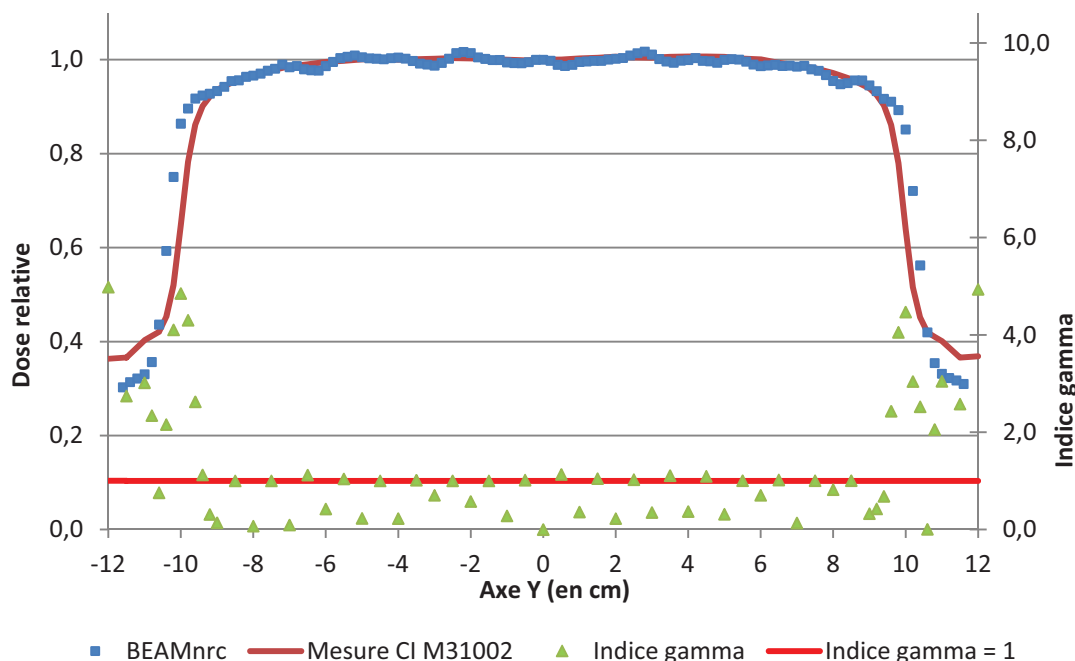


Figure 2.32 : Validation du profil dans l'axe Y d'un champ de 20 cm x 20 cm formé avec le collimateur multilames.

Le nombre de points respectant l'indice gamma étant jugé satisfaisant, les paramètres de cette source sont validés pour les trois tailles de champ avec les mâchoires seules en étant vigilant, tout de même, dans les zones de pénombres. Concernant le champ de 20 cm x 20 cm formé avec le MLC, le résultat des profils étant plus mitigé, le critère 2 %/1 mm est tout de même acceptable. Il faudra l'avoir en tête lors des simulations des champs de traitement.

I.5.4. Filtre en coin dynamique

Le filtre en coin permet de modifier la distribution de dose en ajoutant de la matière sur le trajet du faisceau, généralement pour compenser une surface oblique. Le filtre en coin est désormais produit de façon dynamique avec l'une des mâchoires Y de l'accélérateur et non plus par un accessoire fixé en dessous de la tête d'irradiation. Il existe plusieurs angulations (§ I.5.4.a) pour ces filtres produits par la machine dans un fichier dans lequel est définie la position des mâchoires en fonction de la taille du champ et des unités moniteur (UM) (§ I.5.4.b). Ce fichier doit être reproduit dans BEAMnrc et l'angulation validée dans un fantôme d'eau dans DOSXYZnrc (§ I.5.4.c).

I.5.4.a. Définition de l'angulation d'un filtre

L'angulation d'un filtre en coin dynamique est défini à 10 cm de profondeur sur la moitié du champ comme le montre la Figure 2.33.

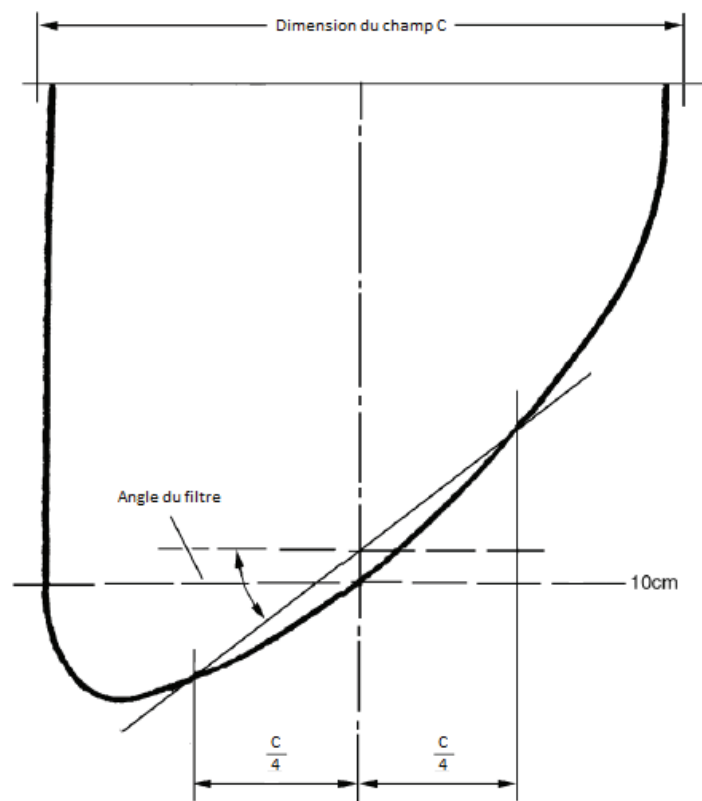


Figure 2.33 : Schéma de détermination de l'angulation d'un filtre en coin dynamique [Var2].

I.5.4.b. Table de définition des filtres dynamiques

Pour réaliser un filtre en coin dynamique avec une mâchoire en mouvement, il est nécessaire de programmer la proportion d'unités moniteur délivrée pour chaque position de la mâchoire en fonction de l'angulation, de l'énergie et de la taille du champ de traitement.

Pour cela, dans la machine [Var2], il existe une table unique appelé Table de Traitement Segmentée (en anglais Segmented Treatment Table ou STT) pour une énergie donnée, l'angle maximal (de 60°) et la taille de champ maximale dans le sens du filtre de 30 cm (+ 20 cm à - 10 cm). Cette table fournit la relation entre la dose et la position de la mâchoire.

Ensuite, pour obtenir les différents angles de filtre, le faisceau est décomposé en deux parties : la première partie est un champ fixe et la seconde partie correspondant au déplacement de la mâchoire. La génération de ce type de paramètre est effectuée par la console de l'accélérateur à partir des informations du TPS (énergie, orientation, angle, taille du champ et UM) en cinq étapes :

- Etape 1 : récupération de la STT en fonction de l'énergie (une partie est donnée dans le tableau à la Figure 2.34).

- Etape 2 : détermination de la pondération entre le champ ouvert w_{0° (équivalent à un filtre de 0°) et le champ d'angle 60° w_{60° pour former l'angle effectif θ programmé avec les équations (2.11) et (2.12) respectivement.

$$w_{0^\circ} = \frac{\tan 60^\circ - \tan \theta}{\tan 60^\circ} \quad (2.11)$$

$$w_{60^\circ} = \frac{\tan \theta}{\tan 60^\circ} \quad (2.12)$$

La dose est ensuite calculée par la somme de la dose en champ ouvert et de la dose en champ filtré de 60° pondérée respectivement par les facteurs w_{0° et w_{60° .

- Etape 3 : suppression des positions de la mâchoire hors champ.
- Etape 4 : normalisation de la valeur de dose en fonction du nombre d'UM du champ par rapport à la position finale de la mâchoire (Figure 2.35).
- Etape 5 : calcul du débit de dose et de la vitesse de déplacement de la mâchoire pour chaque pas.

```

#-----#
#   CLINAC SEGMENTED TREATMENT TABLE (STT)#
#           ENERGY: 6 MV           #
#           WEDGE ANGLE: 60 degrees  #
#-----#

```

Dose	Position
0.150691	-20.00 cm
0.168051	-19.00 cm
0.187220	-18.00 cm
0.208376	-17.00 cm
0.231707	-16.00 cm
0.257422	-15.00 cm
0.285748	-14.00 cm
0.316933	-13.00 cm
0.351245	-12.00 cm
0.388978	-11.00 cm
0.430453	-10.00 cm
0.476017	-9.00 cm

Figure 2.34 : Exemple de la STT pour un faisceau de 6 MV [Var2].

```

** D Y N A M I C   B E A M   S T A T I S T I C S **
TOTAL DOSE DELIVERED           :    300 (MU)
DOSE STANDARD DEVIATION        :    0.03 (MU)
DOSE-POSITION STANDARD DEVIATION :    0.01 (cm)
NUMBER OF SAMPLES              :    300

          -- STT --
INSTANCE#    DOSE      COLL Y1    COLL Y2
            (MU)      (cm)      (cm)
    1         0.00      10.00      5.00
    2        147.06      10.00      5.00
    3        151.15       9.23      5.00
    4        155.38       8.48      5.00
.
.
.
    19        272.93      -2.98      5.00
    20        285.83      -3.73      5.00
    21        300.00      -4.50      5.00

```

Figure 2.35 : Exemple de transcription d'un champ de 15 cm filtré sur 300 UM [Var2].

Dans BEAMnrc, il faut créer un fichier permettant de réaliser le filtre souhaité et lisible pour le code (Figure 2.36). La description de ce fichier est la suivante :

- Le titre,
- Le nombre de segments permettant de décomposer le filtre,
- La pondération cumulée du segment,
- La position des mâchoires Y,
- La position des mâchoires X.

Les trois derniers paramètres sont répétés autant de fois qu'il y a de segments.

```

EDW10Y1 X6 ORL5_LATD  → Titre
16           → Nombre de segments
0.878133     → Pondération cumulée du segment
28, 35.8, 2.464, 3.1504, -1.736, -2.2196 } Position des
36.7, 44.5, 3.7801, 4.5835, -0.9175, -1.1125 } mâchoires X et Y
0.881452
28, 35.8, 2.24, 2.864, -1.736, -2.2196
36.7, 44.5, 3.7801, 4.5835, -0.9175, -1.1125
0.886006
28, 35.8, 1.96, 2.506, -1.736, -2.2196
36.7, 44.5, 3.7801, 4.5835, -0.9175, -1.1125
.
.
.|
0.989690
28, 35.8, -1.4, -1.79, -1.736, -2.2196
36.7, 44.5, 3.7801, 4.5835, -0.9175, -1.1125
1
28, 35.8, -1.596, -2.0406, -1.736, -2.2196
36.7, 44.5, 3.7801, 4.5835, -0.9175, -1.1125

```

Figure 2.36 : Exemple d'un fichier créé pour la réalisation d'un filtre en coin dynamique.

I.5.4.c. Validation des filtres dynamiques

Afin de valider les fichiers créés pour la réalisation d'un filtre en coin dynamique par BEAMnrc, un champ de 10 cm x 15 cm pour tous les angles disponibles (10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° et 60°) est simulé dans un cube d'eau de 40 cm x 40 cm. L'angle du filtre est ensuite calculé selon la définition donnée précédemment comme le montre la Figure 2.37 pour l'angle 10° et 30°. Le Tableau 2.11 donne la valeur calculée pour les sept angulations.

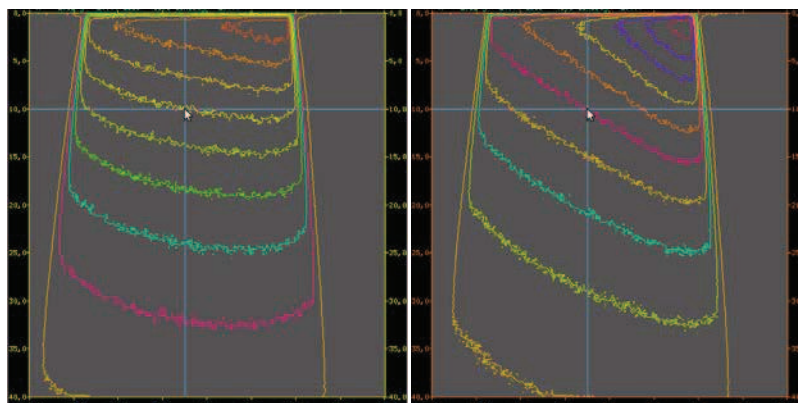


Figure 2.37 : Résultat de la distribution de dose lors de la réalisation d'un filtre en coin dynamique de 10° (à gauche) et de 30° (à droite).

Tableau 2.11 : Valeurs théoriques des angles des filtres en coin dynamique disponibles comparées aux valeurs du filtre dynamique modélisé dans BEAMnrc.

Angle théorique du filtre	Angle modélisé du filtre
10°	9,98°
15°	15,6°
20°	20,6°
25°	26,7°
30°	31,3°
45°	46,3°
60°	58,8°

Les méthodes Monte-Carlo traduisent la « réalité » en ne faisant quasiment aucune simplification. Elles nécessitent une description détaillée de l'appareil de traitement et doivent être validée par des mesures. Pour obtenir une précision acceptable (< 1 %), les temps de calculs sont très longs et, dès que l'on modifie un paramètre, le calcul doit être relancé depuis le début. Les méthodes Monte-Carlo ne sont donc pas transposables en routine clinique car elles demandent des moyens techniques importants pour des temps de calcul conséquents non adaptés. C'est pour cela que des algorithmes simplifiés de calcul de la distribution de la dose sont implémentés des systèmes de planification de traitement actuels. Ils sont décrits dans la partie suivante.

II. Algorithmes de calcul des TPS

Un traitement de radiothérapie externe nécessite un système de planification de traitement (TPS) adapté à la routine clinique. Comme illustré sur la Figure 2.38, ce système a besoin de la description du patient via les données anatomiques issues des images CT d'une part et une description des faisceaux de l'appareil de traitement via des données de base (mécaniques et dosimétriques) d'autre part. Le TPS est constitué de différents algorithmes destinés à l'optimisation ou au calcul de dose choisis en fonction de la technique de traitement et de la précision souhaitée.

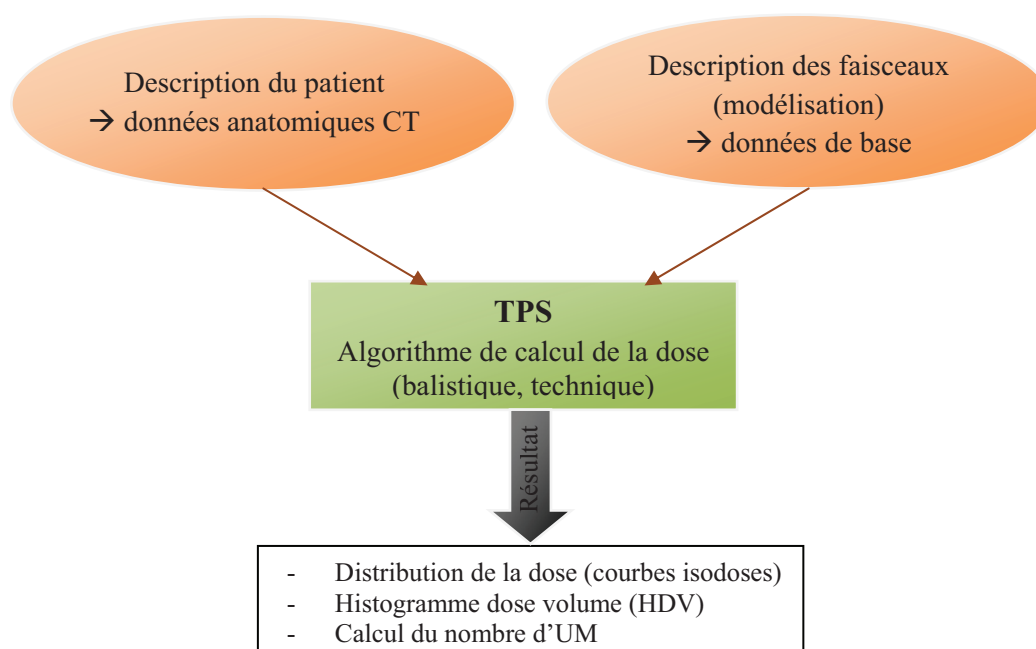


Figure 2.38 : Principe d'un TPS à partir des données de l'appareil et des données anatomiques : le TPS calcule des distributions de dose, des HDV et le nombre d'UM.

Le résultat du calcul de la dose permet de visualiser sur les images du patient la distribution de dose (courbes isodoses), de construire des histogrammes dose/volume (HDV) et de définir le nombre d'unités moniteurs (UM) correspondants à délivrer.

Les histogrammes dose/volume regroupent toutes les informations sur la distribution de la dose en fonction de chaque volume contouré. Ils permettent de vérifier le respect des contraintes et objectifs de dose (aux OAR et au volume cible), et d'extraire par exemple la dose maximale, la dose moyenne ou la proportion d'un volume d'intérêt recevant la dose d'intérêt (appelée contrainte dose-volume, elle dépend essentiellement de la sensibilité de l'organe).

Actuellement, il existe deux types de planification :

- La planification dite « directe » : à partir des données des faisceaux mesurées, une balistique (nombre de faisceaux, orientation du bras, énergie, filtre...) est déterminée pour aboutir à la prescription au volume cible (soit le volume couvert par l'isodose

95 % et 100 % de la dose au point de prescription ICRU, généralement au centre du volume) tout en respectant les limites de dose aux tissus sains.

- La planification dite « inverse » : à partir des données des faisceaux mesurées et en partant d'un nombre de faisceaux d'angulation prédéfinie, on indique au logiciel les objectifs que l'on souhaite atteindre au volume cible et aux tissus sains. En divisant le faisceau original en *beamlet* et par l'intermédiaire d'un algorithme d'optimisation, l'intensité de chaque faisceau élémentaire est modulée. Cela permet de se conformer au volume cible.

Le but des algorithmes de calcul utilisés pour la routine clinique est de modéliser le transport de toutes les particules pour simuler le dépôt d'énergie dans le patient. Pour cela le système doit :

- Contenir une bonne description des processus physiques pour les particules primaires et secondaires ;
- Réaliser un calcul 3D « vrai » ;
- Prendre en compte les hétérogénéités ;
- Avoir un temps de calcul compatible avec la routine clinique ;
- Donner une précision acceptable.

Il existe différents formalismes pour calculer la distribution de la dose (§ II.1), et en particulier la convolution/superposition de kernels décrite pour les deux TPS de l'étude Oncentra Master Plan de la société Nuclétron (§ II.2) et Eclipse de la société Varian (§ II.3).

II.1. Formalisme du calcul de la dose

II.1.1. Généralités

Les photons sont des particules indirectement ionisantes, ils transfèrent leur énergie aux particules chargées par interactions avec la matière (Compton, photoélectrique, production de paires). Dans ce cas, la probabilité d'interaction est proportionnelle au coefficient d'atténuation μ (en cm^{-1}) et dépend de l'énergie de la particule incidente E en MeV, de la masse volumique ρ en g.cm^{-3} et du numéro atomique Z du milieu.

Les particules chargées, quant à elles, déposent leur énergie progressivement par succession d'ionisations et d'excitations le long de leur trajectoire (localement ou à distance). Le dépôt de la dose dans le patient est donc lié à quatre composantes principales (Figure 2.39) qu'il sera essentiel de prendre en compte :

- La dose primaire, caractérisée par la dose déposée par les électrons créés par les photons primaires durant leur première interaction après leur entrée dans le fantôme (70 à 95 %) ;
- La dose diffusée dans le milieu définie par la dose déposée par les électrons créés par les photons primaires ayant interagi plus d'une fois dans le milieu (5 à 30 %) ;

- La dose diffusée par la tête de traitement définie par la dose déposée dans le patient par les photons diffusés par la tête de traitement (< 5 %) ;
- La dose due aux électrons de contamination (< 0,5 %).

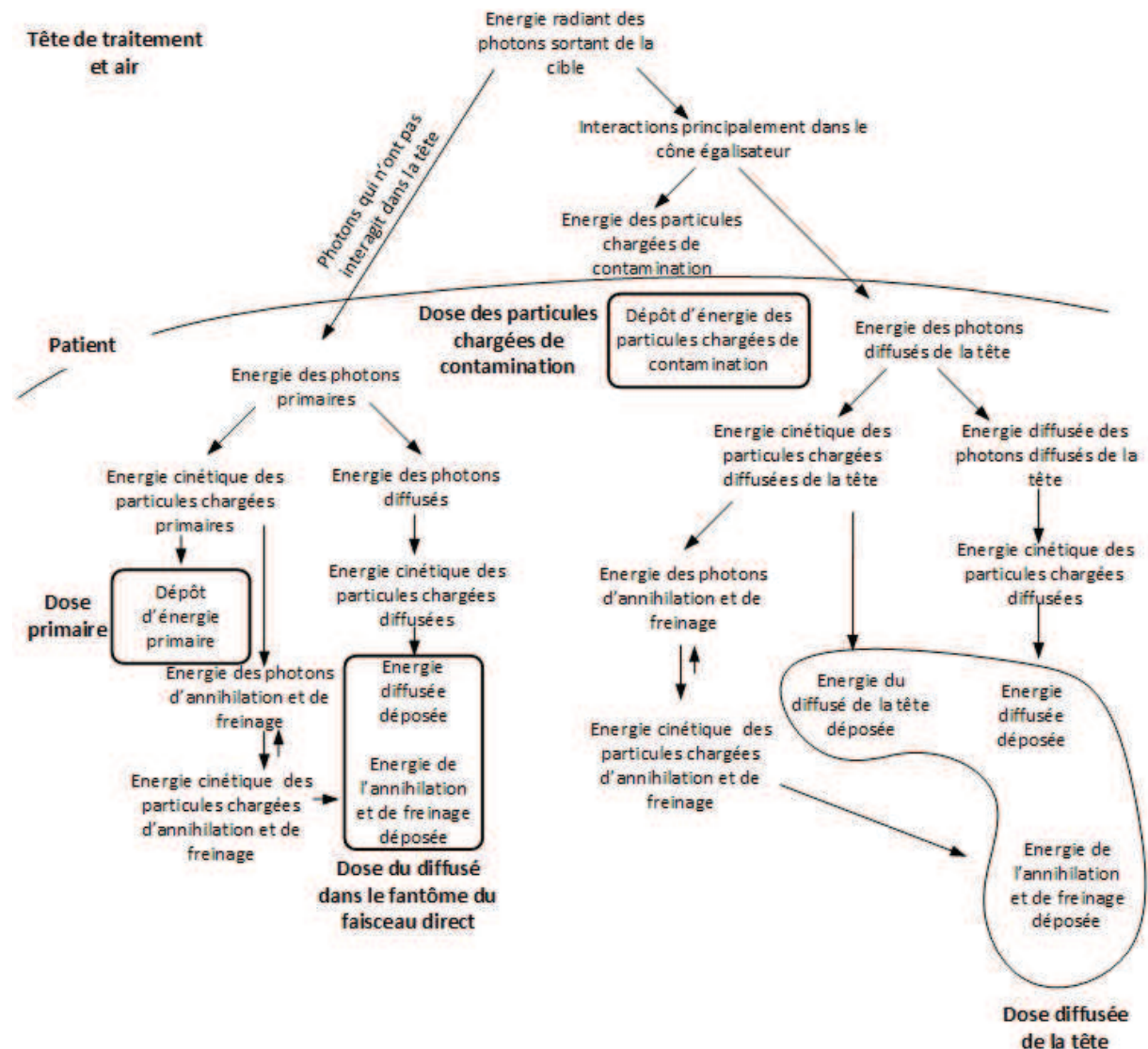


Figure 2.39 : Décomposition du rayonnement d'un faisceau de radiothérapie externe [Ahn1].

La dose absorbée en un point « P », dont l'unité est le Gray (Gy) correspondant à des joules par kilogrammes (J/kg), est définie par l'énergie déposée E (J) par les particules dans un volume très petit de masse m (kg). Elle s'exprime par la relation suivante :

$$D(P) = E/m \quad (2.13)$$

Il existe trois types de formalisme pour calculer la dose :

- Basé sur l'utilisation directe de données mesurées ;
- Basé sur les méthodes dites de séparation primaire/diffusé ;
- Basé sur les méthodes de convolution/superposition de kernels (seule cette méthode sera détaillée car c'est la méthode implémentée dans les TPS Oncentra Master Plan et Eclipse).

Le kernel est un modèle de dépôt d'énergie des particules secondaires autour d'un site d'interaction qui est dans un milieu homogène indépendant de la localisation. Si l'on considère directement ce kernel, on parle de point kernel. Les points kernels sont générés par méthodes Monte-Carlo. En intégrant tous les kernels dans une direction on obtient le pencil kernel.

Les méthodes de convolution/superposition de kernels fournissent des modèles de calculs de la dose plus précis que la séparation primaire/diffusé répondant à la complexité des traitements de radiothérapie actuels. Les méthodes de convolution/superposition séparent les processus de transport et de dépôt d'énergie en deux phases : les photons primaires et les particules secondaires tous deux traduits par des kernels pour ensuite les convoluer. Le volume irradié est décomposé en petits éléments de volume recevant chacun une partie du modèle de dépôt d'énergie (kernel). Puis chaque contribution de chaque kernel est sommée dans tous les éléments de volume.

II.1.1.a. Définition du noyau de dépôt d'énergie pour les photons (kernel)

Le noyau de dépôt d'énergie, appelé kernel, est défini comme la distribution d'énergie transférée à chaque élément de volume d'un milieu, généralement de l'eau, suite à l'interaction d'un faisceau étroit de photons. Ce concept est connu depuis les années 1950 [Loe1, Roe1]. Il a fallu attendre les années 1980 pour qu'il soit appliqué au système de planification en radiothérapie grâce à Ahnesjö et al. [Ahn2] et Chui et Mohan [Chu1]. Ainsi le point kernel décrit le dépôt d'énergie des particules secondaires dans un milieu infini autour d'un site d'interaction primaire. Il est important de noter que le principe de la méthode basée sur la superposition de kernels repose sur le fait que l'énergie déposée par les particules secondaires autour d'un site d'interaction est indépendante de la position du site. Deux types de kernel nous intéressent ici (Figure 2.40) :

- Le point kernel (à gauche de l'image) [Ahn3, Ahn4] pour lequel la répartition de dose résulte de l'interaction ponctuelle photon matière dans un milieu homogène infini (Collapsed Cone) ;
- Le pencil kernel (à droite de l'image) [Ahn5, Moh1] pour lequel la répartition de dose résulte de l'interaction d'un pinceau élémentaire dans un milieu homogène semi-infini (Pencil Beam, Analytical Anisotropic Algorithm).

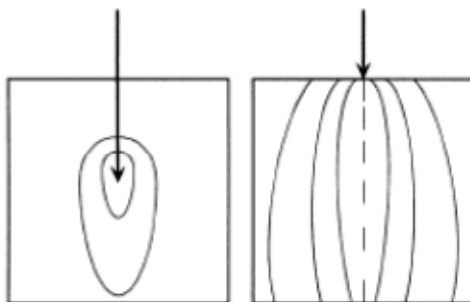


Figure 2.40 : Représentation du point kernel (à gauche) et du pencil kernel (à droite) [Ahn1].

Les points kernels sont générés par méthodes Monte-Carlo à partir du spectre de photons primaires. Ce dernier est, soit calculé par ces méthodes, soit approché itérativement par comparaison avec un rendement en profondeur mesuré expérimentalement. Lorsque les kernels sont spatialement invariants, la superposition peut être effectuée après une pré-convolution des kernels. Ainsi les pencil kernels sont obtenus par pré-convolution des points kernels selon une direction privilégiée (direction du faisceau).

II.1.1.b. Modèle du point kernel

Le calcul de la dose (en J/kg) à partir de points kernel [Ahn3, Ahn4] peut être divisé en deux étapes comme l'illustre la Figure 2.41 :

- La première consiste à calculer ce que l'on définit par le TERMA¹⁰ (Total Energy Released per unit MASS) qui correspond à l'énergie totale par le faisceau primaire par unité de masse (en J/kg) dans le patient en tenant compte des variations de densité électronique, fournies par l'imagerie CT. Ce calcul est réalisé au moyen de la technique dite du ray-tracing qui consiste à définir le parcours radiologique¹¹ des particules le long d'une ligne tracée au travers d'une série de voxels.
- La seconde consiste à superposer au TERMA la réponse de chaque kernel. Le point kernel est le calcul de la dose résultante d'un photon ayant interagi en un point déterminé préalablement par méthodes Monte-Carlo pour les photons primaires mono-énergétiques. Les kernels sont ensuite superposés en fonction du spectre de la machine.

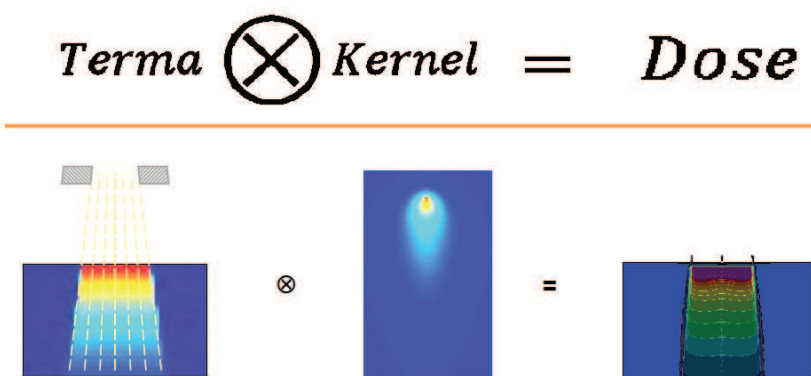


Figure 2.41 : Représentation du calcul de la dose à partir d'un point kernel.

Un point kernel est déterminé par énergie, appelé point kernel mono-énergétique, en amont par simulations Monte-Carlo.

La dose s'exprime en Gray (Gy) et est déterminée par la relation suivante :

¹⁰ La grandeur TERMA est à différencier du KERMA (Kinetic Energy Release per MASS unit) qui correspond uniquement à l'énergie cinétique transférée par les particules chargées.

¹¹ Le parcours radiologique est le parcours équivalent dans l'eau qui atténuerait d'autant le faisceau.

$$D(r) = \iiint_V T(s)K(r-s)d^3s \quad (2.14)$$

avec $T(s) = \frac{\mu}{\rho}(r') \cdot \Psi(r')$ (2.15)

où $T(s)$ est le TERMA du faisceau primaire (en J/kg).

Ψ est la fluence en énergie du faisceau primaire (en J/m²).

$\frac{\mu}{\rho}$ est l'atténuation massique donnée par les images CT (en m²/kg).

$K(r-s)$ représente le point kernel pré-calculé correspondant à l'énergie déposée en r dans un milieu semi-infini à partir d'un point d'interaction primaire s (ce terme n'a pas d'unité car il correspond à une distribution de l'énergie c'est-à-dire au transfert d'une fraction de l'énergie dépendant de l'énergie primaire de l'interaction).

d^3s est l'élément de volume.

La dose au point r (récepteur) situé dans un fantôme homogène est obtenue en ajoutant les contributions de dose, dans l'ensemble du milieu, de chaque site d'interaction s (source).

Le transfert d'énergie du site d'interaction des photons primaires au point de dépôt d'énergie dépend du milieu traversé. Les hétérogénéités sont prises en compte par une mise à l'échelle des kernels par la masse volumique moyenne entre le voxel s (source) et le voxel r (récepteur) selon l'équation suivante :

$$K_{het}(s,r) = \frac{\rho(r)}{\rho_{hom}} c^2 K_{hom} [c(r-s)] \quad (1.16)$$

avec $c = c(s,r) = \int_0^1 \rho_{rel} [s-l(s-r)]dl$ (1.17)

où $K_{het}(s,r)$ est le kernel corrigé par la densité électronique moyenne.

$\rho(r)$ est la masse volumique au point r (en g/cm³).

ρ_{hom} est la masse volumique en milieu homogène, c'est-à-dire la masse volumique de l'eau (en g/cm³).

$c(s,r)$ est la densité électronique moyenne entre la source s et le point de réception r.

$K_{hom} [c(r-s)]$ est le kernel pré-calculé dans un milieu homogène de masse volumique ρ_{hom} .

II.1.1.c. Modèle du pencil beam

Dans le but de simplifier et d'accélérer encore les calculs de distributions de dose, les kernels peuvent être pré-convolués dans une direction. Dans ce cas, le calcul est réalisé à partir de pencil kernels [Ahn5] qui définissent l'énergie déposée le long d'un faisceau fin par intégration de plusieurs points kernel le long de ce faisceau. Les variations du spectre du faisceau primaire (hors axe, filtre, modulation...) sont prises en compte en changeant la qualité du Pencil beam selon la position d'entrée. Cela se traduit par la relation suivante :

$$D(r) = \int_E \iint_S \frac{\mu}{\rho} \Psi_E(x', y') K_{PK}(E, x - x', y - y', z) dx' dy' dE \quad (2.18)$$

où $D(r)$ est la dose au point r (en Gy).
 $\frac{\mu}{\rho}$ est le coefficient d'atténuation massique (en m^2/kg).
 $\Psi_E(x', y')$ est la fluence énergétique des photons primaires au point s de coordonnées (x', y') à l'entrée du fantôme (en J/m^2).
 K_{PK} correspond au pencil kernel monoénergétique pré-calculé pour un milieu donné.

Cette pré-convolution des kernels selon une direction permet un gain de temps notable pour le calcul des distributions de dose, mais conduit à une dégradation de la répartition latérale de la dose, surtout au niveau des hétérogénéités.

Le dépôt d'énergie pour un faisceau de photons se différencie en deux étapes : localement par les électrons secondaires et à distance par les photons diffusés. L'intégration en 2D apporte un net avantage par rapport au point kernel d'un point de vue du temps de calcul tout en étant adapté aux champs irréguliers et à une fluence non uniforme. Le pencil beam reste la méthode de choix pour la modulation d'intensité.

La méthode du pencil beam permet la prise en compte de la forme du champ (par intégration de la forme réelle du champ ou par calcul de champ équivalent).

Cet algorithme peut être amélioré par la prise en compte de la contamination électronique, du diffusé du collimateur, de la transmission des caches, de la transmission du collimateur mais également par corrections spectrales, corrections d'obliquité de surface et corrections partielles d'hétérogénéité.

II.2. Algorithmes du TPS Oncentra Master Plan

Le TPS Oncentra Master Plan (OMP) de Nucletron offre deux types d'algorithmes [Onc1] : Pencil Beam (PB) et Collapsed Cone (CC), basés sur la fluence en énergie indépendante du fantôme et du patient (§ II.2.1). La distribution de la dose est déterminée dans une matrice de masse volumique en 3D (§ II.2.2) soit avec l'algorithme Pencil Beam (§ II.2.3) soit avec l'algorithme Collapsed Cone (§ II.2.4). Le choix est fait par l'utilisateur en fonction de la complexité de la localisation.

II.2.1. Modélisation de la fluence en énergie

La fluence en énergie, notée $\Psi_{tot}(x, y)$ est définie comme la quantité d'énergie par unité de surface à la position (x, y) traversant un plan perpendiculaire au faisceau dans l'air, elle s'exprime en J/cm^2 . Elle est décomposée en fluence en énergie des photons directs Ψ_{ouvert} et en fluence en énergie indirect (c'est-à-dire les photons diffusés de la tête) $\Psi_{indirect}$.

$$\Psi_{tot}(A, x, y) = \Psi_{ouvert}(A, x, y) + \Psi_{indirect}(A, x, y) \quad (2.19)$$

où A est la taille du champ (cm²).

Pour être utilisées, ces deux composantes doivent être rapportées à la fluence en énergie de référence Ψ_0 . Elles sont calculées séparément une fois et stockées chacune dans une matrice pour être réutilisées pour le calcul de la distribution de dose dans un patient.

La matrice $\frac{\Psi_{direct}}{\Psi_0}$ est déterminée à la distance de référence z_0 (généralement à l'isocentre). La divergence est également prise en compte en appliquant la loi de l'inverse carré des distances à partir du cône égalisateur (considéré comme la source principale de la fluence en énergie des photons diffusés).

II.2.2. Détermination de la matrice de masse volumique

Le calcul de la distribution de la dose est déterminé dans une matrice de masse volumique en 3D construite à partir des images CT. Chaque voxel possède une valeur de masse volumique issue de la courbe de conversion entre les nombres Hounsfield (ou unités Hounsfield, UH) et la masse volumique. La masse volumique des matériaux est basée sur la composition « standard » des tissus définie dans les rapports ICRU 44 et ICRP 23 (Tableau 2.12).

Dans OMP, l'échelle Hounsfield originale est compressée sur 8 bits (-128 à 127) par la relation $H_{DCM} = \frac{H+1000}{16} - 128$ avec l'air en dehors du patient à la valeur - 128. Le dernier matériau est l'aluminium ($H_{DCM} = 111$), au-delà de 112 (ou 2832 UH) le milieu est considéré comme le fer (masse volumique de 7,87 g/cm³).

Tableau 2.12 : Conversion des données Hounsfield du CT en nombres Hounsfield pour OMP.

Composition	Masse volumique (g/cm ³)	Nombre Hounsfield du CT	Nombre Hounsfield converti dans OMP
Air (hors du patient)	0,00121	- 992	- 128
Air (dans le patient)	0,00121	- 976	- 127
Poumon	0,50	- 480	- 96
Adipose	0,95	- 96	- 72
Muscle	1,05	48	- 63
Cartilage	1,10	128	- 58
2/3 cartilage + 1/3 os	1,35	528	- 33
1/3 cartilage + 2/3 os	1,60	976	- 5
Os	1,85	1488	27
Os	2,10	1824	48
1/2 os + 1/2 aluminium	2,40	2224	73
Aluminium	2,70	2640	99
Aluminium	2,83	2832	111
Fer	7,87	> 2832	112

La valeur peut être également attribuée par l'utilisateur. Dans ce cas, la valeur maximale attribuable est une masse volumique de 2,4 g/cm³.

II.2.3. Pencil Beam

Le calcul de la dose par l'algorithme Pencil Beam (PB) est décomposé en quatre kernels :

- Le kernel de dose primaire correspond à la distribution de l'énergie transmise aux particules chargées libérées par des photons interagissant pour la première fois ;
- Le kernel de dose diffusée dans le fantôme correspond à la distribution de l'énergie transmise aux particules chargées libérées par des photons qui ont interagi avec le milieu plus d'une fois, des photons diffusés ou créés dans le milieu ;
- Le kernel des particules chargées de contamination défini à la surface du patient incluant les particules chargées libérées par les photons incidents après traversée des filtres, des collimations et de l'air ;
- Et le kernel des photons diffusés dans la tête comprenant le diffusé de la tête direct et le diffusé de la tête dans le fantôme.

Au préalable, il est nécessaire de paramétrer la source. Cela consiste à caractériser le faisceau en définissant un spectre effectif. Il est dérivé des rendements en profondeur calculés et mesurés par ajustement. A partir de ce spectre, un pencil kernel polyénergétique est déduit en superposant des pencils kernel monoénergétiques. Ce Pencil Kernel polyénergétique est défini à chaque profondeur z par une somme de deux exponentielles appartenant respectivement au primaire et au diffusé :

$$\frac{PK}{\rho}(r, z) = \frac{A_z \cdot e^{-a_z \cdot r}}{r} + \frac{B_z \cdot e^{-b_z \cdot r}}{r} \quad (2.20)$$

où PK le pencil kernel (en J/cm^3)
 ρ la masse volumique (en kg/cm^3)
 r le rayon à partir de l'axe du PB (en cm)

A_z , a_z , B_z et b_z sont des paramètres d'ajustement dépendant de la profondeur déterminés par méthode des moindres carrés avec $a_z > b_z$ stockés dans la base de données physiques de OMP pour chaque profondeur entre 0,075 cm et 50,025 cm par pas de 0,15 cm.

Le dépôt d'énergie de la troisième composante est défini dans le patient par un pencil kernel (PK) gaussien dont le rayon est indépendant de la profondeur. Il s'exprime par unité d'énergie des photons incidents (valable pour des énergies inférieures à 30 MeV) par la relation suivante :

$$\frac{PK_{cpc}}{\rho}(r, z) = \alpha \cdot e^{-\beta z} \cdot e^{-\gamma r^2} \quad (2.21)$$

où ρ est la masse volumique (en kg/cm^3).
 r est le rayon du Pencil Kernel gaussien (en cm).
 z est la profondeur du point de calcul (en cm).
 α , β et γ sont des paramètres dépendant de l'accélérateur.

Quant à la dose due aux photons diffusés dans la tête, elle est appliquée seulement en dehors du faisceau primaire prenant globalement sa source au niveau du cône égalisateur, le faisceau étant plus divergent que le faisceau primaire.

Le pencil kernel des photons de contamination (PK_{pc}) est estimé par la différence entre les profils de dose mesurés et les profils calculés avec la méthode de convolution :

$$\frac{PK_{pc}}{\rho}(r, z) = d_z \xi e^{-\zeta r^2} \quad (2.22)$$

où ρ est la masse volumique (en kg/cm^3).
 d_z est la dose en profondeur par unité de fluence en énergie primaire du champ (en cm^2/kg).
 ξ et ζ des paramètres du Pencil Kernel.
 r est le rayon du Pencil Kernel (en cm).

Pour calculer la dose à un point arbitraire r , l'algorithme PB transfère ce point dans un fantôme d'eau ayant la même position latérale et la même profondeur radiologique (c'est-à-dire la profondeur d'eau équivalente pour obtenir une atténuation identique). Puis, il réalise une interpolation linéaire entre les kernels de dose pré-calculés $d_{p,inf}$ et $d_{p,sup}$ respectivement à la profondeur inférieure r_{inf} et à la profondeur supérieure r_{sup} entourant la profondeur du point r .

$$d_p(r) = \frac{z_0^2}{(r \cdot \hat{z})^2} \cdot \frac{A_z}{a_z} \cdot \left((1 - q) \frac{d_{p,inf}(r_{inf})}{A_{inf}/a_{inf}} + q \frac{d_{p,sup}(r_{sup})}{A_{sup}/a_{sup}} \right) \quad (2.23)$$

où z_0 est la profondeur du point de calcul (en cm).
 $r \cdot \hat{z}$ est la distance entre la source de l'interaction et le point de calcul projeté sur l'axe du faisceau (en cm).
 A et a sont les paramètres du kernel à la profondeur radiologique.
 q est un coefficient d'interpolation linéaire.

Cette équation est utilisée de la même façon pour la dose diffusée du fantôme en remplaçant les paramètres A et a par les paramètres B et b et en utilisant la profondeur géométrique lors du changement du milieu au lieu de la profondeur radiologique.

La correction d'hétérogénéité est prise en compte différemment selon la composante de la dose. Pour la dose primaire, les particules chargées de contamination et les photons de contamination, la méthode de la longueur du parcours équivalent est utilisée.

$$z_{rad} = z_{geom} \frac{\bar{\mu}}{\mu_{eau}} \quad (2.24)$$

où z_{rad} est la profondeur radiologique équivalente dans l'eau (en m).

z_{geom} est la profondeur géométrique entre la surface et le point de calcul (en m).

$\bar{\mu}$ est le coefficient d'atténuation moyen le long de z_{geom} (en m^{-1}).

μ_{eau} est le coefficient d'atténuation de l'eau (en m^{-1}).

Pour le diffusé du fantôme, l'algorithme utilise un facteur de correction (CF) par rapport au milieu homogène plus facile à implémenter que la méthode de Batho [Bat1] :

$$CF = \frac{z_{rad}}{z_{geom}} \cdot e^{-0,8\bar{\mu}(z_{rad}-z_{geom})} \quad (2.25)$$

où $0,8\bar{\mu}$ est le coefficient d'atténuation effectif moyen (en m^{-1}) déterminé empiriquement entre les profondeurs z_{rad} et z_{geom} .

II.2.4. Collapsed Cone

Le point kernel conduisant à des temps de calcul important, l'algorithme Collapsed Cone (CC) a été développé pour simplifier ce modèle. Le processus principal consiste à séparer la dose primaire et la dose diffusée en tenant compte du durcissement du faisceau (*hardening beam*), de l'adoucissement hors-axe (*softening beam*) et de la divergence sous forme de kernels. Ces kernels étant poly-énergétiques, ils peuvent seulement être définis à des profondeurs précises grâce à la somme de kernels mono-énergétiques décrivant le spectre de la machine.

Le principe de cet algorithme, proposé par Ahnesjö [Ahn3], repose sur une discrétisation angulaire des kernels selon un secteur angulaire Ω , définissant un cône. L'énergie est transportée selon toutes les directions, l'approximation de type CC privilégie le transport de l'énergie selon une direction. Dans OMP, le kernel est discrétisé sur 106 directions distribuées surtout vers l'avant. Pour chacune de ces directions, la variation du dépôt d'énergie selon la distance r est modélisée par une fonction à double exponentielle définie par la relation suivante :

$$h(r, \Omega) = (A_{\Omega}e^{-a_{\Omega}r} + B_{\Omega}e^{-b_{\Omega}r})/r^2 \quad (2.26)$$

où r est le rayon du collapsed cone dépendant de l'angle de diffusion (en cm).

Ω est l'angle de diffusion (en rad).

A_{Ω} , a_{Ω} , B_{Ω} et b_{Ω} sont des paramètres qui dépendent de l'angle de diffusion Ω .

La première composante exponentielle exprime l'énergie cédée par la composante primaire et la seconde exponentielle, la composante des photons diffusés.

La précision du calcul repose sur le nombre de directions privilégiées ou secteurs angulaires choisis pour effectuer le calcul.

II.3. Algorithme du TPS Eclipse de Varian

L'algorithme Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) implémenté dans Eclipse [Var3] est une version améliorée de l'algorithme PB. Ici, l'algorithme est décomposé en trois sources (§ II.3.1.). Il est amélioré par la prise en compte des hétérogénéités latéralement dans le voisinage 3D du site d'interaction à l'aide de noyaux de diffusion de photons en multiples directions latérales (§ II.3.2) tout en considérant classiquement les hétérogénéités en profondeur (§ II.3.3).

De plus, la composante du diffusé est modifiée selon la masse volumique de chaque point voisin en 3D par des fonctions mathématiques analytiques qui seraient comparables au point kernel.

II.3.1. Algorithme PB de base

Eclipse différencie le faisceau en trois sources dont le paramètre principal est la fluence en énergie :

- La source primaire (au niveau de la cible) comprenant les photons primaires créés dans la cible.
- La source dite extra-focale (au niveau du cône égalisateur), de forme gaussienne, contenant les photons diffusés du collimateur primaire et le cône égalisateur. Ce rayonnement est plus divergent que le rayonnement primaire.
- La source des électrons de contamination (incluant des photons de contamination) en profondeur dans un milieu (le patient), décrivant la quantité de dose due à la contamination (électrons et photons) qui est calculée à différentes profondeurs.

Ces trois sources sont modélisées sous la forme de kernels en fonction du spectre d'énergie des photons dépendant du rayon (à cause du cône égalisateur).

Le collimateur multilames (statique ou dynamique) et le filtre dynamique qui modifient la fluence en énergie du faisceau sont pris en compte en corrigeant la source extra-focale.

Le calcul de la dose est réalisé dans une matrice de voxels divergents en tenant compte de la densité électronique moyenne des tissus dans chaque voxel selon la courbe de conversion du CT. Le faisceau ouvert est décomposé en beamlet (faisceau élémentaire) de la dimension d'un voxel.

La distribution d'énergie dans un *beamlet* β est le résultat de la convolution des trois sources. L'énergie déposée par la source primaire se calcule par l'équation (2.27) :

$$E_{\beta,ph}(x, y, z) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times K_{\beta}(x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta}) \quad (2.27)$$

où Φ_{β} est la fluence du *beamlet* supposé uniforme.
 $I_{\beta}(z, \rho)$ est une fonction du dépôt d'énergie tenant compte des hétérogénéités.

$K_{\beta}(x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta})$ représente le kernel de diffusion des photons défini par la relation :

$$K_{\beta}(x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta}) = \sum_{k=0}^5 c_k(z') \cdot \frac{1}{\sqrt{x^2+y^2}} \cdot e^{-\mu_k \cdot \sqrt{x^2+y^2}} \quad (2.28)$$

- où
- $x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta}$ sont les coordonnées du beamlet (en cm).
 - x, y, z sont les coordonnées du point de calcul dans le repère du patient (en cm).
 - $c_k(z)$ est le facteur de pondération du kernel pour assurer la normalisation unitaire de l'énergie du kernel total.
 - μ_k est la constante d'atténuation (en cm^{-1}).
 - z' est la profondeur radiologique entre le point d'entrée du beamlet et le point de calcul (en cm).

L'énergie de la source extra-focale se calcule de la même façon avec le kernel correspondant tandis que la source des électrons de contamination est donnée par l'équation (2.29) :

$$E_{cont,\beta}(x, y, z) = \Phi_{cont,\beta} \times I_{cont,\beta}(z, \rho) \quad (2.29)$$

- où
- $\Phi_{cont,\beta}$ est la fluence de *beamlet* supposé uniforme liée à la contamination.
 - $I_{cont,\beta}(z, \rho)$ est une fonction du dépôt d'énergie tenant compte des hétérogénéités liée à la contamination.

II.3.2. Mise à l'échelle latérale

L'énergie est mise à l'échelle pour prendre en compte la masse volumique moyenne latéralement. Pour cela, le kernel de diffusion du beamlet $K_{\beta}(x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta})$ de l'équation (2.28) est remplacé par l'équation (2.30) suivante :

$$K_{\beta}(x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta}) = \frac{\rho_{eau}}{\rho_{x,y,z}} \sum_{k=0}^5 c_k(z) \cdot \frac{1}{\sqrt{x^2+y^2}} \cdot e^{-\mu_k(z') \cdot r_d(x,y,\rho)} \quad (2.30)$$

- où
- $x_{\beta}, y_{\beta}, z_{\beta}$ sont les coordonnées du beamlet (en cm).
 - x, y, z sont les coordonnées du point de calcul dans le repère du patient (en cm).
 - ρ_{eau} est la masse volumique de l'eau (en g/cm^3).
 - $\rho_{x,y,z}$ est la masse volumique au point de calcul (en g/cm^3).
 - $c_k(z)$ est le facteur de pondération du kernel pour assurer la normalisation unitaire de l'énergie du kernel total.
 - μ_k est la constante d'atténuation (en cm^{-1}).
 - z' est la profondeur radiologique entre le point d'entrée du beamlet et le point de calcul (en cm).
 - $r_d(x, y, \rho)$ est la distance radiologique à la profondeur z d'origine du point kernel jusqu'au point (x, y, z) le long d'un rayon R (en cm).

II.3.3. Correction d'hétérogénéités

Les hétérogénéités sont prises en compte par un kernel de diffusion 1D en fonction de la densité électronique locale :

$$k_z(z) = \frac{\rho(z)}{\rho_{eau}} \sum_{i=1}^2 c_i \cdot \mu_i \cdot e^{-\mu_i(z')} \quad (2.31)$$

où μ_i et c_i sont déterminés par des kernels Monte-Carlo pour chaque beamlet.

$\frac{\rho(z)}{\rho_{eau}}$ est la densité électronique locale.

z' est la distance radiologique à partir de l'origine du kernel (en cm).

La distribution en énergie pour le point de coordonnées (x, y, z) est convertie par convolution avec ce kernel de diffusion 1D :

$$E'_{\beta,ph}(x, y, z) = E_{\beta,ph}(x, y, z) \otimes k_z(z) \quad (2.32)$$

La densité utilisée est la densité électronique du matériau par rapport à celle de l'eau, la valeur maximale dans l'algorithme AAA est de 15 électrons/cm³. La densité électronique moyenne du voxel est déterminée à partir de la courbe de conversion des nombres Hounsfield du scanner.

La mise à l'échelle en présence d'hétérogénéités se fait pour les photons et les électrons de contamination. Cela permet à l'algorithme AAA de prédire précisément l'effet du *build-down* et du *build-up* aux interfaces des poumons.

II.3.4. Conversion en dose

Tout au long du calcul, Eclipse effectue la convolution des kernels en terme d'énergie déposée E . Ainsi, l'énergie absorbée au niveau du point de calcul est la superposition des trois composantes de la dose.

La distribution en énergie est ensuite convertie en dose D , grâce à un facteur de correction de la masse volumique et à un facteur c de passage des J/m³ en Gray :

$$D(x_\beta, y_\beta, z_\beta) = c \cdot E(x_\beta, y_\beta, z_\beta) \times \frac{\rho_{eau}}{\rho(x_\beta, y_\beta, z_\beta)} \quad (2.33)$$

où ρ_{eau} et $\rho(x_\beta, y_\beta, z_\beta)$ sont les densités électroniques respectivement de l'eau et du matériau du voxel.

En présence d'hétérogénéités, le terme $E(x_\beta, y_\beta, z_\beta)$ est remplacé par l'équation (2.27).

III. Conclusion

Quelle que soit la méthode de calcul de la distribution de la dose (TPS ou Monte-Carlo) dans un volume quelconque, le but est de reproduire le plus fidèlement possible le résultat des interactions afin d'obtenir des valeurs de doses absorbées les plus précises.

Les méthodes Monte-Carlo sont réputées précises notamment dans les hétérogénéités. Le code BEAMnrc/EGSnrc est devenu au fil des années une référence en radiothérapie grâce à la modélisation complète de la tête de l'accélérateur (de la source d'électrons au collimateur multilames) puis à l'amélioration de la modélisation du transport des électrons au niveau des interfaces (algorithme PRESTA II).

La création du modèle de l'accélérateur linéaire demande d'ajuster plusieurs paramètres (rayon, dispersion et énergie moyenne) pour correspondre aux mesures selon les critères de l'indice gamma.

Cependant, les méthodes Monte-Carlo demandent des temps de calcul très longs (plusieurs jours) non adaptés à une utilisation clinique mais facilement accessibles en recherche grâce aux partages des calculs au sein du Mésocentre de calcul de l'Université de Franche-Comté par exemple. C'est pourquoi, les TPS sont au cœur de la radiothérapie, car ils permettent un calcul de dose suffisamment précis (inférieur à 5 %) avec une durée acceptable (inférieure à 30 min) en admettant des approximations.

Les traitements ORL en présence de prothèses dentaires constituent un cas extrême pour tout système de calcul. Les méthodes Monte-Carlo sont donc une technique de choix pour effectuer des comparaisons avec les systèmes de calcul utilisés en clinique.

Pour une étude complète, il paraît indispensable de réaliser en parallèle des mesures expérimentales avec des détecteurs choisis et adaptés aux fantômes qui font l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 3 :

Impact des prothèses dentaires dans des fantômes anthropomorphiques

Actuellement, l'offre de soins dentaires pour réparer les dents malades est large. On peut classer ces soins en deux catégories : les prothèses amovibles et les prothèses non amovibles. Comme les premières peuvent être retirées pour un traitement de radiothérapie, nous nous intéresserons uniquement aux secondes. Les prothèses non amovibles peuvent être séparées en deux familles : les prothèses de type couronne ou bridge, encore largement fabriquées en alliage métallique, et les amalgames pour le soin des caries constitués d'alliage de mercure.

De nouveaux matériaux se sont développés. Les couronnes tendent à être remplacées par de la céramique plus esthétique et de masse volumique plus faible (6 g/cm^3 contre $8,8 \text{ g/cm}^3$ pour l'alliage métallique). Cependant, ce matériau plus fragile et beaucoup plus coûteux est moins accessible. Concernant les amalgames, les résines (de masse volumique équivalente à une dent) supplantent de plus en plus les alliages au mercure, mais, elles sont moins résistantes et ne sont pas toujours adaptées. C'est pourquoi, tous deux sont encore largement répandus et susceptibles de perturber les traitements de radiothérapie.

Les perturbations liées à la présence de ces matériaux de masse volumique élevée, à savoir l'atténuation et la rétrodiffusion, sont bien connues. Cependant dans un contexte où les soins dentaires et radiothérapeutiques sont largement accessibles, l'impact sur les traitements dans un volume restreint qu'est la tête reste à éclaircir.

Afin de quantifier l'influence de ces matériaux, essentiellement sur le volume cible, nous avons mené l'étude en deux temps en cherchant à se rapprocher de la configuration complexe de la tête et du cou avec des fantômes anthropomorphiques.

L'étude préliminaire avec une dentition naturelle (dent saine, dent avec amalgame ou couronne = échantillon) s'est attachée à démontrer dans des conditions simples (un échantillon et un faisceau), le degré d'atténuation lié à ces matériaux par la mesure (TLD et films radiochromiques). Elle a également permis d'effectuer une première évaluation des algorithmes de calcul du TPS Oncentra Master Plan (OMP) de Nucletron avec les simulations Monte-Carlo.

Riche des enseignements de cette étude, nous avons poursuivi avec des échantillons standardisés (cubes de 1 cm d'arête en verre, en verre percé avec différents diamètres d'amalgame ou en verre recouvert d'une couronne métallique) et un nouveau fantôme anthropomorphique (plus adapté pour les mesures expérimentales avec les films), pour approfondir le rôle de l'atténuation dans des situations plus complexes (plusieurs échantillons, deux faisceaux opposés) à l'image d'un traitement. Pour les calculs de distribution de la dose sur les images CT, une méthode de correction des artefacts a été appliquée.

Ce chapitre décrit tout d'abord les deux types de détecteurs utilisés pour cette partie expérimentale ; l'objectif étant d'évaluer dans un fantôme l'influence d'un échantillon (étude préliminaire) puis de plusieurs (étude standardisée) pour s'approcher d'un traitement ORL. Afin de réaliser une analyse complète, la quantification de l'impact des prothèses inclut l'évaluation des algorithmes des TPS grâce aux simulations Monte-Carlo (code BEAMnrc) et aux mesures expérimentales.

I. Détecteurs

Pour cette étude, deux types de détecteurs ont été utilisés : un détecteur ponctuel thermoluminescent (§ I.1) et un détecteur en deux dimensions radiochromique (§ I.2). Pour chacun, le principe, les caractéristiques et l'étalonnage seront décrits.

I.1. Détecteurs thermoluminescents GR200A

I.1.1. Principe

Le cristal de fluorure de lithium (LiF) dopé au manganèse, au cuivre et au phosphore (MgCuP) présente une bande de valence (BV) intermédiaire, qui est la dernière couche contenant des électrons, et une bande de conduction (BC) qui permet aux électrons qui s'y trouvent de se déplacer librement. Ces bandes correspondent à des niveaux d'énergie bien précis de l'atome, elles ne sont pas contigües et laisse un espace d'énergie « libre ». Le dopage permet de créer des niveaux d'énergie intermédiaires dans cet espace, appelés niveaux métastables, dont les niveaux d'énergie sont fonction des impuretés du cristal.

Le principe de la détection par thermoluminescence se décompose en deux phases (Figure 3.1) :

- Phase d'irradiation : lorsque ce matériau est exposé à un rayonnement ionisant (photons, électrons), les électrons de la couche de valence acquièrent l'énergie suffisante pour monter vers la bande de conduction. Ce niveau étant instable, les électrons cherchent un état plus stable dans un niveau inférieur. Une partie est piégée dans les niveaux intermédiaires métastables. La quantité d'électrons piégés est proportionnelle à la dose reçue.
- Phase de lecture : pour récupérer le signal piégé dans ces niveaux intermédiaires, le cristal doit être chauffé (d'où le terme « thermo ») pour apporter l'énergie nécessaire pour quitter les niveaux intermédiaires. Le système revient à l'équilibre (c'est-à-dire sur la bande de valence) en émettant des photons lumineux de fluorescence détectés par un détecteur à scintillation.

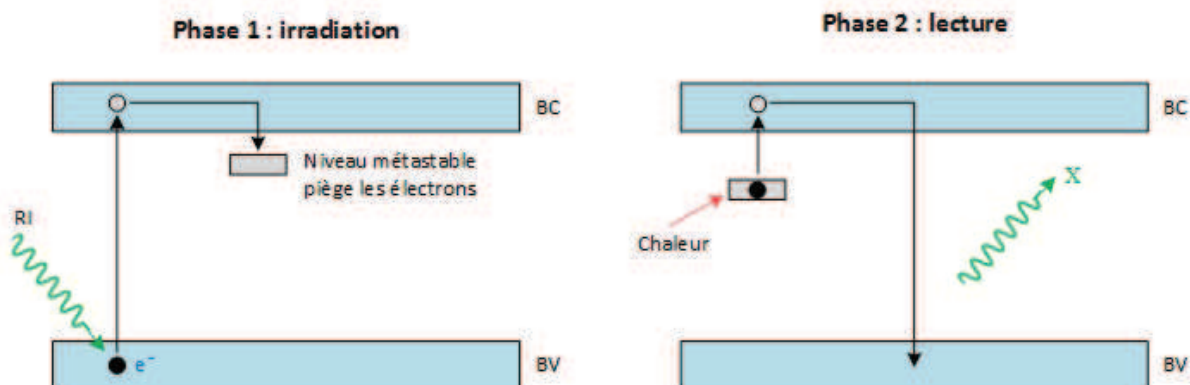


Figure 3.1 : Principe du détecteur thermoluminescent.

La lecture de ce détecteur est assurée par le lecteur LTM, de la société Fimel, relié à un ordinateur. Il s'agit d'un lecteur manuel, c'est-à-dire qu'il ne permet la lecture que d'une pastille à la fois et la recharge se fait par l'opérateur. La pastille est placée sur une plaque chauffante (Figure 3.2), le logiciel commande l'appareil selon une procédure de chauffe prédéfinie adaptée aux TLD GR200A.



Figure 3.2 : Plaque chauffante avec un TLD.

La procédure de lecture se décompose en quatre étapes appelées Q1, 1^{er} palier, Q2 et 2^{ème} palier (courbe rouge sur la Figure 3.3).

La première rampe (Q1) et le premier palier sont nécessaires pour vider les pièges de basses énergies inutiles à la quantification de la dose : la vitesse de la rampe Q1, appelée aussi pente de préchauffage, est de 6°C/s pour atteindre le palier à 140°C pendant 7s.

La seconde rampe, appelée aussi pente de chauffage, permet d'atteindre la température suffisante pour vider les pièges contenant l'information : la vitesse de chauffage est de 6°C/s jusqu'à atteindre 245°C. La température est maintenue durant le palier 2 pendant 10s pour permettre à tous les pièges de libérer les électrons.

L'information de comptage du photomultiplicateur est intégrée à partir de la deuxième rampe (courbe bleue sur la Figure 3.3). Elle est exprimée en unité arbitraire, appelée unité de thermoluminescence. La réalisation d'un étalonnage permet d'établir la relation avec la dose absorbée.

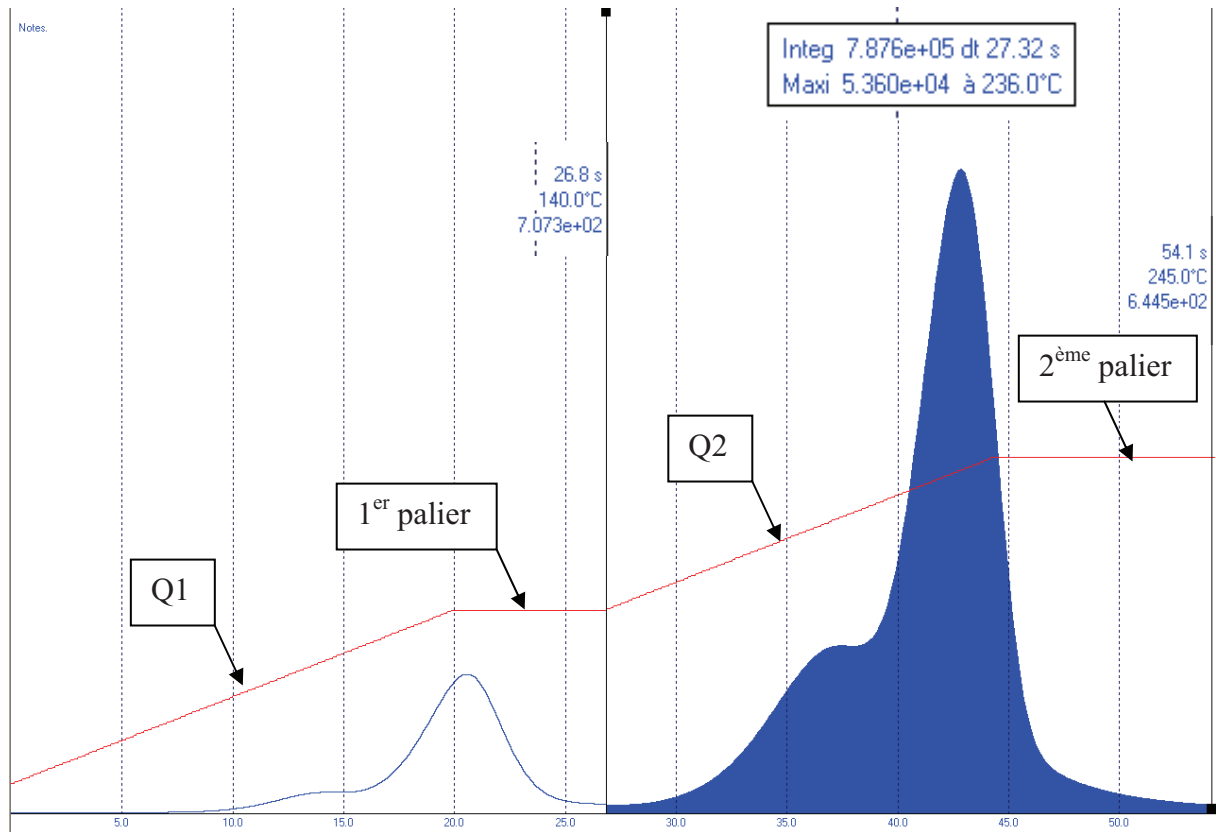


Figure 3.3 : Courbe de chauffe lors de la lecture des TLD.

I.1.2. Caractéristiques

Les détecteurs thermoluminescents choisis sont les pastilles frittées GR200A. Ces pastilles sont composées d'une poudre de fluorure de lithium (LiF) dopée au manganèse, cuivre et phosphore, compactées sous forme d'une pastille de 4,5 mm de diamètre et 0,9 mm d'épaisseur permettant une manipulation plus aisée que la poudre.

Ce type de détecteur permet une mesure en 1D et offre plusieurs avantages :

- équivalent tissu aux énergies de la radiothérapie ;
- petite taille qui lui permet d'être placé quasiment n'importe où ;
- très bonne sensibilité (gamme de sensibilité de 0,1 μ Gy à 12 Gy) ;
- application dans plusieurs domaines (gamme d'énergie de 100 keV à 18 MeV) ;
- réutilisable.

L'utilisation nécessitant un équipement assez lourd (lecteur de thermoluminescence avec un logiciel d'analyse et un four pour le recuit) présente quelques inconvénients, notamment :

- un étalonnage par lot pour chaque énergie ;
- une lecture différée : délai entre l'irradiation et la lecture (1 h) ;
- un recuit avant réutilisation (20 min pour TLD GR200A).

I.1.3. Lot, étalonnage et incertitude

Les pastilles TLD frittées, bien que provenant d'un même lot de fabrication, possèdent une sensibilité différente. C'est pourquoi un étalonnage est nécessaire. Pour cela deux méthodes peuvent être employées :

- Un étalonnage individuel : chaque pastille possède son propre facteur d'étalonnage (incertitude < 4 %) ;
- Un étalonnage par lot : toutes les pastilles sont irradiées plusieurs fois et triées par lot en fonction de leur sensibilité (incertitude < 2 %).

I.2. Films radiochromiques

Actuellement, il n'existe qu'un seul fabricant de films radiochromiques : la société ISP qui les commercialise sous le nom Gafchromic et plus spécifiquement la série EBT pour la mesure de la dose absorbée. Depuis leur création, plusieurs générations se sont succédé. Nous présenterons les résultats de la première génération EBT dont la commercialisation s'est arrêtée en 2009 (§ I.2.1) puis la troisième génération EBT3 (§ I.2.2) car la seconde (EBT2) n'a pas donné satisfaction malgré de nombreux tests. Contrairement aux détecteurs thermoluminescents, les films radiochromiques permettent une détection en 2D.

I.2.1. Films Gafchromics EBT

I.2.1.a. Principe

Le principe du film radiochromique, à l'instar du film radiologique, est la réaction d'un composé chimique proportionnellement à l'irradiation qu'il reçoit. Il s'agit d'un cristal de monomère radiosensible intégré dans la couche dite active. Lorsqu'il est exposé à des rayonnements ionisants, une réaction de polymérisation est initiée au sein du cristal entraînant la production d'un polymère de couleur bleue. La quantité de polymères produits et de ce fait l'intensité du changement de couleur sont proportionnelles à la dose absorbée (le film vierge est également de couleur bleue).

Après l'irradiation, le film est numérisé grâce au scanner de bureau Epson Perfection V200 puis l'analyse s'effectue avec le logiciel FilmQA recommandé par la société ISP.

I.2.1.b. Caractéristiques

Un film radiochromique Gafchromic EBT est constitué de cinq couches (Figure 3.4) : la couche centrale de 6 μm d'épaisseur est une couche de support, elle est entourée par deux couches actives de 17 μm d'épaisseur ainsi que de deux couches de protection externe en polystyrène de 97 μm d'épaisseur. L'épaisseur totale est de 0,234 mm (contre 9 mm pour les TLD), ce qui le rend très précis.

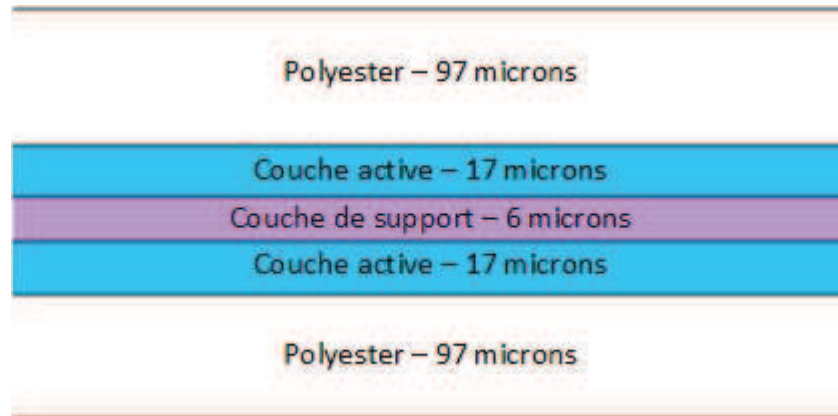


Figure 3.4 : Composition des films Gafchromic EBT.

Bien qu'il nécessite un scanner couleur de 48 bits RGB et un logiciel pour l'analyse, il offre de nombreux avantages par rapport à un film radiologique conventionnel ou aux TLD :

- Sensibilité de 1 à 800 cGy ;
- Développement immédiat : pas besoin de chambre noire ni de traitement chimique ;
- Stabilisation de la densité de polymères rapide après l'exposition ;
- Indépendant de l'énergie (gamme du keV au MeV), du débit et du fractionnement ;
- Quasiment équivalent tissu ;
- Uniformité de 1,5 % ;
- Résolution spatiale élevée, de l'ordre du micron du fait de la taille du cristal (mais limitée par la résolution du scanner) ;
- Peut être manipulé à la lumière de la pièce (éviter le rayonnement direct du soleil) ;
- Résistant à l'eau ;
- Température maximale = 70°C ;
- Manipulation et découpe facile à n'importe quelle taille ou forme ;
- Deux tailles disponibles : 20 cm x 25 cm et 25 cm x 42,5 cm.

Les inconvénients majeurs de ce nouveau type de détecteurs sont le coût et le nombre de recommandations à respecter : numérisation dans la même orientation (portrait ou paysage), marquage du film surtout s'il est découpé. Même si la réponse est immédiate, il faut attendre un minimum de deux heures pour la lecture car la polymérisation peut encore se produire.

1.2.1.c. Etalonnage

Afin d'établir la relation entre la réponse du film (intensité de la polymérisation via la valeur de pixel = densité optique) et la dose absorbée, il est nécessaire de réaliser un étalonnage par lot. L'étalonnage doit comporter entre 8 et 12 valeurs de dose. Ces valeurs doivent couvrir la gamme de dose qui sera rencontrée durant les futures utilisations (en dépassant d'au moins 25 % la valeur maximale attendue).

Deux méthodes peuvent être utilisées, qui seront toutes les deux testées (Figure 3.5) :

- Soit sur un seul film avec 8 champs de 4 cm x 4 cm largement espacés (ne se superposant pas) : l'emplacement correspondant au premier champ est positionné au centre du fantôme puis déplacé pour chaque irradiation à une dose différente ;
- Soit sur un film découpé en huit morceaux de taille identique. Le premier morceau est placé au centre du fantôme et à chaque nouvelle irradiation, l'échantillon est remplacé par un nouveau. Dans ce cas le champ d'irradiation est de 10 cm x 10 cm (plus grand que le film).

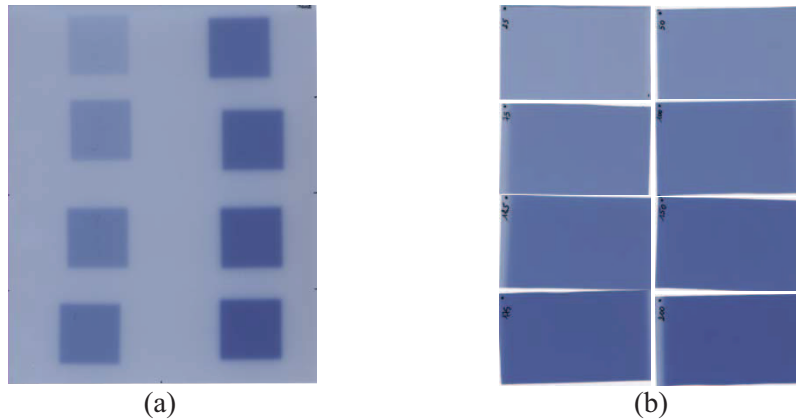


Figure 3.5 : Etalonnage des films EBT sur un seul film (a) et sur des films séparés (b).

Pour ces deux méthodes, le film est placé perpendiculairement au faisceau de photons de 6 MV à 5 cm de profondeur dans un fantôme constitué de dix plaques de plastique (type RW3) de 1 cm d'épaisseur. Le bras est à 0° et le collimateur à 0° , le champ programmé est de 4 cm x 4 cm ou de 10 cm x 10 cm respectivement pour la première et la seconde méthode. Le fantôme est positionné de façon à ce que le film soit à l'isocentre (DSA = 100 cm) et donc à une distance source-surface du fantôme (DSS) de 95 cm.

Dans les deux cas, les huit valeurs de dose auxquelles les films sont irradiés sont 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175 et 200 cGy plus un film vierge (= non exposé) pour le bruit de fond inhérent au film.

Le résultat de ces deux méthodes d'étalonnage montre un écart de 4 % sur les valeurs de dose. Pour une étude en dose absorbée relative la méthode employée a peu d'importance. En revanche pour une utilisation en dose absorbée, la seconde méthode sera préférée pour éviter au maximum le bruit lié au rayonnement diffusé.

Chaque film est numérisé en veillant avant tout à prendre soin de nettoyer la fenêtre de visualisation du scanner et le film afin d'enlever poussières et traces de doigts. Il faut également veiller à positionner le film à l'aide des marques faites précédemment de façon à numériser tous les films dans le même sens et suivant la même orientation. Le logiciel FilmQA permet de recueillir les images des films pour construire la courbe d'étalonnage.

Pour chaque film, une région d'intérêt (ROI) de même dimension permet d'obtenir la valeur moyenne des pixels¹² (PV) à laquelle on attribue la dose reçue connue (Figure 3.6).

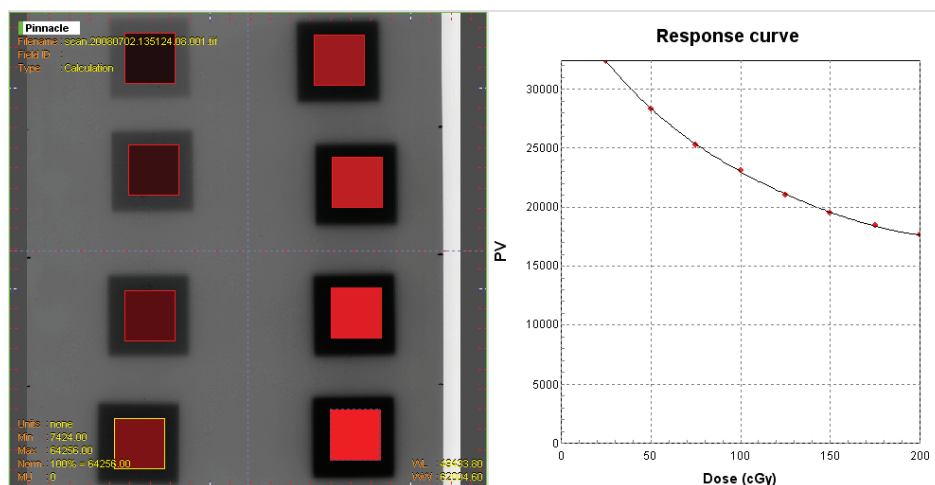


Figure 3.6 : Construction de la courbe d'étalonnage par sélection d'une région d'intérêt pour chaque niveau de dose.

1.2.1.d. Incertitude

L'incertitude a été déterminée par une étude de la répétabilité en fonction de deux paramètres : la dose (1 Gy puis 2 Gy) et la taille du film vérifiant l'influence de la découpe (0,7 cm x 2,5 cm et 2,5 cm x 2,5 cm). De ce fait, quatre séries de 10 films ont été irradiées dans les conditions de l'étalonnage. Les résultats sont donnés dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Résultat de l'incertitude pour les films EBT en fonction de la dose et de la dimension de la découpe.

	1 Gy		2 Gy	
	0,7 cm x 2,5 cm	2,5 cm x 2,5 cm	0,7 cm x 2,5 cm	2,5 cm x 2,5 cm
Moyenne des PV	119,21	117,75	92,88	90,69
Ecart-type relatif	1,29 %	1,85 %	1,05 %	1,45 %

L'incertitude pour les films radiochromiques EBT est inférieure à 2 % même pour une découpe de film de 0,7 cm.

1.2.2. Films EBT3

La famille des films radiochromiques Gafchromic s'est agrandie avec la dernière génération, les films EBT3, dont le principe reste identique (§ 1.2.2.a). Des améliorations dans la conception (§ 1.2.2.b) et une nouvelle méthode d'analyse avec le logiciel FilmQA Pro (§ 1.2.2.c) devraient permettre des mesures en 2D plus fiables que la génération précédente (EBT2). Pour cela différents tests sont réalisés pour évaluer cette nouvelle génération et sa

¹² Valeur du pixel : valeur liée au codage et à l'intensité du signal reçu.

chaîne de mesure (§ I.2.2.d) avant de réaliser un étalonnage pour une utilisation en dosimétrie absolue (§ I.2.2.e).

I.2.2.a. Principe

Le principe reste le même que les générations précédentes. Sous l'action d'un rayonnement ionisant, le monomère constituant la couche active se polymérise. Le degré de polymérisation est proportionnel à la dose absorbée, qui se traduit visuellement sur le film par une opacification pouvant être ensuite analysée.

I.2.2.b. Caractéristiques

Les films EBT3 gardant les mêmes propriétés restent des détecteurs intéressants pour des mesures en 2D [Www2]. Ils ont une très grande résolution spatiale (inférieure au millimètre), ils sont équivalents à l'eau, ils peuvent être manipulés à la lumière naturelle, coupés (maximum en quatre pour les films de dimensions 20 cm x 25 cm) et immergés dans l'eau. Les nouveautés résident dans la structure et la composition des couches (Figure 3.7). La symétrie des couches permet de simplifier les manipulations lors de l'irradiation et lors de la numérisation. Quant aux couches de protection, leur surface est rugueuse pour éviter le phénomène des anneaux de Newton¹³ au contact de la vitre du scanner.

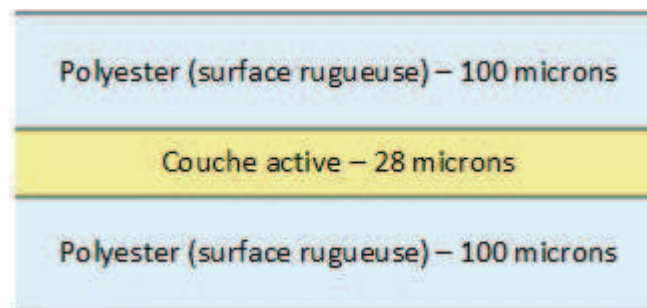


Figure 3.7 : Composition du film EBT3.

I.2.2.c. Logiciel FilmQA Pro

Le logiciel FilmQA Pro [Ash1] est une évolution du FilmQA, il propose une nouvelle méthode d'analyse des films, avec en particulier les films EBT3. Le constructeur recommande en association, le scanner Epson Expression 10000XL pour optimiser la numérisation et l'analyse grâce à la fonction de numérisation en transmission et à la séparation en trois couleurs (mode RGB).

¹³ Les anneaux de Newton sont des figures d'interférences liées au contact de deux surfaces lisses formant des anneaux autour du point de contact.

Malgré une résolution du film EBT3 de l'ordre de 25 μm , la numérisation choisie limite cette précision qui reste cependant acceptable de 0,35 mm (75 dpi).

Le canal rouge présente la meilleure sensibilité [Lew1], il est en fait le canal dépendant de la dose. La spécificité du logiciel est d'utiliser le signal des deux autres canaux de couleurs (vert, bleu) afin de déterminer la dose plus précisément. Ces canaux fournissent des informations indépendantes de la dose permettant de corriger la variation d'épaisseur de la couche active, les défauts du scanner (non-linéarité, bruit) ou la présence des poussières.

Cette méthode « triple canaux », développée récemment par Micke [Mic1], permet de minimiser l'écart de dose lors de la conversion liée aux différentes perturbations Δd (Figure 3.8) indépendante de la dose (épaisseur de la couche active, défaut du scanner, poussières et reproductibilité et répétabilité).

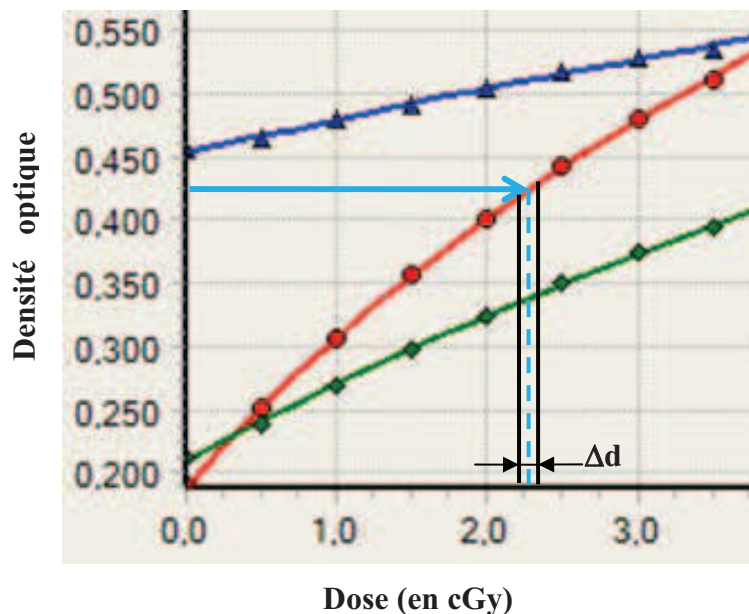


Figure 3.8 : Représentation de la variation de la dose Δd pour le canal rouge lors de l'analyse.

Cela se traduit par plusieurs étapes. Tout d'abord en relevant pour chaque canal la densité optique :

$$d_x(D) = d_x^D(D) \cdot \Delta d \quad (3.1)$$

- où
- $d_x(D)$ densité optique du canal de couleur X pour une dose D (en densité optique, notée DO).
 - $d_x^D(D)$ densité optique indépendante de l'épaisseur du film et fonction uniquement de la dose absorbée.
 - Δd variation de la réponse indépendante de la dose absorbée (en cGy).

A partir de cette valeur, une valeur de dose D peut être calculée pour chaque canal de couleur X avec l'équation (3.2) :

$$D_X = \frac{d_X \Delta d}{\overline{d_X}} \quad (3.2)$$

où D_X dose du canal de couleur X (en cGy).
 d_X densité optique du canal de couleur X correspondant à la dose à déterminer (en valeur de pixel).
 Δd variation de la réponse indépendant de la dose absorbée.
 $\overline{d_X}$ fonction de calibration.

Ensuite, à partir des valeurs de dose de chaque canal, le minimum de l'équation d'ajustement des moindres carrés est recherché :

$$\Omega(d) = \sum_{i \neq j} (D_{X_i} - D_{X_j})^2 \rightarrow \min \Delta d \quad (3.3)$$

1.2.2.d. Evaluation de la chaîne de mesure : incertitude globale

La chaîne de mesure des films EBT n'a pas été vérifiée dans sa totalité, il n'y avait pas de recommandations spécifiques. L'étalonnage et la détermination de la répétabilité étaient jugés suffisants. Suite aux problèmes rencontrés avec les films EBT2, il est apparu indispensable d'évaluer tous les éléments de la chaîne de mesure ainsi que certaines caractéristiques prédites du film EBT3.

La chaîne de mesure comprend l'irradiation, la numérisation et le film lui-même. Afin d'évaluer sa fiabilité et sa précision, un certain nombre de tests a été réalisé (Annexe 2) :

- Au niveau du scanner : uniformité, temps de chauffe, stabilisation de la lampe.
- Au niveau de la numérisation : orientation du film.
- Au niveau des films : uniformité, répétabilité, stabilité, orientation, délai de lecture, débit, énergie.

L'ensemble des tests réalisés permet d'estimer l'incertitude globale de toute notre chaîne de mesure grâce à la somme des carrés des écarts-type [Bip1]. Le tableau résume les incertitudes associées dans le cadre d'une utilisation d'un faisceau de photons de 6 MV uniquement.

Tableau 3.2 : Incertitude globale sur la chaîne de mesure.

Elément de la chaîne de mesure	Test	Incertitude
Accélérateur	Etalonnage	0,5 %
Scanner Epson Expression 10000XL	Zone homogène	1 %
Films EBT3	Uniformité	0,03 %
	Stabilité (lecture après 12h)	0,5 %
	Répétabilité	0,80 %
	Influence du débit	0,17 %
Incertitude globale		1,5 %

I.2.2.e. Etalonnage en dose absorbée dans l'eau

L'étalonnage permet de relier la densité optique à la dose absorbée (Figure 3.9). L'étalonnage est réalisé pour chaque lot de films avec huit points de mesure dans la gamme de dose absorbée de la radiothérapie [0 ; 0,5 ; 1 ; 1,5 ; 2 ; 2,5 ; 3 ; 3,5 ; 10] Gy.

Systématiquement les courbes dans les trois couleurs sont tracées pour l'étalonnage. Les résultats sont ensuite donnés en terme de dose à partir du canal rouge en ajustant la valeur avec les deux autres canaux.

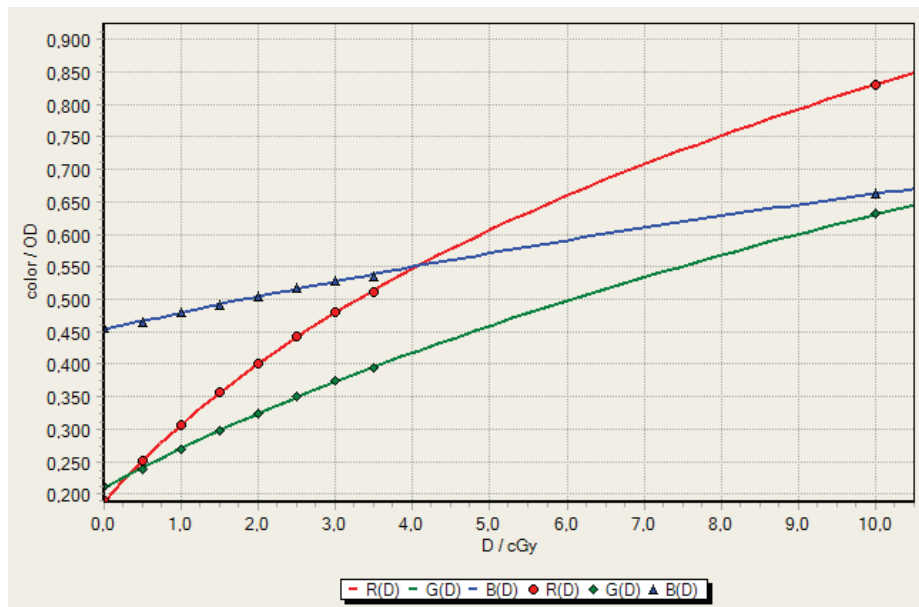


Figure 3.9 : Courbe d'étalonnage des films EBT3 avec le logiciel FilmQA Pro.

II. Etude préliminaire avec une dentition naturelle

L'étude a débuté par la réalisation d'un fantôme proche d'une mâchoire (§ II.1) dans lequel il était possible d'insérer un ou plusieurs échantillons ainsi que des détecteurs pour l'évaluation de la dose (§ II.2). Les paramètres de ces mesures expérimentales, c'est-à-dire les conditions d'irradiation, seront repris dans le TPS et dans les simulations Monte-Carlo (§ II.3). L'investigation dans cette configuration s'est déroulée en deux campagnes de mesures (§ II.4) dont les résultats seront par la suite détaillés (§ II.5).

II.1. Fantôme

Le fantôme consiste en cinq plaques de PolyMéthAcrylate de Méthyle (PMMA), de 20 cm x 12 cm x 1 cm positionnées sur un support (Figure 3.10). Les deux plaques extrêmes (a et e) sont pleines, les trois plaques centrales (b, c et d) sont percées en forme de U à l'image

d'une mâchoire humaine. Les plaques c et d sont comblées par du PolyVinylidene Fluoride ou PVDF (en français polyfluorure de vinylidène qui est un matériau équivalent os) tandis que la plaque b permet d'accueillir les échantillons, le reste de l'espace étant comblé par un matériau souple utilisé en radiothérapie équivalent à l'eau, appelé bolus.

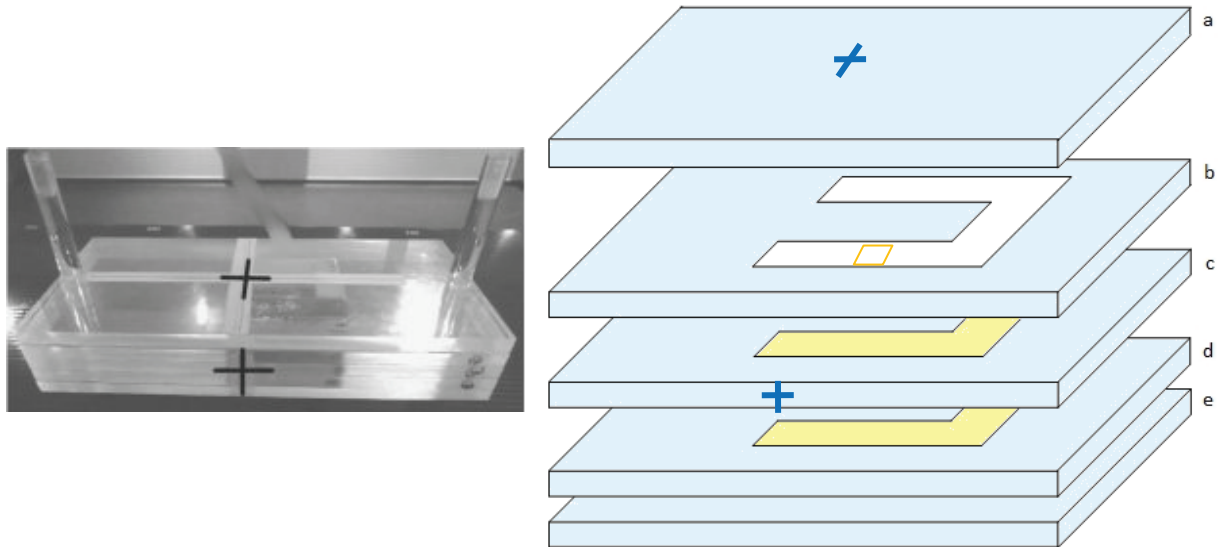


Figure 3.10 : Photo du fantôme (à gauche) et représentation schématique (à droite).

L'isocentre¹⁴ est défini au centre du fantôme, il est matérialisé par la croix bleue sur la Figure 3.10 et est semblable à un traitement de radiothérapie. L'échantillon est placé au niveau du carré orange, légèrement décalé par rapport à l'axe du faisceau afin de délivrer une dose identique à l'isocentre, le point de référence, sans perturbation liée à une hétérogénéité.

Pour cette partie de l'étude, trois échantillons ont été testés : une dent saine, une dent avec amalgame et une couronne seule (Figure 3.11) dont les masses volumiques sont rappelées dans le Tableau 3.3.



Figure 3.11 : Echantillons de gauche à droite la dent saine, la dent avec amalgame et la couronne.

¹⁴ L'isocentre représente un point unique dans l'espace de l'appareil de traitement commun à tous les axes de rotation de la machine, situé à 100 cm de la source de particules. Le centre de la tumeur est placé en correspondance avec ce point afin de définir une balistique de traitement en ciblant la tumeur sans avoir besoin de déplacer le patient.

Tableau 3.3 : Masse volumique et composition de plusieurs matériaux usuels en radiothérapie.

Matériaux	Composition	Masse volumique (g/cm ³)
Tissu/Eau (référence)	H, C, N, O/H ₂ O	1
Os	H, C, N, O, Mg, P, S, Ca, Zn	1,85
Dent	H, Na, Mg, C, P, O, Ca	2,2
PMMA	Polymère (C ₅ H ₈ O ₂) _n	1,19
PVDF	Polymère (C ₂ H ₂ F ₂) _n	1,78
Bolus	Silicone	1,05
Couronne	59,5 % Co, 31,5 % Cr, 5 % Mo, 2 % Si, 1 % Mn	8,8
Amalgame	50% Hg, 30% Ag, Cu, Sn, Zn	12-13

II.2. Points de mesure

Les détecteurs thermoluminescents (TLD) et les films radiochromiques ont été choisis car ils pouvaient être facilement intégrés dans le fantôme. Pour cela quatre points de mesures perpendiculaires au faisceau ont été définis (Figure 3.12) :

- Les points 1 et 4 à une distance de 5 mm de l'échantillon respectivement avant et après ;
- Les points 2 et 3 à l'interface de l'échantillon respectivement avant et après.

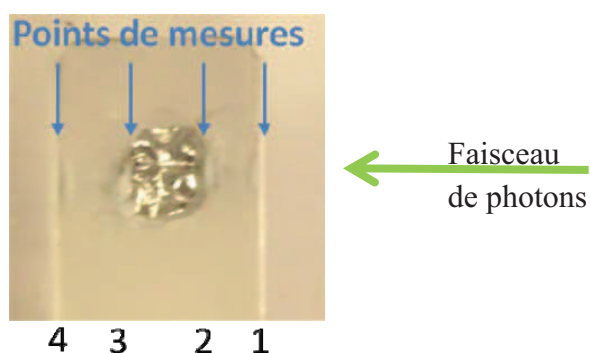


Figure 3.12 : Points de mesures dans le fantôme.

II.3. Paramètres de l'irradiation

Les paramètres de l'irradiation avec le fantôme ont été définis pour s'approcher d'un traitement ORL par radiothérapie externe, soit un faisceau de photons de 6 MV perpendiculaire à la mâchoire avec un champ de 5 cm x 5 cm.

Les mesures expérimentales se sont déroulées au Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard (CHBM) sur un accélérateur linéaire Clinac 2100C de la société Varian Medical System possédant un faisceau de photons de 6 MV.

Le fantôme est placé sur la table de traitement et centré sur l'isocentre défini précédemment (Figure 3.13).



Figure 3.13 : Positionnement du fantôme pour les mesures expérimentales.

Le choix est fait de délivrer 2 Gy à l'isocentre par ce seul faisceau en condition homogène, correspondant sur cette machine à 191 UM. Cette valeur sera utilisée pour les trois échantillons.

Ce traitement est ensuite reproduit dans BEAMnrc pour lequel deux sources de rayonnements ont été utilisées : une source monoénergétique de 6 MeV puis le faisceau de photons de 6 MV de l'appareil de traitement modélisé (espace des phases). Concernant la source monoénergétique, les simulations ont été menées sachant que les résultats obtenus seraient surestimés. Nous cherchions ici à observer une tendance et à mettre en place un protocole. Un minimum d'un milliard de particules a été simulé pour des énergies de coupure de 521 keV et de 10 keV respectivement pour les électrons et les photons.

II.4. Campagnes de mesures

Deux campagnes de mesures ont été entreprises :

- La première pour comparer les mesures par TLD et par film EBT avec les simulations pour une source de photons monoénergétique.
- La seconde pour comparer les mesures par TLD avec les simulations pour la source modélisée de l'appareil de traitement et avec les calculs du TPS OMP.

II.4.1. 1^{ère} campagne

II.4.1.a. Détecteurs

Pour cette première campagne de comparaison, les TLD sont étalonnés de manière individuelle dans le faisceau de photons de 6 MV du Clinac 2100C. L'incertitude associée est de 4 %. Ils sont placés aux quatre points de mesures dans le fantôme décrit dans les § II.1 et II.2. Les films EBT sont étalonnés en dose dans un faisceau de photons de 6 MV du Clinac 2100C, l'incertitude est de 2 %. Ils sont découpés en morceaux de 0,8 cm x 2,5 cm de façon à être insérés dans le fantôme aux mêmes quatre points de mesures perpendiculairement au faisceau d'irradiation.

Pour chaque configuration, la mesure est réalisée trois fois avec les TLD et cinq fois avec les films radiochromiques. Un minimum de trois mesures est nécessaire pour valider toute mesure afin de s'assurer de la reproductibilité du résultat. Le choix de faire cinq mesures pour les films repose simplement sur la simplicité et la rapidité de l'analyse. Les résultats correspondront à la moyenne de ces trois ou cinq mesures.

II.4.1.b. Paramètres Monte-Carlo

Pour les simulations Monte-Carlo avec le code BEAMnrc, le fantôme a été voxélisé c'est-à-dire reconstruit voxel par voxel dans le code DOSXYZnrc. La dimension des voxels est affinée dans les régions d'intérêt pour gagner en précision sur la simulation des phénomènes physiques, jusqu'à 0,2 mm (équivalent à l'épaisseur des films Gafchromic) aux interfaces. La source de photons est monoénergétique de 6 MeV et un milliard d'histoires (= 1 milliard de particules) est simulé avec une incertitude associée inférieure à 3 % dans les mêmes conditions que les mesures expérimentales. Dans le cas des simulations, suite aux nombreux tests de vérification du code (§ I.4 au chapitre 1) dans des conditions hétérogènes, les résultats ne seront issus que d'une seule simulation.

II.4.2. 2^{nde} campagne

II.4.2.a. Détecteurs

Le but de cette campagne est d'améliorer la précision des différentes méthodes et d'établir en plus une comparaison avec le logiciel de calcul clinique.

Les TLD ont été triés selon une sensibilité proche permettant de réduire l'incertitude à 2 % et étalonnés en dose. De ce fait, un test supplémentaire est réalisé en multipliant le nombre de points de mesure dans l'espace disponible du fantôme, de façon à reconstruire un rendement en profondeur.

Comme lors de la première campagne de mesure, la mesure est réalisée trois fois pour chaque configuration et pour chaque détecteur et les résultats correspondront à la moyenne de ces trois mesures.

II.4.2.b. Paramètres Monte-Carlo

Pour les simulations Monte-Carlo, le fantôme voxelisé est légèrement modifié en réduisant les voxels aux interfaces : 0,25 mm d'épaisseur. La source de photons utilisée est la modélisation de l'accélérateur linéaire 2100C de Varian avec un milliard d'histoires simulées pour une incertitude inférieure à 2 %.

Comme pour la première campagne, les résultats seront issus d'une seule simulation pour chaque configuration.

II.4.2.c. Paramètres du TPS

Pour comparer avec le TPS, le fantôme a été scanné sur l'appareil Lightspeed RT16 de GE avec le protocole tête (120 kV, 150 mA et coupe de 2,5 mm).

Dans un premier temps, les images CT ne sont pas corrigées des éventuels artefacts et seul le contour externe est tracé car il est nécessaire pour le calcul.

Dans un second temps, nous testerons les méthodes de correction des densités disponibles dans le TPS Oncentra Master Plan (OMP), de Nucletron, (Figure 3.14) en ayant préalablement contouré la couronne. La dent n'est pas contournée car ne générant pas d'artéfact, elle est correctement prise en compte. Quant à la dent avec amalgame, les matériaux dont la valeur Hounsfield dépasse 2700 UH étant tous considérés comme étant du fer, couronne et amalgame auront la même masse volumique.

Deux méthodes de correction sont possibles :

- La première méthode consiste à affecter au contour externe une valeur de masse volumique de 1 g/cm^3 (équivalent à l'eau) puis d'attribuer la valeur de masse volumique maximale à la couronne soit $2,4 \text{ g/cm}^3$.
- La seconde méthode consiste à créer un volume supplémentaire correspondant au volume externe auquel on retire la couronne. De cette façon, les artefacts sont corrigés comme étant de l'eau et la couronne garde la valeur Hounsfield maximale associée à une masse volumique de $7,87 \text{ g/cm}^3$.

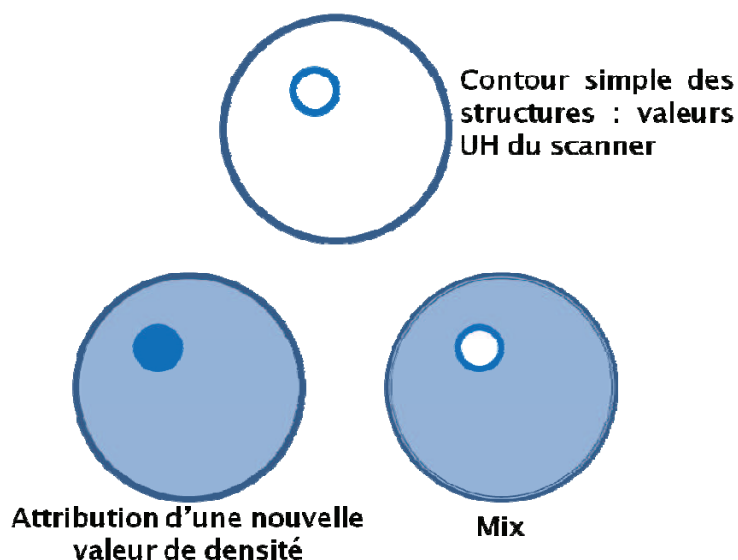


Figure 3.14 : Schéma des méthodes de corrections possibles sur le TPS OMP.

Le calcul est ensuite réalisé dans OMP, dans les mêmes conditions que les mesures expérimentales avec les algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone avec ou sans correction d'hétérogénéités (sans correction cela correspond à un milieu homogène = eau). La matrice de calcul est ici de 0,5 cm x 0,5 cm x 0,25 cm.

Les calculs par les algorithmes ayant été validés selon les critères de dose de 2 % dans les zones homogènes et de 3 % dans les zones de forts gradients, un seul calcul est réalisé pour chaque configuration.

II.5. Résultats

L'utilisation de l'imagerie CT permettant d'obtenir des images sans artefact jusqu'à une masse volumique d'environ 3 g/cm³, les dents qui ont une masse volumique moyenne de 2,2 g/cm³ sont parfaitement reconnues et donc correctement prises en compte par le système de planification de traitement. Les résultats seront préférentiellement présentés par rapport à la dent.

Les résultats de cette étude préliminaire sont exposés en deux parties correspondant aux deux campagnes de mesures réalisées.

II.5.1. 1^{ère} campagne

Les mesures sont réalisées au niveau de quatre points dans le fantôme (Figure 3.12). Ces points 1, 2, 3 et 4 sont répertoriés sur les graphiques respectivement par « 5 mm avant », « interface d'entrée », « interface de sortie » et « 5 mm après ». La dose issue des simulations Monte-Carlo est relevée dans le fantôme voxelisé aux mêmes points. Les résultats sont donnés pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne) en fonction du détecteur ou du calcul.

II.5.1.a. Mesures expérimentales avec TLD

Concernant les mesures avec les TLD (rappel : incertitude de 4%) pour les trois échantillons, les résultats sont présentés sur la Figure 3.15. La normalisation est faite par rapport à la dent sur la deuxième position « interface d'entrée ».

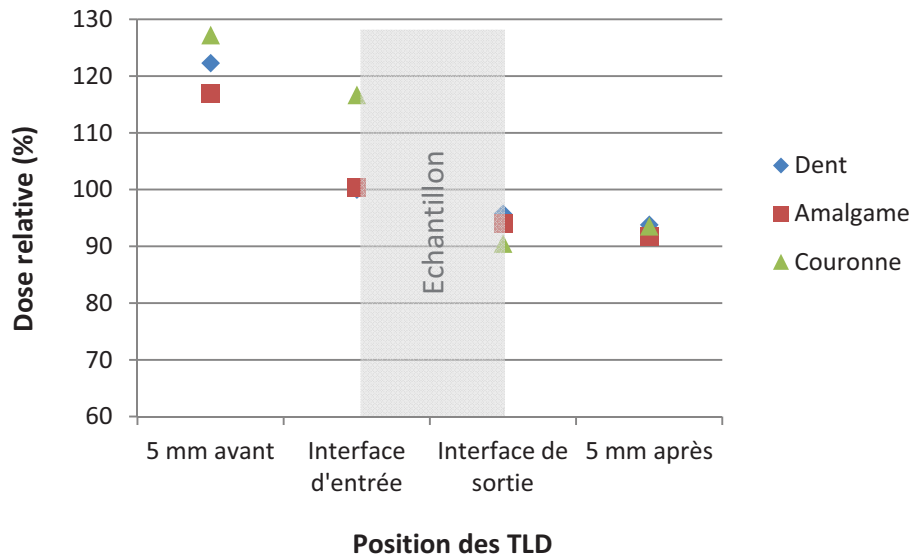


Figure 3.15 : Résultats des mesures TLD, normalisés à l'« interface d'entrée » de la dent, pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne).

Cette série de mesures nous permet d'observer trois points qui concerneront principalement la couronne :

- Un surdosage d'environ 17 % à l'« interface d'entrée» pour la couronne correspondant à de la dose rétrodiffusée. Ce phénomène n'est pas observé pour la dent avec amalgame puisque l'on trouve de la dent avant d'arriver à l'amalgame.
- A l'« interface de sortie », l'atténuation due à la traversée du matériau n'est pas significative pour l'amalgame (de l'ordre de 2 %) alors que pour la couronne elle devient non négligeable (de l'ordre de 5 %).
- A distance de l'échantillon, le dépôt de dose est équivalent.

II.5.1.b. Mesures expérimentales avec film Gafchromic EBT

Les mesures avec les films EBT (rappel : incertitude de 2 %) sont toujours réalisées aux mêmes points. Pour les trois échantillons, les résultats sont présentés sur la Figure 3.16, ils sont normalisés par rapport à la dent.

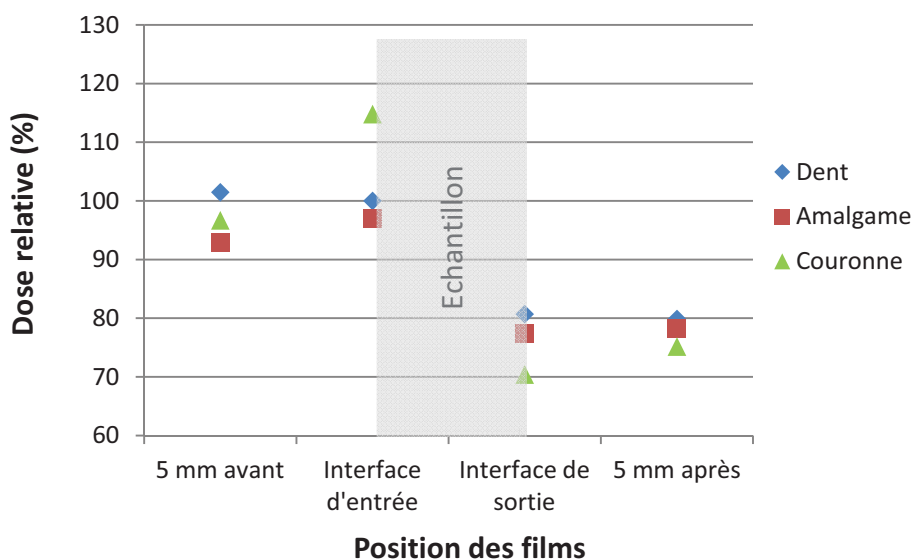


Figure 3.16 : Résultats des mesures par films EBT, normalisés au « contact avant » de la dent, pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne).

Les observations que l'on peut faire avec les films radiochromiques sont similaires aux TLD :

- Un surdosage d'environ 16 % à l'« interface d'entrée » pour la couronne correspondant à de la dose rétrodiffusée. Ce phénomène n'est pas observé pour la dent avec amalgame puisque l'on trouve de la dent avant d'arriver à l'amalgame.
- A l'« interface de sortie », l'atténuation due à la traversée du matériau n'est pas significative pour l'amalgame (de l'ordre de 2 %) alors que pour la couronne elle devient non négligeable (de l'ordre de 10 %). L'atténuation est visible sur le film (Figure 3.17), l'empreinte de la couronne apparaît plus claire.
- A distance de l'échantillon, le dépôt de dose est équivalent.



Figure 3.17 : Résultat du film EBT pour la couronne au « contact après » montrant l'empreinte liée à l'atténuation.

II.5.1.c. Simulations Monte-Carlo : source monoénergétique 6 MeV

L'utilisation d'une source mono-énergétique de 6 MeV, même si très approximative par rapport à une source réelle, est basée sur l'hypothèse que les résultats obtenus seront représentatifs des variations de la dose dans la configuration du fantôme ; ceci dans l'attente de la validation de la modélisation de la source de photons de 6 MV du Clinac 2100 C de Varian Medical System.

Les simulations dans un fantôme voxélisé permettent d'obtenir des rendements en profondeur (Figure 3.18) sur lesquels les résultats de dose au niveau des points d'intérêt correspondant

aux mesures sont recueillis. Les résultats sont normalisés par rapport à la valeur de dose maximale du rendement de la dent (à 2,1 cm de profondeur).

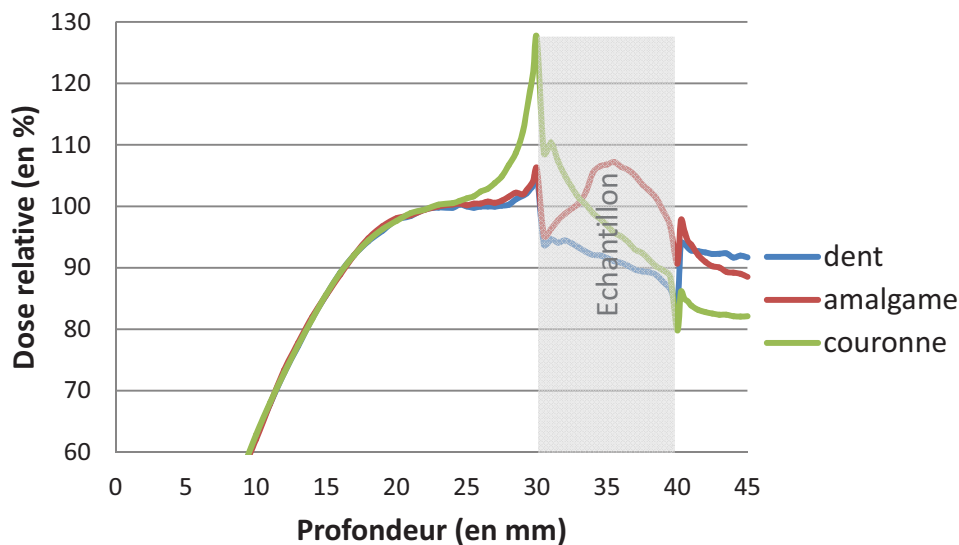


Figure 3.18 : Résultats de la simulation Monte-Carlo pour les trois échantillons, ils sont normalisés par rapport à la dose maximale en profondeur de la dent.

La comparaison des rendements en profondeur pour les trois échantillons permet d'observer les mêmes phénomènes et apporte de nouvelles remarques :

- Un surdosage d'environ 21 % à l'interface tissu/couronne correspondant à de la dose rétrodiffusée. Ce phénomène n'est pas observé pour la dent avec amalgame, les deux courbes se superposent puisque l'on traverse de la dent avant d'arriver dans l'amalgame.
- A l'interface échantillon/tissu, l'atténuation due à la traversée du matériau n'est pas significative pour l'amalgame (de l'ordre de 2 %) alors que pour la couronne elle devient non négligeable (de l'ordre de 10 %).
- On peut remarquer que la dent modifie déjà la distribution de la dose par rapport à l'eau.
- A distance de l'échantillon, ici à 5 mm, l'atténuation est toujours visible, elle est de l'ordre de 6 %.

II.5.1.d. Résumé

Le Tableau 3.4 résume pour cette première campagne, les variations de la dose aux interfaces pour la dent avec amalgame et la couronne par rapport à la dent saine avec les deux méthodes expérimentales et la simulation.

Tableau 3.4 : Ecarts de dose relevés pour la dent avec amalgame et la couronne par rapport à la dent aux interfaces.

Ecarts à l'interface par rapport à la dent	Avant (avec film)			Après (avec film)		
	BEAMnrc	Film	TLD	BEAMnrc	Film	TLD
Amalgame	+0,4%	-3%	+0,5%	+3%	-4%	-1,8%
Couronne	+17,6%	+14,8%	+16,7%	-10,6%	-12,8%	-5,8%

Pour la couronne, les résultats des trois méthodes sont relativement cohérents et en accord avec ce que l'on attendait.

En revanche, en ce qui concerne l'amalgame, les résultats ne sont pas vraiment significatifs. Comme on s'attendait à avoir des résultats au moins similaires à la couronne, cet échantillon demandera de nouvelles investigations.

Ce qu'il faut retenir ici est que la présence de la couronne atténue significativement la dose déposée au-delà, de l'ordre de 6 %, pouvant potentiellement sous-doser le volume cible à traiter.

Le but de la seconde campagne de mesures est de réitérer la procédure en cherchant à améliorer l'incertitude sur nos résultats. Pour ce faire, les simulations Monte-Carlo ont été améliorées par la modélisation de la source réelle de photons 6 MV du Clinac 2100 C et des résultats obtenus avec le TPS OMP ont été ajoutés.

II.5.2. 2^{ème} campagne

De la même façon que lors de la première campagne, les mesures sont réalisées au niveau de quatre points dans le fantôme (Figure 3.12), uniquement pour les TLD. Les points 1, 2, 3 et 4 sont répertoriés sur les graphiques respectivement par 5 mm avant, au contact avant, au contact après et 5 mm après. La dose issue des simulations Monte Carlo et des calculs du TPS est relevée dans le fantôme (voxélisé ou scanné) aux mêmes points. Les résultats sont donnés pour les trois échantillons en fonction du détecteur ou du calcul.

II.5.2.a. Mesures expérimentales avec TLD

Concernant les mesures avec les TLD (rappel : incertitude de 2%) pour les trois échantillons, les résultats sont présentés sur la Figure 3.19. La normalisation est faite par rapport à la dent sur la deuxième position « interface d'entrée ».

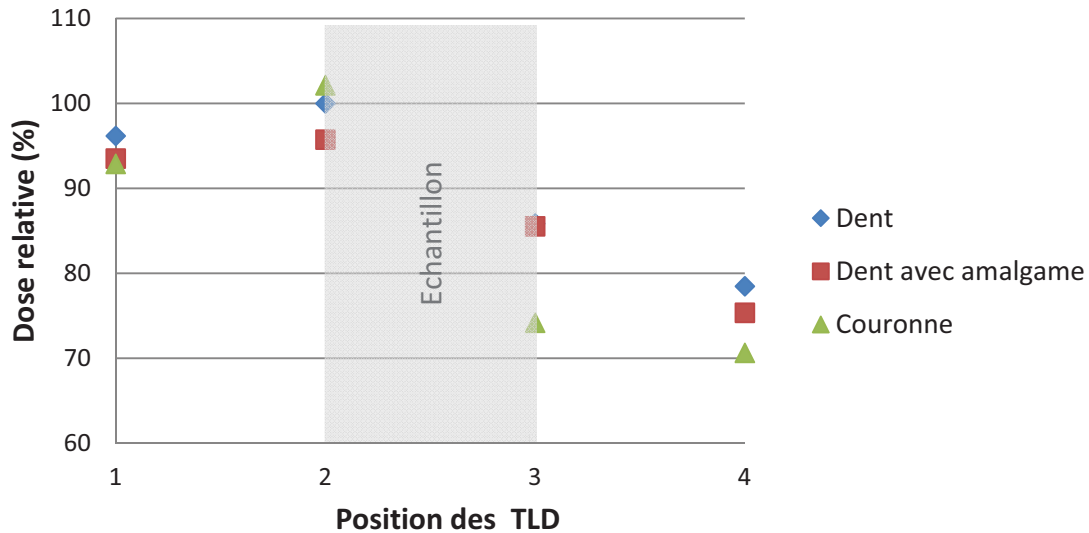


Figure 3.19 : Résultats des mesures TLD, normalisés à l'« interface d'entrée » de la dent, pour les trois échantillons (dent, dent avec amalgame et couronne).

Cette nouvelle série de mesures nous permet de réaliser des observations similaires à la première campagne :

- Le surdosage n'est pas marqué pour la couronne.
- Au « contact après », l'atténuation due à la traversée du matériau n'est pas observée pour l'amalgame alors que pour la couronne elle n'est pas négligeable (de l'ordre de 11 %).
- A distance de l'échantillon, l'atténuation liée à la couronne est encore visible (de l'ordre de 9 %).

II.5.2.b. Simulations Monte-Carlo : source réelle

L'utilisation de la source de photons modélisée de l'accélérateur linéaire permet de reproduire une distribution de dose identique à la réalité. Les résultats de la simulation pour les trois échantillons sont présentés sur la Figure 3.20. En plus de la comparaison des quatre points d'intérêt, les simulations Monte-Carlo donnent des informations complémentaires sur la distribution dans tout le volume du fantôme, à l'intérieur et au-delà de l'échantillon. Les résultats sont normalisés par rapport à la valeur de la dose maximale du rendement en profondeur en milieu homogène (à 14 mm de profondeur).

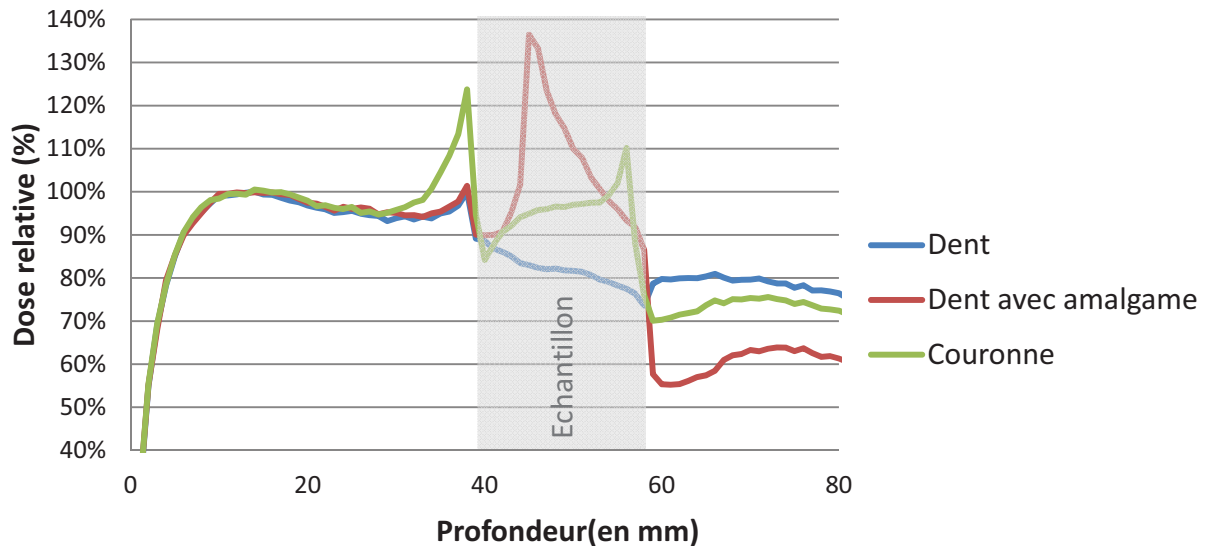


Figure 3.20 : Résultats de la simulation Monte Carlo pour les trois échantillons, ils sont normalisés par rapport à la dose maximale en profondeur de la dent.

La comparaison des rendements en profondeur pour les trois échantillons permet d'observer les mêmes phénomènes en apportant de nouvelles remarques :

- Un surdosage d'environ 24 % à l'interface tissu/couronne correspondant à de la dose rétrodiffusée. Ce phénomène n'est pas observé pour la dent avec amalgame, les deux courbes se superposent puisque l'on traverse de la dent avant d'arriver dans l'amalgame.
- En revanche le surdosage est observé à l'intérieur de la dent avec amalgame à l'interface dent/amalgame. Le matériau étant plus dense que la couronne, la dose rétrodiffusée est supérieure de 40 %.
- A l'interface échantillon/tissu, l'atténuation due à la traversée du matériau n'est pas négligeable pour la couronne (de l'ordre de 10 %). Quant à l'amalgame vue l'épaisseur traversée et la masse volumique, l'atténuation est très importante par rapport à la dent (de l'ordre de 30 %).
- On peut remarquer que la dent modifie déjà la distribution de la dose par rapport à l'eau.
- A distance de l'échantillon, ici à 2 cm, l'atténuation est toujours visible, elle est de l'ordre de 8 % et 16,5 % respectivement pour la couronne et la dent avec amalgame.

II.5.2.c. Calculs TPS OMP de Nucletron

Le calcul des distributions de dose sur le TPS permet d'évaluer plusieurs paramètres par rapport aux mesures TLD qui servent de référence :

- Sur les images CT non corrigées : évaluer l'algorithme Pencil Beam et l'algorithme Collapsed Cone en fonction de l'échantillon et comparer les deux algorithmes pour un même échantillon.

- Sur les images CT corrigées : évaluer les différentes méthodes de correction des masses volumiques sur les images CT avec les deux algorithmes.

• **Images CT non corrigées**

La Figure 3.21 montre l'influence de l'algorithme Pencil Beam sur le calcul de la dose pour les trois échantillons sans correction sur les images CT.

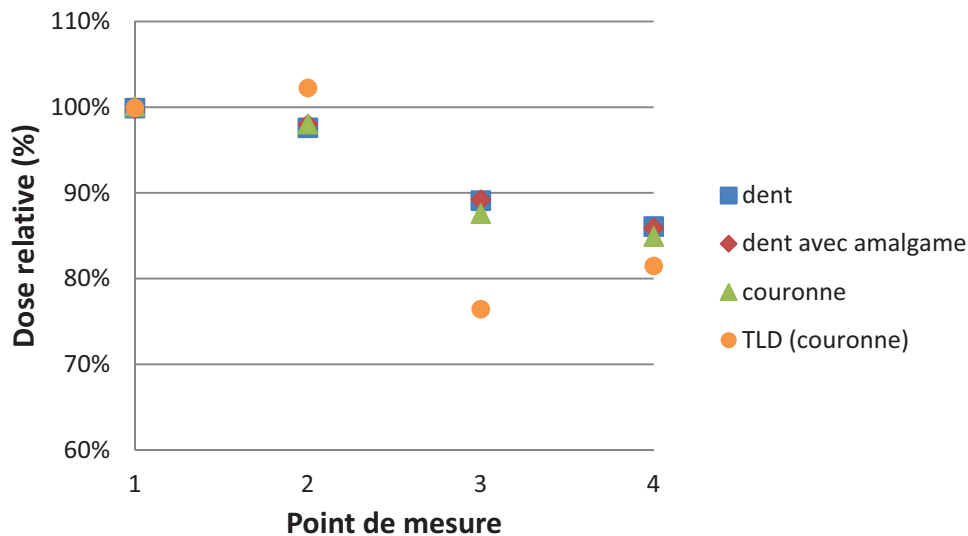


Figure 3.21 : Résultats de l'algorithme Pencil Beam d'OMP pour les trois échantillons.

Pour l'algorithme Pencil Beam, on peut remarquer deux points :

- Le surdosage précédent l'échantillon n'est pas du tout pris en compte.
- L'atténuation de la couronne est légèrement plus importante que la dent, l'écart inférieur à 2 % n'est pas significatif.

La Figure 3.22 montre l'influence de l'algorithme Collapsed Cone sur le calcul de la dose pour les trois échantillons sans correction sur les images CT.

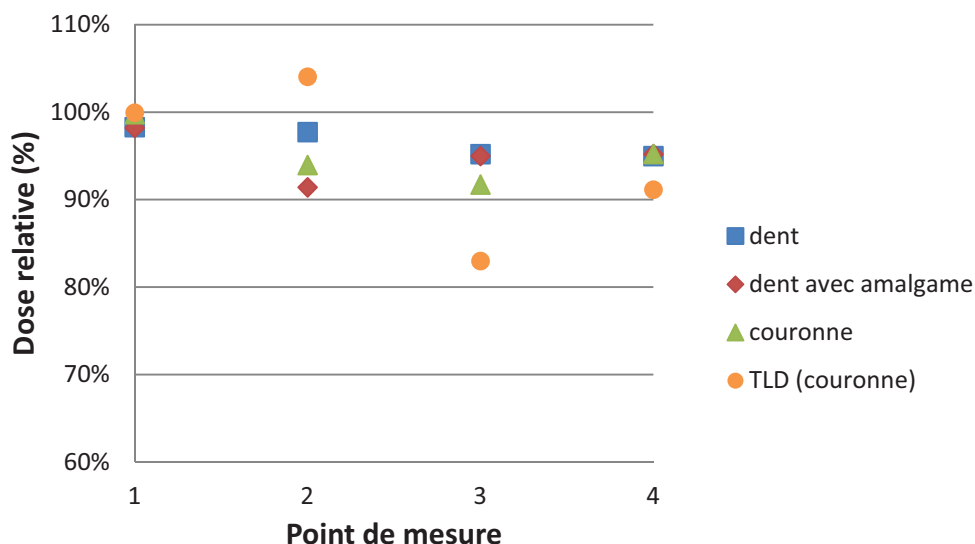


Figure 3.22 : Résultats de l'algorithme Collapsed Cone d'OMP pour les trois échantillons.

Pour l'algorithme Collapsed Cone nous pouvons également faire trois constats :

- A la position 2 correspondant à l'interface tissu/échantillon, les doses de la dent avec amalgame et de la couronne sont plus faibles que pour la dent. A ce stade, il n'y a pas d'explication de tels résultats.
- Concernant l'atténuation, l'algorithme Collapsed Cone montrerait un écart de l'ordre de 4 % pour la couronne à l'interface (position 3).
- Quelques millimètres après, les doses sont équivalentes pour les trois échantillons.

• Images CT corrigées

La Figure 3.23 reprend les calculs avec les algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone avec corrections d'hétérogénéités pour la couronne auxquels se rajoutent les mesures avec les TLD en valeurs absolues.

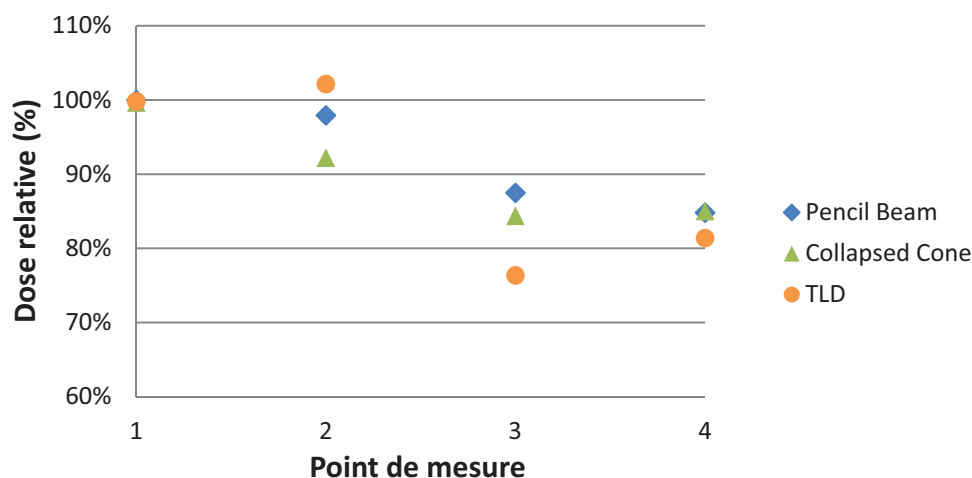


Figure 3.23 : Résultats des algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone d'OMP pour la couronne comparés aux mesures faites avec les TLD.

La rétrodiffusion n'étant pas prise en compte par les algorithmes, seule l'atténuation (positions 3 et 4) nous intéresse ici. La comparaison des deux algorithmes montre que l'algorithme Collapsed Cone calcule une atténuation plus importante à l'interface (position 3) et qu'à distance les deux algorithmes donnent des résultats similaires.

Lorsque l'on ajoute la mesure faite par les TLD, l'atténuation est largement sous-estimée de l'ordre de 10 % et 5 % respectivement à l'interface et à distance pour l'algorithme Collapsed Cone.

Enfin, la Figure 3.24 regroupe les résultats des deux méthodes de correction des masses volumiques sur les images CT comparées aux images non corrigées, et à l'eau pour la couronne avec l'algorithme Collapsed Cone.

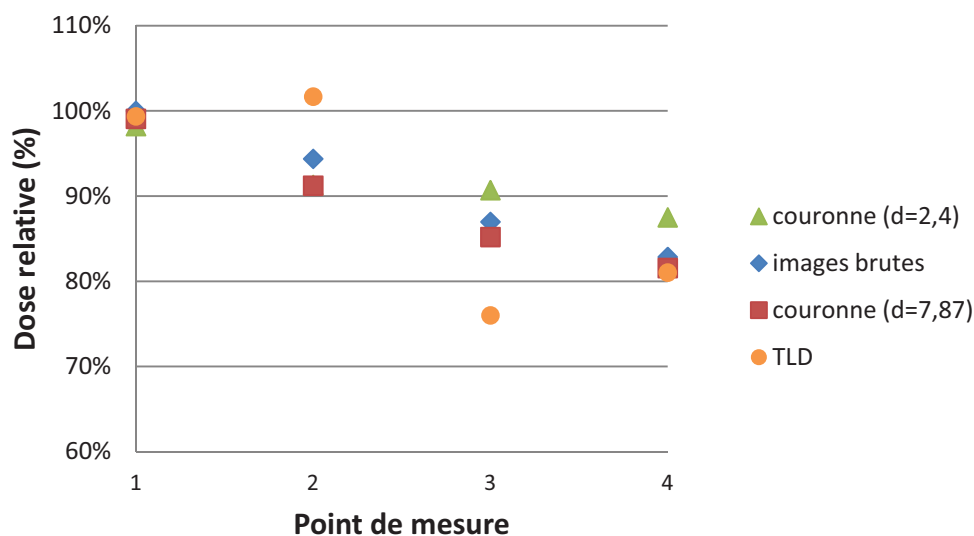


Figure 3.24 : Comparaison des résultats de la correction manuelle, de la correction partielle avec les images CT brutes en présence de la couronne calculés avec l'algorithme Collapsed Cone.

La correction partielle, c'est-à-dire en corrigeant les artéfacts et en gardant la valeur maximale des unités Hounsfield, permet de s'approcher des résultats de la mesure surtout à distance (position 4).

II.5.2.d. Résumé

Le Tableau 3.5 résume les variations de la dose aux interfaces par rapport à la dent saine entre les mesures TLD, les simulations Monte-Carlo et l'algorithme Collapsed Cone du TPS. Seul cet algorithme est présenté car il est reconnu plus performant par rapport à l'algorithme PB.

Tableau 3.5 : Ecart de dose aux interfaces de la dent avec amalgame et de la couronne par rapport à la dent saine par la mesure TLD, la simulation Monte-Carlo et le calcul Collapsed Cone.

Ecart de dose aux interfaces par rapport à la dent	Interface tissu/échantillon			Interface échantillon/tissu		
	TLD	Monte Carlo	TPS (CC)	TLD	Monte Carlo	TPS (CC)
Dent avec amalgame	- 4,26 %	+ 1,43 %	+ 0,82 %	- 0,37 %	- 26,72 %	- 3,43 %
Couronne	+ 2,13 %	+ 23,82 %	+ 0,41 %	- 13,6 %	- 10,95 %	- 8,15 %

La rétrodiffusion est très bien observée avec les simulations Monte-Carlo, qui est la référence, contrairement à la mesure (dont le volume de détection est trop grand) et au TPS (faiblesse des algorithmes en présence de masse volumique élevée et aux interfaces) qui ne montrent pas de surdosage à cette interface.

Concernant l'atténuation, les résultats de la mesure et du calcul pour l'amalgame ne concordent pas avec Monte-Carlo alors que pour la couronne ils sont tout à fait cohérents.

II.6. Discussion/Conclusion

Les résultats obtenus au cours des deux campagnes de mesures sont conformes aux phénomènes physiques prévus par les interactions entre deux milieux de masses volumiques différentes (dont l'un de forte masse volumique supérieure à 3 g/cm^3) : la rétrodiffusion et l'atténuation.

La première campagne avait comme objectif de chiffrer les écarts de dose possibles avec des mesures expérimentales (TLD et films radiochromiques) dans un fantôme proche d'une mâchoire pour une dent, une dent avec amalgame et une couronne. L'incertitude associée est de l'ordre de 4 % pour les mesures et pour les simulations qui sont de plus approximées par l'utilisation d'une source monoénergétique.

La seconde campagne cherchait à préciser ces variations avec un étalonnage rigoureux et l'utilisation de la source réelle pour évaluer les algorithmes du TPS (Pencil Beam et Collapsed Cone). Les résultats étant donnés par rapport à la dent, les modifications de la dose sont observées pour l'amalgame et la couronne.

L'ensemble des résultats (détecteurs et simulations) confirme que le rétrodiffusé apporte une dose non négligeable à l'interface tissu/couronne de l'ordre de 15 à 25 % alors qu'il n'est pas pris en compte par le TPS (quel que soit l'algorithme). Pour une dent avec amalgame, le pic de rétrodiffusion se situe dans la dent et ne peut donc pas être détecté lors des mesures.

Concernant l'atténuation, les résultats de la dent dite amalgamée ne montrant pas de modification de la dose par rapport à la dent saine font penser à une erreur d'identification du

matériau. Il s'agit en réalité de résine, autre solution pour soigner une carie, dont la masse volumique de $2,2 \text{ g/cm}^3$ est proche de la dent.

Concernant l'atténuation de la couronne, les mesures avec les TLD, les films EBT et les simulations Monte Carlo sont en accord. L'atténuation est de l'ordre de 5 à 13 %, tandis que le TPS sous-estime cette atténuation malgré une correction des artefacts qui consiste, soit à attribuer la masse volumique de l'eau aux tissus environnants la couronne et une valeur de masse volumique de la couronne au plus juste, soit, à conserver la valeur UH de la courbe de conversion correspondant à la masse volumique du fer ($7,87 \text{ g/cm}^3$).

Au vue de ces résultats largement significatifs, notamment pour l'atténuation en présence d'un matériau de masse volumique élevée, et ceci pour une seule prothèse de petite dimension (épaisseur d'environ 1 mm entourant une dent, l'ensemble dent et couronne représentant un volume d'environ 1 cm^3), plusieurs interrogations se posent :

- Quels seraient les résultats pour plusieurs échantillons (comme cela est très courant chez les patients) placés côte à côte ? placés face à face ?
- Dans cette nouvelle configuration (plusieurs prothèses) est-ce qu'un second faisceau opposé au premier pourrait compenser l'atténuation ?
- Et qu'en est-il avec de l'amalgame dont la masse volumique est plus élevée qu'une couronne ?

Afin de répondre à ces questions, un nouveau fantôme a été élaboré avec des échantillons calibrés dans une petite cuve d'eau, il fera l'objet de l'étude suivante.

III. Etude standardisée avec plusieurs échantillons

L'étude préliminaire a montré qu'avec un échantillon, l'atténuation potentielle d'un seul faisceau de photons de 6 MV n'est pas négligeable : jusqu'à 13 % pour la couronne et 25 % pour une dent avec amalgame. Pour compléter cette étude, avec plusieurs échantillons et des configurations plus complexes, un nouveau fantôme a été créé (§ III.1).

Deux matériaux représentatifs font l'objet de notre attention : l'amalgame dentaire et la couronne de composition parfaitement connue. Avec ces différents échantillons de tailles variées mais connues, plusieurs configurations ont été élaborées (§ III.2).

Les mesures expérimentales sont menées avec la dernière génération des films Gafchromic EBT3, plus fiable que la génération précédente. Pour les calculs TPS et les simulations Monte-Carlo (§ III.3), les images CT des différentes configurations des échantillons dans le fantôme sont acquises, puis corrigées en fonction des courbes de conversion UH / masse volumique de chaque méthode de calcul (§ III.4).

III.1. Fantôme

Le fantôme est composé de plusieurs pièces assemblées comme l'illustre la Figure 3.25a :

- De plaques de 5 cm x 6 cm de PolyVinylidène de Fluorure (PVDF) en forme de U pour simuler la mâchoire (b, d, e),
- De plaques de 5 cm x 6 cm avec des fentes pour glisser les films EBT3 à trois positions (a, f),
- Des cubes en verre Lithosil de 1 cm x 1 cm x 1cm pour simuler une dent saine (c),
- Des cubes en verre Lithosil de 1 cm x 1 cm x 1 cm percés avec des trous de 3 à 8 mm de diamètre rempli d'amalgame. L'amalgame, de masse volumique $13,35 \text{ g/cm}^3$, est composé de 44,5 % de mercure, 33,855 % d'argent, 14,43 % d'étain et 7,215 % de cuivre.
- Des cubes en verre Lithosil de 0,9 cm x 0,9 cm x 0,9 cm recouverts d'une couronne de 0,7 mm d'épaisseur. L'alliage métallique Chrome / Cobalt, de masse volumique $8,6 \text{ g/cm}^3$, est composé de 61 % de cobalt, 28 % de chrome, 9 % de tungstène, 1,5 % de silicium et moins de 1 % de fer, manganèse, azote et niobium.

Le fantôme ainsi constitué est placé dans une petite cuve de 15 cm x 15 cm x 15 cm que l'on remplit d'eau (Figure 3.25b).

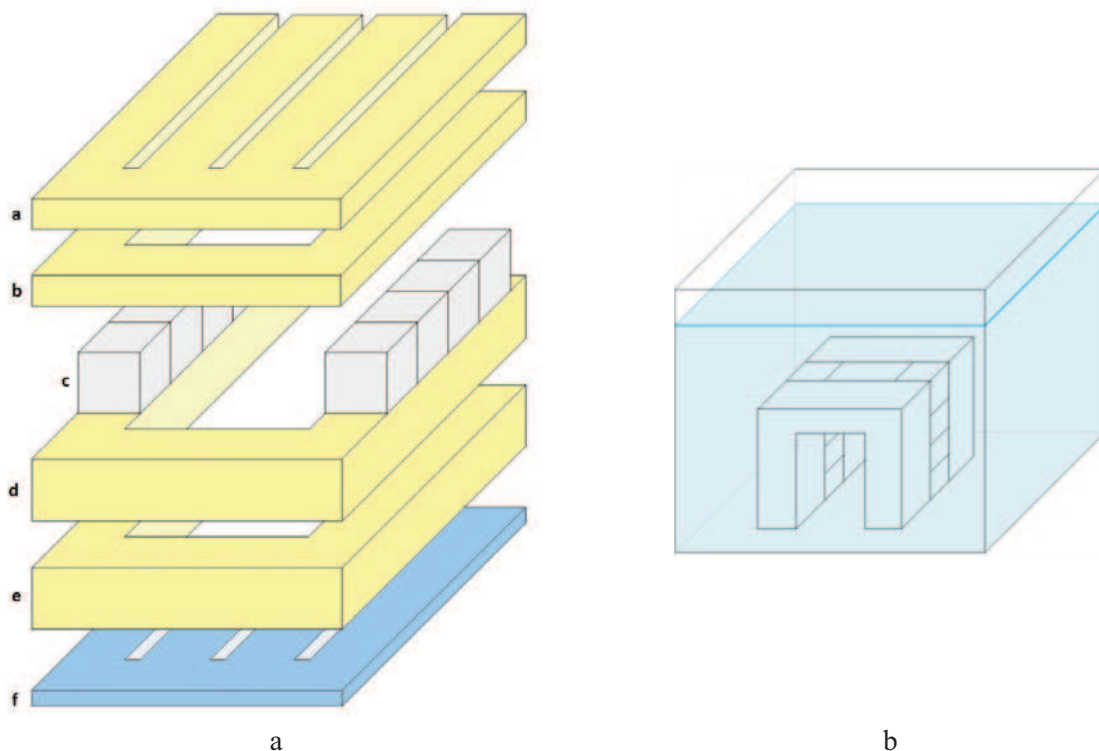


Figure 3.25 : Schéma éclaté de la partie du fantôme représentant la mâchoire (a) et son positionnement dans une petite cuve de 15 cm d'arête (b).

Ce dispositif est positionné à la verticale sur un support dans la cuve remplie d'eau. Le support permet de placer les échantillons approximativement au centre de la cuve. La position

verticale est nécessaire pour que les cubes, représentant les dents, soient dans le même plan de coupe lors de l'acquisition des images CT à l'image du patient en décubitus dorsal¹⁵.

III.2. Configurations des échantillons

III.2.1. Avec l'amalgame

La position des échantillons avec amalgame est choisie de façon à représenter un large éventail des situations que l'on peut rencontrer. Sept configurations ont été définies, dont les cinq premières simulent une implantation uniquement sur la mâchoire inférieure, et les deux dernières reproduisent une implantation sur la mâchoire inférieure et la mâchoire supérieure du côté gauche. Ces configurations sont représentées sur la Figure 3.26 :

- deux échantillons avec amalgame de 3 mm de diamètre placés côte à côté (a1),
- deux échantillons avec amalgame de 7 mm de diamètre placés côte à côté (b1),
- deux échantillons avec amalgame de 3 mm de diamètre placés face à face (c),
- deux échantillons avec amalgame de 8 mm de diamètre placés face à face (d),
- implantation complexe représentant une situation extrême avec six échantillons : deux de 8 mm diamètre, deux de 3 mm de diamètre, un de 7 mm de diamètre et un de 6 mm de diamètre (e),
- deux échantillons avec amalgame de 3 mm de diamètre placés l'un au-dessus de l'autre (a2),
- deux échantillons avec amalgame de 8 mm de diamètre placés l'un au-dessus de l'autre (b2).

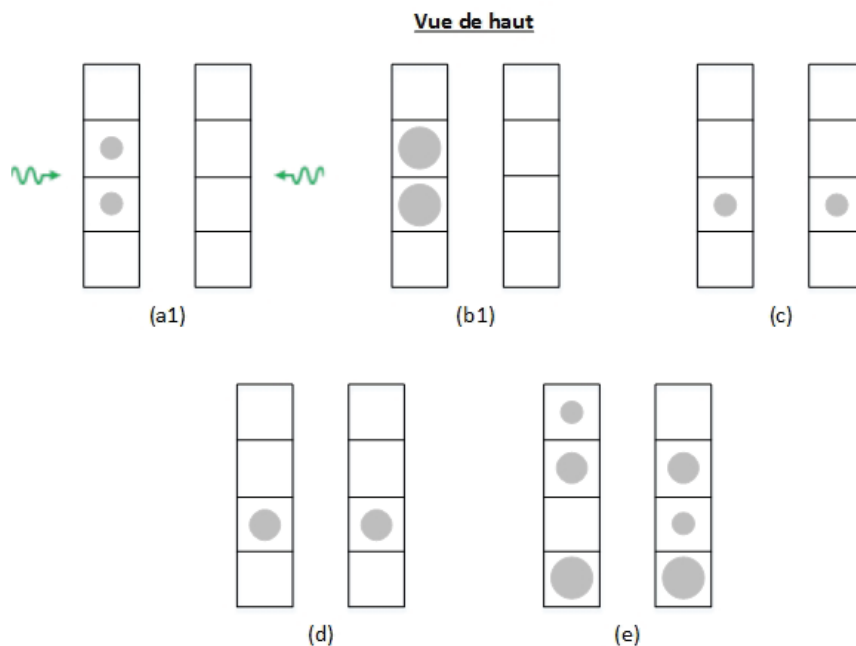


Figure 3.26 : Schéma d'implantation des échantillons d'amalgame.

¹⁵ Position du patient allongé sur le dos.

Vue du faisceau

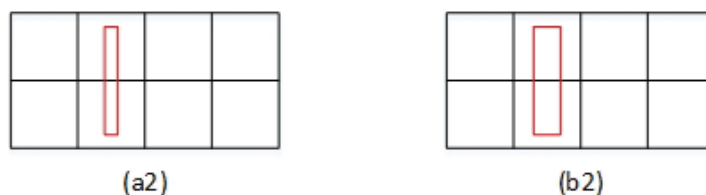


Figure 3.26 (suite) : Schéma d'implantation des échantillons d'amalgame.

III.2.2. Avec la couronne

De la même façon qu'avec les échantillons d'amalgame, plusieurs configurations sont testées. Quatre configurations ont été définies dont les trois premières simulent une implantation uniquement sur la mâchoire inférieure et la dernière simule une implantation sur la mâchoire inférieure et la mâchoire supérieure du côté gauche. Ces configurations sont représentées sur la Figure 3.27 :

- deux échantillons avec couronne placés côté à côté (a),
- deux échantillons avec couronne placés face à face (b),
- quatre échantillons avec couronne implantés de façon complexe (c),
- deux échantillons avec couronne placés l'un au-dessus de l'autre (d).

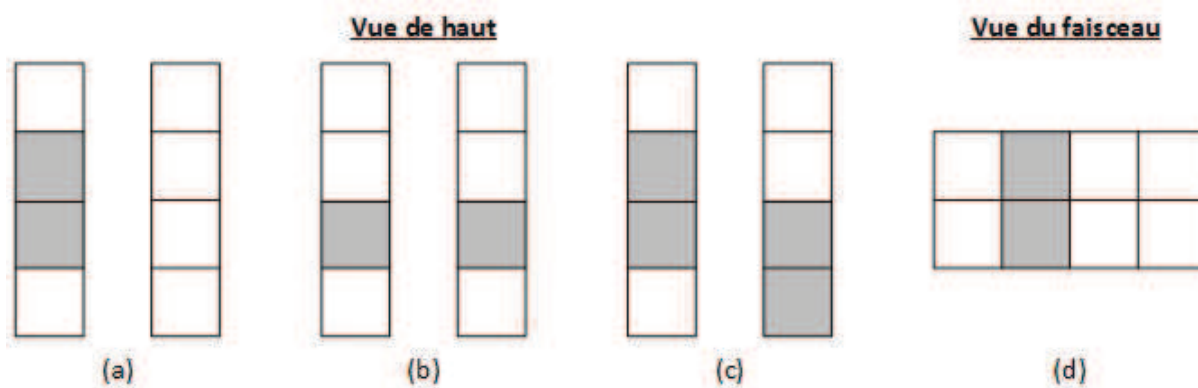


Figure 3.27 : Schéma d'implantation des couronnes.

III.3. Conditions de mesure

La mise en œuvre des mesures et des simulations ayant pour but de se rapprocher d'un traitement ORL, le fantôme est irradié par deux faisceaux de photons de 6 MV latéraux et opposés de 5 cm x 5 cm. Une dose de 2 Gy est délivrée à l'isocentre correspondant à 105 unités moniteur (UM) par faisceau (unité de l'appareil de traitement).

Le choix est fait de délivrer le même nombre d'UM pour toutes les configurations, les résultats seront systématiquement normalisés par rapport à la dose à l'isocentre.

Concernant le placement de l'isocentre, le faisceau n'est pas centré sur les dents mais décalé de 1,5 cm (Figure 3.28) afin de s'éloigner de la zone artéfactée et de ne pas perturber la dose au point de prescription.

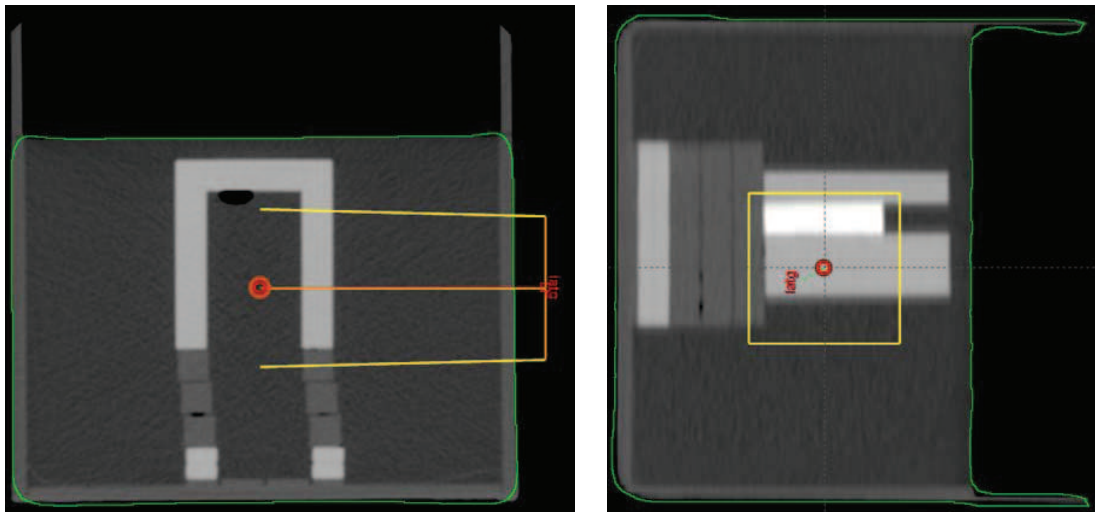


Figure 3.28 : Positionnement de l'isocentre dans le fantôme (cercle rouge) et représentation du faisceau latéral gauche de 5 cm x 5 cm (traits jaune).

Les films EBT3 sont découpés à une dimension de 6 cm x 8 cm, puis positionnés dans les rainures visibles sur la Figure 3.25. Ces positions permettent de recueillir les doses aux interfaces et au centre du volume.

Ces conditions de mesures sont reproduites sur les TPS OMP et Eclipse ainsi que sur les simulations Monte-Carlo.

III.4. Méthodes de correction des images CT

Les images CT sont acquises dans les conditions d'un traitement de radiothérapie (§ III.4.1). Les méthodes de corrections (§ III.4.4) sont basées sur les courbes de conversion des unités Hounsfield en densité électronique implémentées ou définies dans chaque TPS ainsi que dans BEAMnrc (§ III.4.3) à partir d'une courbe de base constituée à partir de la connaissance précise de la composition des tissus présents dans le corps humain (§ III.4.2).

III.4.1. Protocole d'acquisition

L'acquisition des images CT de chacune de ces configurations a été réalisée selon le protocole d'acquisition ORL : 120 kV et 250 mA avec une épaisseur de coupe de 2,5 mm.

Une première série d'images CT est effectuée sans amalgame ni couronne avec les cubes en verre pour avoir une référence sans artéfact.

III.4.2. Courbe de conversion de base

La courbe de conversion des unités Hounsfield en densité massique de base du CT est issue des compositions des tissus du corps humain définies dans les rapports ICRU 44 [Icr5] et CIPR 23 [Cip2] (Tableau 3.6). La masse volumique maximale des tissus définie est celle de l'os compact.

Tableau 3.6 : Courbe de conversion de base des unités Hounsfield en densité (masse volumique relative du matériau par rapport à la masse volumique de l'eau).

Composition	Densité	Nombre Hounsfield (UH)
Poumon	0,5	- 480
Tissu graisseux	0,95	- 96
Muscle	1,05	48
Cartilage	1,1	128
Os spongieux	1,85	1488
Os compact	2,1	1824

III.4.3. Courbe de conversion des méthodes de calculs

III.4.3.a. OMP

Afin de prendre en compte la variété des tissus, plusieurs niveaux de masse volumique ont été ajoutés par le développeur (Tableau 3.7) dans le TPS OMP. Cette courbe n'est pas modifiable, on note toutefois un point supplémentaire pour des UH supérieures à 2832. Au-delà de cette valeur il s'agit forcément d'hétérogénéités artificielles dont les matériaux sont de masse volumique élevée. Toutes valeurs supérieures à 2832 UH sont identifiées comme du fer de masse volumique $7,87 \text{ g/cm}^3$.

Il faut préciser que la densité spécifiée est la densité massique relative à l'eau. Les algorithmes ayant besoin de la densité électronique, le TPS OMP l'associe en plus. Elle est également relative à la densité électronique de l'eau.

Tableau 3.7 : Correspondance entre les matériaux, les unités Hounsfield, la densité massique relative et la densité électronique relative respectivement par rapport à la densité massique et la densité électronique de l'eau, enregistrée dans le TPS OMP.

Composition	Nombre Hounsfield (UH)	Densité massique relative	Densité électronique relative
Air (en dehors du patient)	- 992	0,00121	0,00109
Air (dans le patient)	- 976	0,00121	0,00109
Poumon	- 480	0,5	0,50
Adipose	- 96	0,95	0,95
Muscle	48	1,05	1,04
Cartilage	128	1,1	1,08
2/3 cartilage, 1/3 os	528	1,35	1,29
1/3 cartilage, 2/3 os	976	1,6	1,52
Os 1	1488	1,85	1,72
Os 2	1824	2,1	1,95
1/2 os, 1/2 aluminium	2224	2,4	2,15
Aluminium	2640	2,7	2,34
Aluminium	2832	2,83	2,46
Fer	> 2832	7,87	6,60

III.4.3.b. Eclipse

Dans le TPS Eclipse, la courbe de conversion des UH en densité électronique par défaut correspond au Tableau 3.6. Il est possible de la modifier en remplaçant le dernier point par les coordonnées [3071 UH ; 7,87 g/cm³] pour étendre la courbe en masse volumique. Concernant la densité électronique, elle fait l'objet d'une seconde courbe indépendante. Par défaut, elle est limitée aux cinq points donnés dans le Tableau 3.8. Comparée à la courbe de conversion d'OMP (Figure 3.29), on peut remarquer qu'elle manque de finesse entre 2500 et 3071 UH.

Tableau 3.8 : Correspondance entre les unités Hounsfield et la densité électronique enregistrée dans le TPS Eclipse par défaut.

Valeur UH (en UH)	Densité électronique relative
- 1050	0
- 1000	0
100	1,1
1000	1,532
6000	3,92

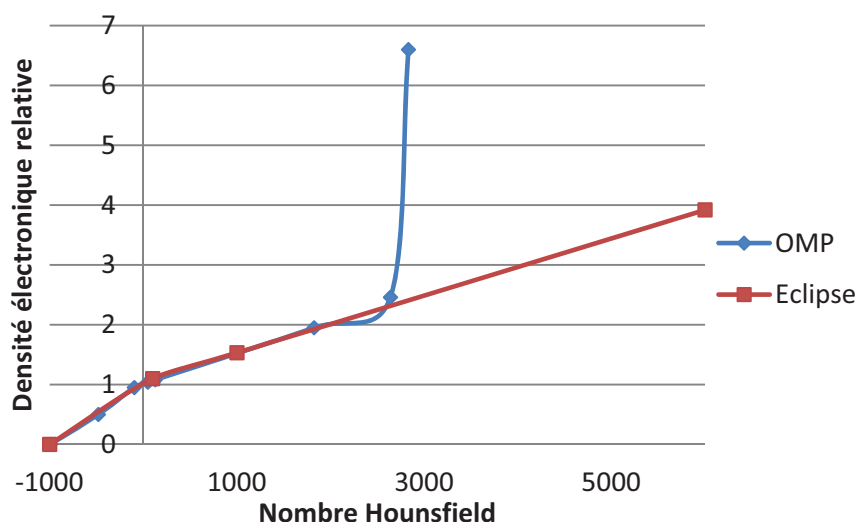


Figure 3.29 : Courbes de conversion des Unités Hounsfield en densités électroniques dans OMP et dans Eclipse.

L'information fournie par le scanner étant limitée à la valeur de 3071 UH, l'extension jusqu'à 6000 UH n'est pas adaptée. Par conséquent pour correspondre à la courbe du TPS OMP le point [6000 UH ; 3,92] sera remplacé par trois nouveaux points : [1824 UH ; 1,95], [2832 UH ; 2,46] et [3071 UH ; 6,6].

III.4.3.c. BEAMnrc

Dans BEAMnrc, la courbe de conversion par défaut est la courbe de base. Elle peut être modifiée par l'utilisateur. Ici, la courbe est simplifiée au niveau des tissus et trois points sont ajoutés (Tableau 3.9) : l'air, l'aluminium et le fer à l'image du TPS OMP.

Tableau 3.9 : Courbe de conversion des nombres Hounsfield en masse volumique dans BEAMnrc, simplifié au niveau des tissus mous par rapport à OMP.

Composition	Masse volumique (g/cm ³)	Nombre Hounsfield (UH)
Air	[0,001 – 0,05]	[- 1024 ; - 976]
Poumon	[0,05 - 0,5]	[- 976 ; - 480]
Tissus	[0,5 – 1,1]	[- 480 ; 128]
Os	[1,1 – 2,7]	[128 ; 2640]
Aluminium	[2,7 – 2,83]	[2640 ; 2832]
Fer	[2,83 – 7,87]	[2832 ; 3071]

Concernant les densités électroniques, elles sont prises en compte par les sections efficaces pour lesquelles la composition atomique est connue.

III.4.4. Corrections des images CT pour les calculs

En radiothérapie, le but de l'imagerie tomodensitométrique est de pouvoir contourer les volumes d'intérêt pour ensuite accéder aux informations de dose dans ces volumes. Le calcul et les informations résultantes dépendent en premier lieu de l'exactitude de l'identification des matériaux.

Habituellement, une correction est appliquée pour les traitements du pelvis avec prothèses de hanche. Ce n'est pas le cas pour les traitements ORL pour lesquels le calcul est réalisé sur les images artéfactées non corrigées du fait de leur complexité.

Les mesures sont donc comparées dans un premier temps aux calculs effectués sur les images CT non corrigées, ou images brutes ; puis, dans un second temps, comparées aux calculs sur les images CT corrigées des artéfacts.

Le principe de la correction des images repose sur l'attribution de nouvelles valeurs de masse volumique en s'aidant des volumes déjà contourés pour les algorithmes cliniques des TPS (Figure 3.30) :

- Pour OMP, l'attribution manuelle des masses volumiques étant limitée à $2,4 \text{ g/cm}^3$, un nouveau volume est créé. Ce volume correspond au volume externe auquel on soustrait les prothèses, appelé « Externe-prothèses ». Ainsi, une masse volumique de 1 g/cm^3 lui est attribuée tandis que la prothèse garde la valeur des UH originales.
- Pour Eclipse, l'attribution manuelle des masses volumiques dépendant de l'extension de la courbe de conversion, il est possible d'attribuer la valeur maximale de 3071 UH. La création d'un volume intermédiaire devient inutile. Cependant, pour cette comparaison, le choix est fait de suivre la même démarche.

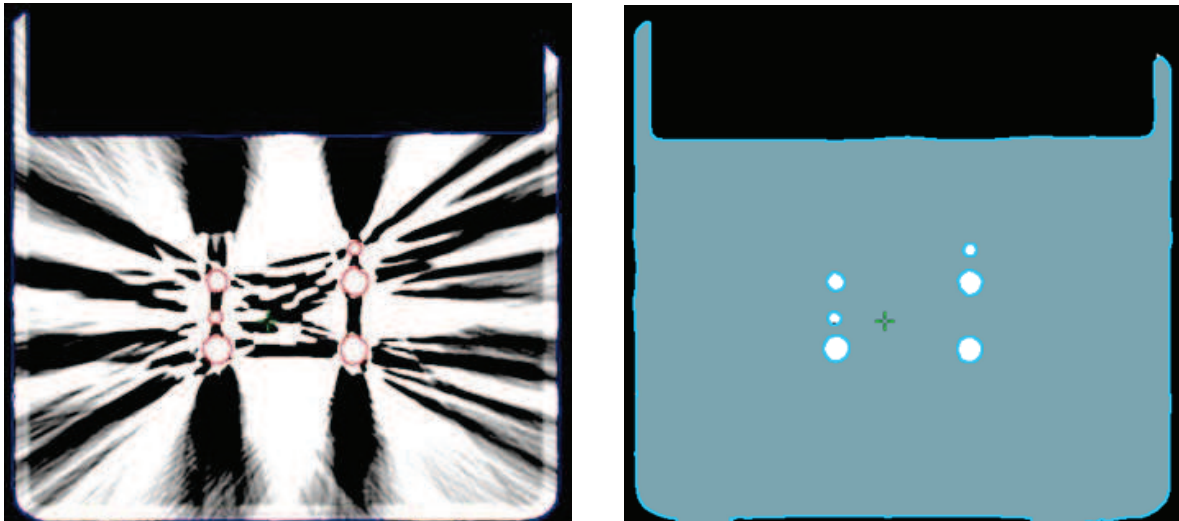


Figure 3.30 : Application de la méthode de correction sur les images brutes (à gauche) en attribuant la valeur de la masse volumique de l'eau au volume « Externe-prothèses » en bleu (à droite).

Concernant BEAMnrc, il ne possède pas d'outils de contourage, les corrections seront faites manuellement sur chaque coupe grâce au logiciel EgsphantOpener (§ I.3.2 au chapitre 1). Le résultat sur les coupes est semblable à celui présenté pour les TPS.

La composition des matériaux (amalgame de masse volumique $13,35 \text{ g/cm}^3$ et couronne de masse volumique $8,6 \text{ g/cm}^3$) utilisés pour cette partie de l'étude, sont créés et ajoutés aux sections efficaces disponibles dans PEGS4.

III.5. Résultats

Les résultats seront présentés sous deux formes : des profils et des écarts de dose. Les profils calculés (en orange sur la Figure 3.31) résultants des deux faisceaux opposés (en vert sur la Figure 3.31) passant par la/les prothèse(s) sur lesquels seront reportés les valeurs des films EBT3 (en rouge sur la Figure 3.31). Les écarts de dose des algorithmes par rapport au film EBT3 au niveau des trois points définis par la position des films dans le fantôme et dénommés « Interface gauche », « Centre » et « Interface droite ».

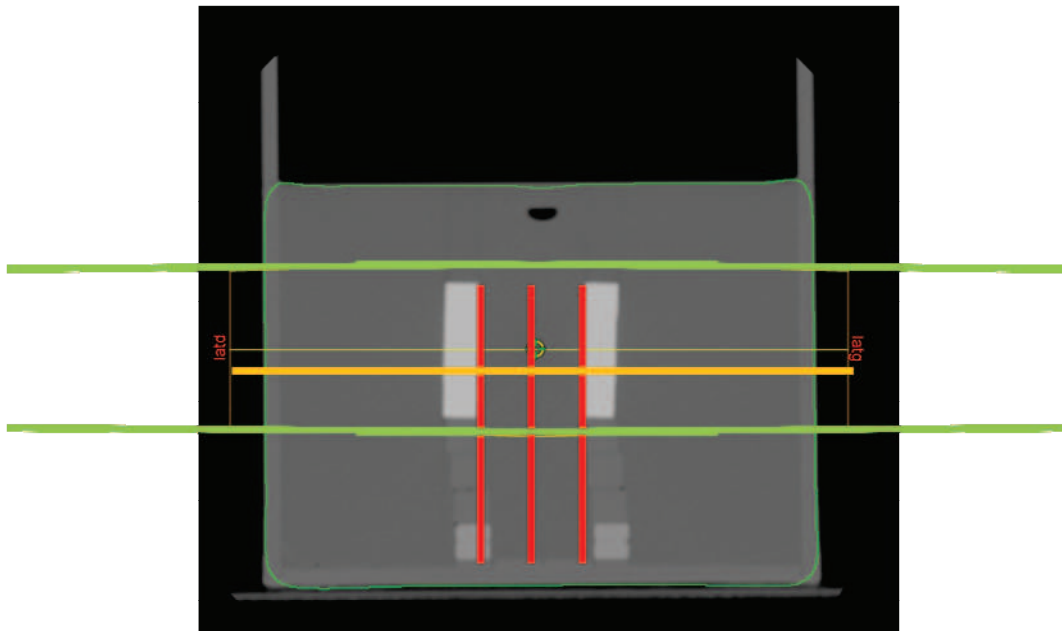


Figure 3.31 : Représentation d'un profil de distribution de la dose (en orange) résultant de deux faisceaux de photons opposés (en vert) et de la position des trois films EBT3 (en rouge).

Les différents algorithmes et méthodes de corrections des images CT seront référencés avec les annotations suivantes :

- PB : algorithme Pencil Beam du TPS OMP,
- CC : algorithme Collapsed Cone du TPS OMP,
- AAA : algorithme Anisotropic Analytical Algorithm du TPS Eclipse,
- MC : simulations par méthodes de Monte-Carlo avec le code BEAMnrc,
- M0 : calcul sur les images CT brutes sans modification des masses volumiques désigné par la méthode 0,
- M2 : calcul sur les images CT corrigées par attribution d'une nouvelle masse volumique désigné par la méthode 2,
- a0 : fait référence au fantôme sans échantillon (amalgame ou couronne), non présenté.

Un algorithme étant associé à une méthode de correction, on trouvera par exemple le résultat CC_M2 pour l'algorithme Collapsed Cone calculé sur les images corrigées par la méthode 2.

Avant de présenter les résultats pour les amalgames (§ III.5.2) et pour les couronnes (§ III.5.3), il est intéressant de s'attarder sur les images CT pour déterminer l'impact des artefacts sur l'identification des masses volumiques et sur les dimensions des objets (§ III.5.1).

III.5.1. Analyse des images CT

L'utilisation d'un fantôme anthropomorphique de composition et de dimensions connues permet d'évaluer l'exactitude des masses volumiques et des dimensions au niveau des coupes affectées par les artefacts.

La valeur des masses volumiques des différents matériaux est relevée sur les images CT dans une zone homogène sans artefact et sur une coupe avec artefacts (cas le plus complexe) : d'une part sur les images originales par l'intermédiaire du TPS, et d'autre part, sur les images converties pour le code BEAMnrc/EGSnrc (Tableau 3.10).

Tableau 3.10 : Valeurs des masses volumiques des différents matériaux dans une coupe sans artefact et dans une coupe avec artefacts relevées sur le TPS et sur BEAMnrc.

		TPS	BEAMnrc
Coupe sans artefact	Eau	1,01	0,98
	PMMA	1,09	1,1
	PVDF	1,38	1,4
Coupe avec artefacts	Amalgame	7,87	7,87
	Eau	0,001 à 7,87	0,001 à 2,8

Concernant la dimension des échantillons (amalgame et couronne), leur contour est tracé en sélectionnant les pixels de l'image ayant la valeur UH maximale (seuillage de l'échelle de niveau de gris). La dimension est ensuite mesurée sur les images dans le TPS et sur les images converties dans BEAMnrc (Tableau 3.11).

Tableau 3.11 : Dimension des prothèses métalliques mesurée sur les images CT.

	Dimension	TPS	BEAMnrc
Amalgame	3 mm	3,5 mm	2 à 4 mm
	6 mm	6 mm	6 mm
	8 mm	8 mm	8 mm
Couronne	0,7 mm	3 à 4 mm	3 à 4 mm

L'utilisation d'échantillons de dimensions et de composition connues était l'occasion de tester l'acquisition des images sur 16 bits (au lieu de 12 bits habituellement) permettant d'étendre l'échelle Hounsfield de - 32 767 à 32 768 (Figure 3.32).

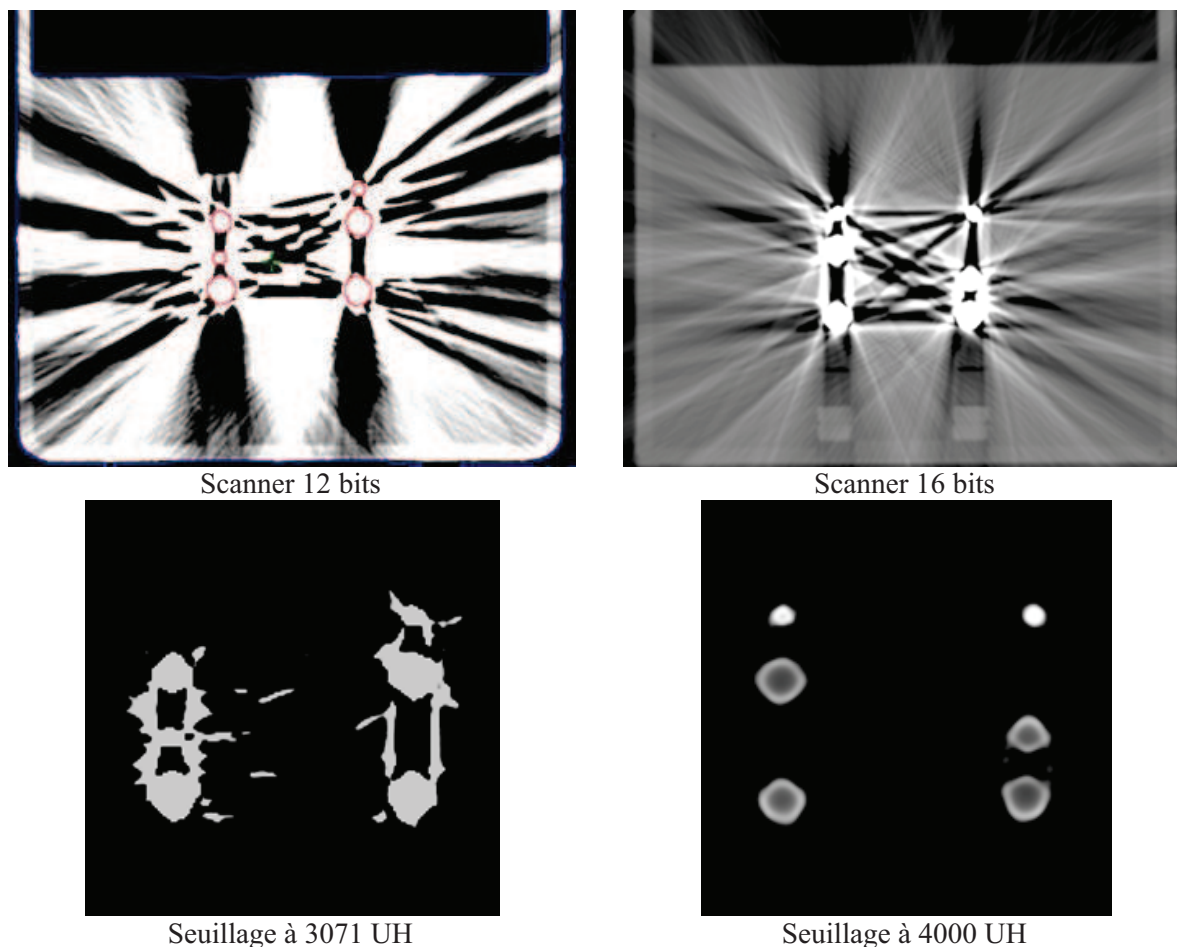


Figure 3.32 : Comparaison des images scanner 12 bits et 16 bits.

Les images montrent une nette amélioration de la définition des UH : les structures sont plus visibles et les artéfacts paraissent moins présents. Cependant, les relevés des UH dans l'eau indiquent que les valeurs s'étendent de -1000 UH à 3071 UH comme pour une acquisition 12 bits.

L'acquisition d'une image 16 bits augmente de 25 % la quantité d'informations à stocker dans les systèmes d'informations en radiothérapie. C'est une modification qui demande d'être planifiée. L'idéal serait de réaliser un scanner 16 bits uniquement pour les patients le nécessitant. Cette solution n'est pas envisageable avec le scanner RT16 de GE puisqu'il requiert de redémarrer l'appareil à chaque bascule (passage de 12 à 16 bits et inversement). Si le choix des images sur 16 bits est retenu, il faut encore vérifier que le TPS prend bien en charge cette quantité de données. Le TPS Eclipse le permet contrairement au TPS OMP.

Concernant la masse volumique et la dimension du contour de ces échantillons, les images sont à considérer avec attention. Dans les coupes avec artéfacts, le seuillage permet un contournage relativement précis. Il faut cependant le modérer, car sur les patients, les formes étant beaucoup plus complexes, une erreur de 1 à 2 mm est fortement probable. Quant à l'identification des matériaux, dans les coupes artéfactées, il devient impossible de distinguer une dent, de l'os, de l'eau ou encore de l'air. De plus, les TPS ne permettent pas de distinguer une couronne d'un amalgame. La correction des masses volumiques dans cette zone est alors à étudier avec vigilance.

III.5.2. Amalgame

Les résultats pour les différentes configurations sont présentés séparément du plus simple au plus complexe :

- (a) échantillons de 3 mm côte à côte dans la même coupe et dans des coupes différentes (§ III.5.2.a et III.5.2.b),
- (b) échantillons de 7 mm côte à côte dans la même coupe et dans des coupes différentes (§ III.5.2.c et III.5.2.d),
- (c) échantillons de 3 mm en vis-à-vis dans le même plan de coupe sur le même axe parallèle au faisceau (§ III.5.2.e),
- (d) échantillons de 8 mm en vis-à-vis dans le même plan de coupe sur le même axe parallèle au faisceau (§ III.5.2.f),
- (e) échantillons de diamètres différents répartis sur plusieurs position (§ III.5.2.g).

Les comparaisons des algorithmes (incertitude de 2 % en milieu homogène pouvant atteindre 4 % en milieu hétérogène) avec la mesure expérimentale (1,5 %) et les simulations Monte-Carlo (1 %) se focalisent essentiellement sur l'apport de la correction des images ainsi que sur les écarts de dose par rapport à la mesure expérimentale.

III.5.2.a. Configuration (a1)

Dans cette configuration, les deux échantillons d'amalgame, de 3 mm de diamètre, sont placés côte à côte sur la représentation de la mâchoire inférieure. La Figure 3.33 présente pour l'algorithme Collapsed Cone (CC) l'impact d'une prothèse sur la distribution de la dose par rapport à la configuration sans prothèse (a0).

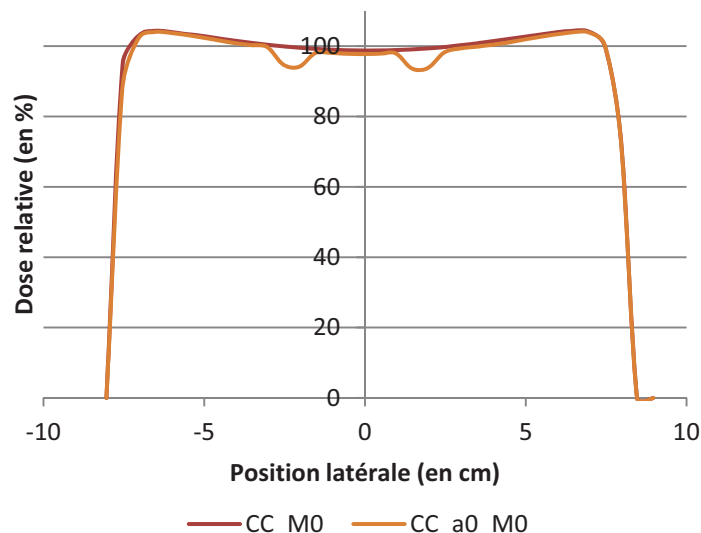


Figure 3.33 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau d'une prothèse avec l'algorithme CC sur les images non corrigées (CC_M0) et par rapport au profil de coupe sans prothèse (CC_a0_M0).

Un amalgame de 3 mm de diamètre, malgré le décalage du modèle sans prothèse lors de la mise en place, permet d'observer l'influence d'une petite quantité d'amalgame au niveau de la dent opposée.

Les profils de distribution de la dose calculés par les algorithmes sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale et à Monte-Carlo sont présentés sur la Figure 3.34.

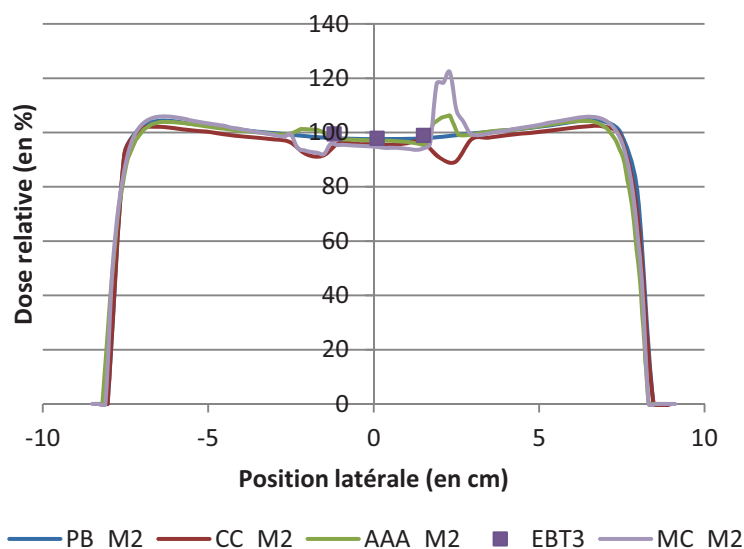


Figure 3.34 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 3 mm de diamètre

Dans le cas d'une seule prothèse de faible dimension, les algorithmes sont en accord avec les mesures (Tableau 3.12) au niveau des trois points de relevé de la dose (à l'intersection des traits rouge et du trait orange à la Figure 3.31).

Tableau 3.12 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (a1).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	-1,92	-0,36	-1,16
CC_M0	-3,77	-2,34	-7,99
PB_M2	-1,56	-0,36	-1,16
CC_M2	-5,30	-2,34	-2,28
AAA_M2	-1,87	-0,88	-3,61
MC_M2	-3,95	-3,19	-4,85

Pour cette configuration, les écarts ne sont pas significatifs avec PB et AAA, alors que le sous-dosage prédit par CC et MC est compris entre 2 et 8 %. Ces résultats sont à modérer du fait des différences de résolution, de 0,2 mm, 2 mm et 5 mm respectivement pour le film EBT3, AAA/MC et PB/CC.

III.5.2.b. Configuration (a2)

Dans cette configuration, les deux échantillons d'amalgame, de 3 mm de diamètre, sont placés l'un au-dessus de l'autre comme pour une mâchoire inférieure et une mâchoire supérieure. Les profils de distribution de la dose calculés par les algorithmes sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale et à Monte-Carlo sont présentés sur la Figure 3.35.

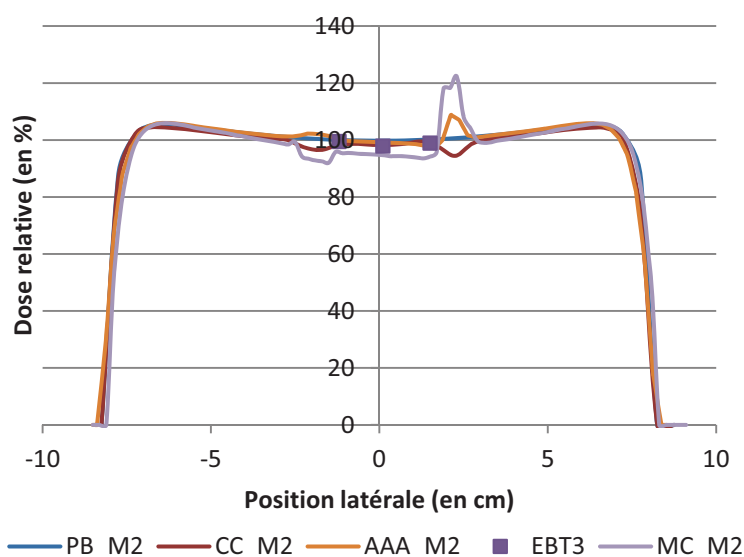


Figure 3.35 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 3 mm de diamètre dans la configuration a2.

Dans le cas d'une seule prothèse de faible dimension sur le trajet du faisceau, les algorithmes sont en accord avec les mesures (Tableau 3.13).

Tableau 3.13 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (a2).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	1,32	1,93	2,54
CC_M0	-1,16	-0,13	0,36
PB_M2	0,82	1,37	2,03
CC_M2	0,04	0,69	1,31
AAA_M2	0,97	0,76	0,11
MC	-3,71	-3,71	-4,12

Pour les algorithmes, les écarts de dose sont relativement proches de la mesure alors que Monte-Carlo montre des écarts d'environ - 4 %. On peut noter, par rapport à la configuration précédente, que le fait que les échantillons de même dimension soient sur des plans séparés influence la distribution de la dose pour les algorithmes, alors que la différence entre les configurations (a1) et (a2) sur les mesures est inférieure à 1 %.

III.5.2.c. Configuration (b1)

Dans cette configuration, les deux échantillons d'amalgame, de 7 mm de diamètre, sont placés côte à côte sur la représentation de la mâchoire inférieure. La Figure 3.36 présente pour l'algorithme CC l'impact d'une prothèse sur la distribution de la dose par rapport à la configuration sans prothèse.

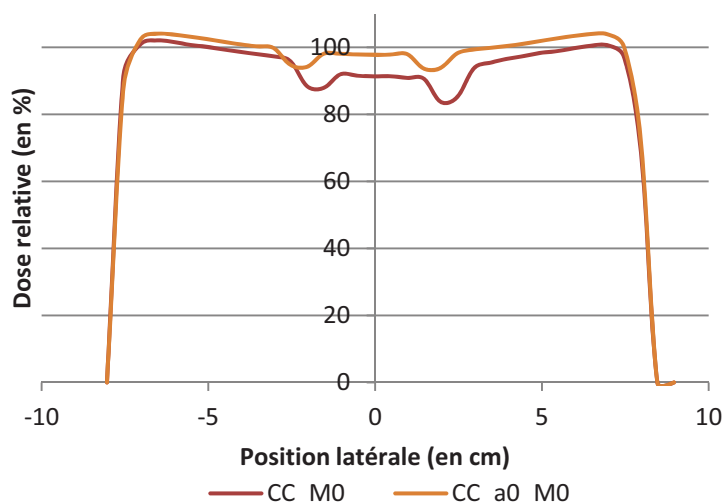


Figure 3.36 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau d'une prothèse avec l'algorithme CC sur les images non corrigées (CC_M0) et du profil de coupe de la configuration sans prothèse (CC_a0_M0).

Malgré un léger décalage de la mise en place, l'influence de l'amalgame de 7 mm de diamètre sur la dent opposée est encore plus marquée que pour l'amalgame de 3 mm. Par exemple, l'écart au centre du volume est de - 9,3 %.

Les profils de distribution de la dose, calculés par les algorithmes sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale et à Monte-Carlo sont présentés sur la Figure 3.37.

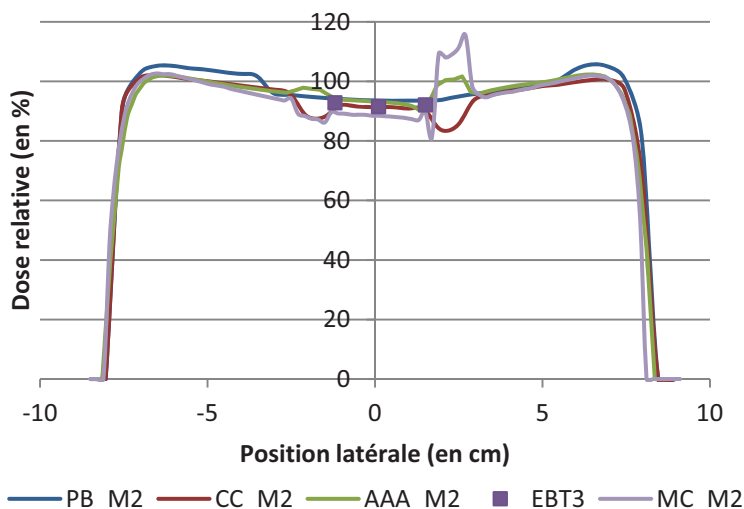


Figure 3.37 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 7 mm de diamètre dans la configuration b1.

Dans le cas d'une seule prothèse de dimension conséquente sur le trajet du faisceau, les algorithmes sont en accord avec les mesures (Tableau 3.14).

Tableau 3.14 : Ecart de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (b1).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	-3,58	-3,15	-3,99
CC_M0	3,92	4,92	5,48
PB_M2	1,48	2,11	1,54
CC_M2	-3,16	-0,24	-1,63
AAA_M2	1,58	1,74	-0,46
MC	-3,67	-3,39	-2,62

Le calcul avec les images corrigées améliore les résultats de la distribution de la dose, l'écart diminue par rapport aux mesures. Monte-Carlo prédit encore une dose inférieure à la mesure, probablement due à la dimension des voxels.

III.5.2.d. Configuration (b2)

Dans cette configuration, les deux échantillons d'amalgame, de 7 mm de diamètre, sont placés l'un au-dessus de l'autre comme pour une mâchoire inférieure et une mâchoire supérieure. Les profils de distribution de la dose calculés par les algorithmes sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale et à Monte-Carlo sont présentés sur la Figure 3.38.

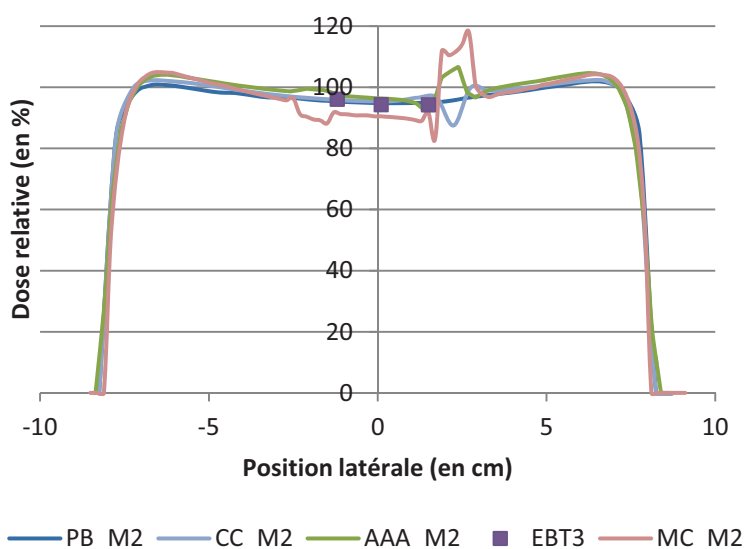


Figure 3.38 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 7 mm de diamètre dans la configuration (b2).

Dans le cas d'une seule prothèse de dimension sur le trajet du faisceau qui devient conséquente, 7 mm de diamètre, les algorithmes sont encore en accord avec les mesures (Tableau 3.15) tandis que Monte-Carlo donne toujours une dose inférieure.

Tableau 3.15 : Ecart de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (b2).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	-0,56	0,71	0,83
CC_M0	-1,08	0,51	-2,99
PB_M2	-0,76	0,57	0,73
CC_M2	-0,15	1,12	2,48
AAA_M2	1,58	2,16	-0,12
MC	-4,85	-4,12	-2,72

Les configurations a et b sont similaires dans le sens où deux échantillons de mêmes dimensions sont étudiés respectivement dans le même plan de coupe et dans deux plans de coupe adjacents. Il est donc intéressant de regarder si la position de deux amalgames peut avoir une quelconque influence, du fait des artefacts plus prononcés dans le premier cas (même plan de coupe, Figure 3.39).

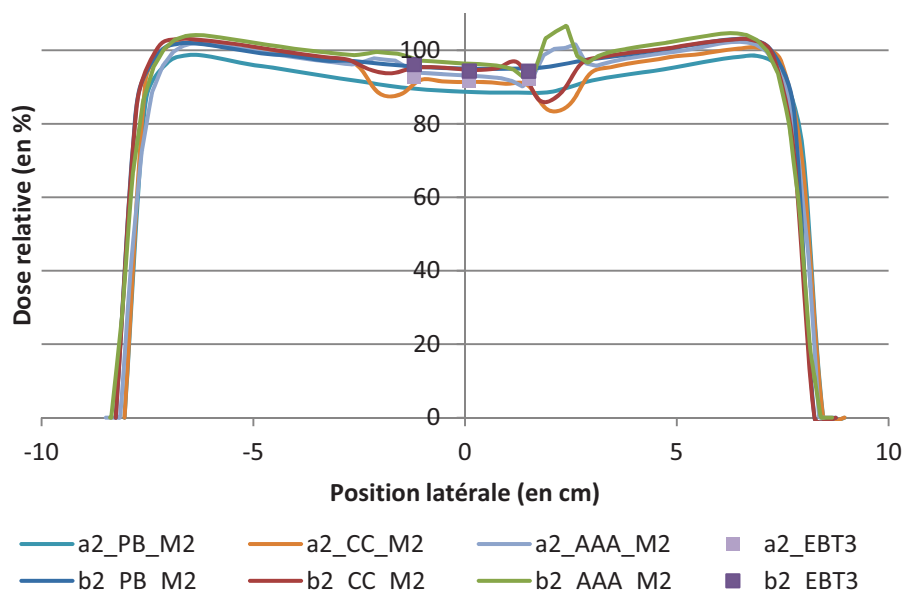


Figure 3.39 : Comparaison entre les configurations a2 et b2.

Les mesures révèlent une atténuation supérieure d'environ 3 % de la configuration a2 par rapport à la configuration b2. Cette différence n'est cependant pas significative.

III.5.2.e. Configuration (c)

Dans cette configuration, les deux échantillons d'amalgame, de 3 mm de diamètre, sont placés face à face sur la représentation de la mâchoire inférieure, le faisceau traversant les deux sur le même axe. La Figure 3.40 présente pour l'algorithme CC l'impact d'une prothèse sur la distribution de la dose par rapport à la configuration sans prothèse.

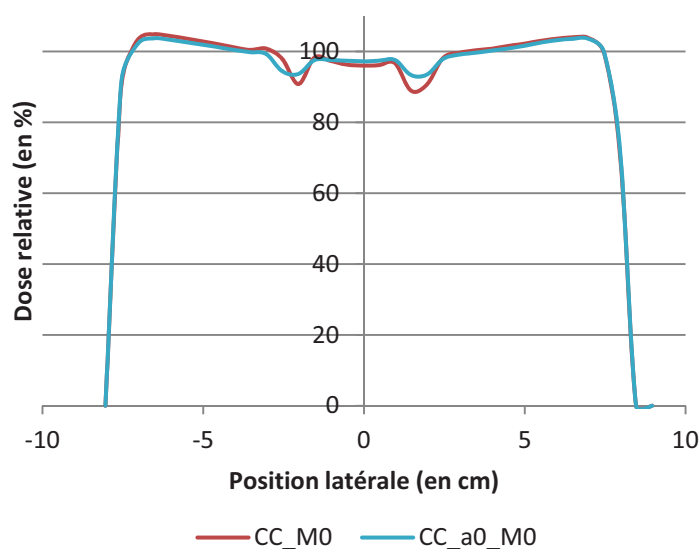


Figure 3.40 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau de deux prothèses identiques de 3 mm de diamètre avec l'algorithme CC sur les images non corrigées (CC_M0) et du profil de coupe de la configuration sans prothèse (CC_a0_M0).

La présence de deux amalgames de 3 mm de diamètre modifie essentiellement la dose à l'intérieur et aux alentours du matériau, alors que l'atténuation, au centre, ne semble pas impactée par rapport à l'absence de prothèse.

Les profils de distribution de la dose, calculés par les algorithmes sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale et à Monte-Carlo sont présentés sur la Figure 3.41.

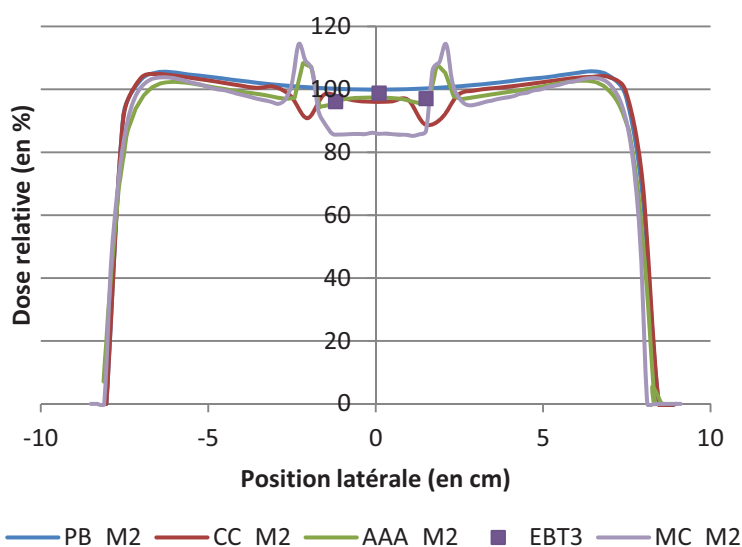


Figure 3.41 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 3 mm de diamètre dans la configuration c.

Dans le cas de ces deux prothèses de faible dimension, 3 mm de diamètre en vis-à-vis, les algorithmes sont également en accord avec les mesures (Tableau 3.16).

Tableau 3.16 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration c.

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	-0,05	-3,24	-1,06
CC_M0	1,77	-2,75	-8,33
PB_M2	4,28	1,11	3,31
CC_M2	4,06	1,72	3,66
AAA_M2	-0,05	-1,41	-1,63
MC	-10,78	-13,11	-10,52

Dans cette configuration, la correction des images augmente essentiellement l'écart de la dose aux interfaces, effet moins marqué au niveau du point central.

III.5.2.f. Configuration (d)

Dans cette configuration, les deux échantillons d'amalgame, de 8 mm de diamètre, sont placés face à face sur la représentation de la mâchoire inférieure, le faisceau traversant les deux sur le même axe. La Figure 3.42 présente pour l'algorithme CC l'impact d'une prothèse sur la distribution de la dose par rapport à la configuration sans prothèse.

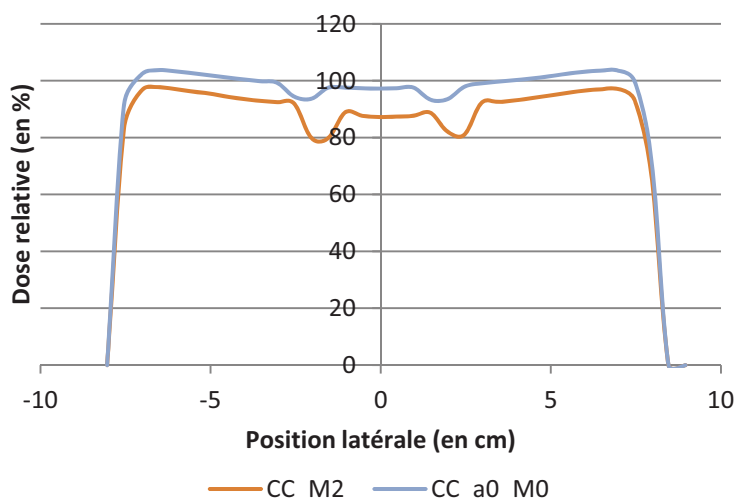


Figure 3.42 : Comparaison du profil de coupe passant au niveau de deux prothèses identiques de 8 mm de diamètre avec l'algorithme CC sur les images corrigées (CC_M2) et du profil de coupe de la configuration sans prothèse (CC_a0_M0).

La présence de deux amalgames de 8 mm de diamètre modifie la distribution de la dose tout le long du parcours par rapport à l'absence de prothèse. En effet, le faisceau est atténué deux fois au passage de chaque échantillon.

Les profils de distribution de la dose, calculés par les algorithmes sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale et à Monte-Carlo sont présentés sur la Figure 3.43.

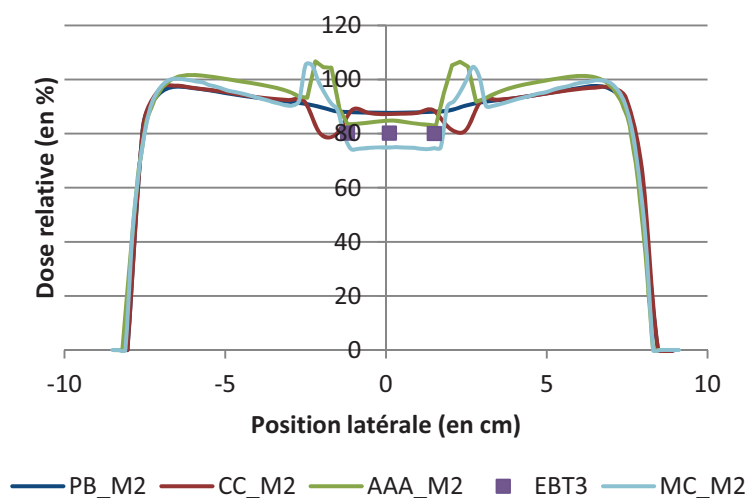


Figure 3.43 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence d'un amalgame de 7 mm de diamètre dans la configuration (d).

Dans le cas de ces deux prothèses de grandes dimensions, 8 mm de diamètre en vis-à-vis, les algorithmes commencent à montrer leur limite (Tableau 3.17).

Tableau 3.17 : Ecart de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (d).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	18,01	17,81	18,47
CC_M0	11,54	17,27	19,47
PB_M2	9,73	9,26	9,99
CC_M2	10,21	8,72	10,81
AAA_M2	4,06	5,71	4,17
MC_M2	4,67	-6,74	-6,79

Concernant les algorithmes, ce cas est très instructif : d'une part, la correction des images réduit de moitié l'écart de dose avec les films pour les algorithmes du TPS OMP, et d'autre part, l'algorithme AAA réduit de moitié l'écart par rapport à PB et CC.

III.5.2.g. Configuration (e)

Cette configuration est la plus complexe avec des amalgames de diamètres différents placés à diverses positions.

Pour ce cas, trois profils de distribution de la dose, comme illustrés sur la Figure 3.44, sont présentés sur les Figures 3.45 à 3.47.

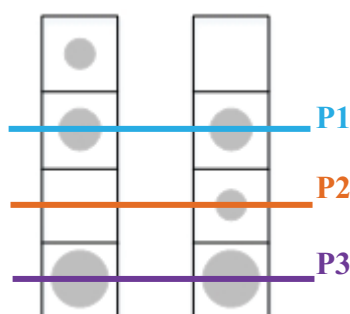


Figure 3.44 : Illustration des profils relevés pour la configuration (e).

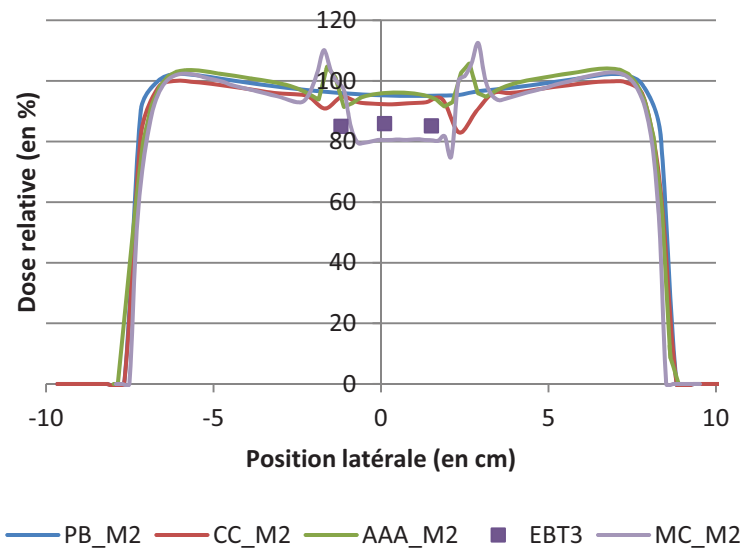


Figure 3.45 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence de multiples prothèses dans la configuration e au niveau du profil P1.

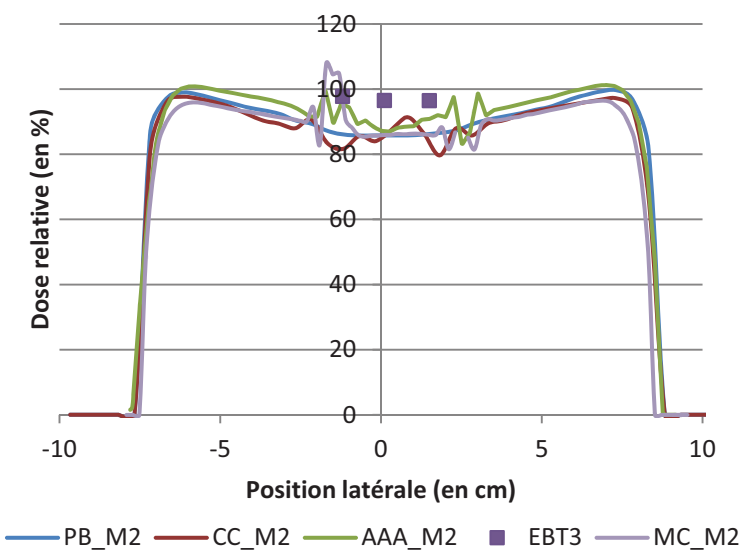


Figure 3.46 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence de multiples prothèses dans la configuration e au niveau du profil P2.

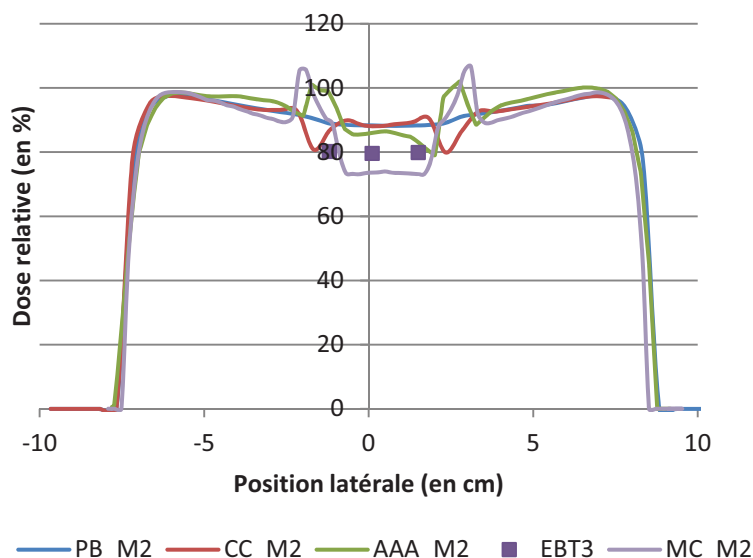


Figure 3.47 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo en présence de multiples prothèses dans la configuration e au niveau du profil P3.

Dans ce cas, relativement complexe, les algorithmes engendrent des résultats assez similaires. Cependant ils sont très variables en fonction du profil : certaines zones sont sous-dosées alors que dans d'autres, la dose est surestimée (Tableau 3.17).

Tableau 3.18 : Ecarts de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (e).

		Interface gauche	Centre	Interface droite
P1	PB_M0	6,55	4,33	5,20
	CC_M0	2,14	4,74	6,63
	PB_M2	12,85	10,82	11,67
	CC_M2	11,37	7,48	9,67
	AAA_M2	11,93	11,57	12,13
	MC	15,44	-6,34	-5,57
P2	PB_M0	-12,02	-11,15	-10,59
	CC_M0	-16,52	-11,21	-13,78
	PB_M2	2,84	3,75	3,97
	CC_M2	2,44	3,34	3,58
	AAA_M2	-2,37	-9,67	-5,85
	MC	-0,12	-11,08	-11,01
P3	PB_M0	15,68	15,84	16,18
	CC_M0	4,05	15,69	17,41
	PB_M2	10,78	10,88	10,63
	CC_M2	8,44	10,79	11,38
	AAA_M2	22,73	7,96	4,01
	MC	11,69	-7,54	-8,41

Dans une configuration plus complexe, les algorithmes, qu'ils soient pencil kernel ou point kernel, fournissent les mêmes résultats. Les profils P1 et P3 sont plus affectés par l'amalgame

puisque les épaisseurs de métal traversées sont plus grandes que sur le profil P2. Comme pour les configurations simples, les algorithmes surestiment la dose reçue dans la zone centrale (profils P1 et P3) alors qu'ils sous-dosent au niveau du profil P2. On peut observer ici un cumul des interférences liées à la présence de multiples prothèses.

III.5.3. Couronne

Les résultats pour les différentes configurations sont présentés séparément du plus simple au plus complexe :

- (a) deux couronnes côte à côte dans le même plan de coupe (§ III.5.3.a),
- (b) deux couronnes en vis-à-vis dans le même plan de coupe sur l'axe du faisceau (§ III.5.3.b),
- (c) quatre couronnes réparties sur plusieurs positions dans le même plan de coupe (§ III.5.3.c),
- (d) deux couronnes côte à côte dans des coupes différentes (§ III.5.3.d).

Les comparaisons des algorithmes (incertitude de 2 % en milieu homogène pouvant atteindre 4 % en milieu hétérogène) avec la mesure expérimentale (1,5 %) et les simulations Monte-Carlo (1 %) se focalisent essentiellement sur l'apport de la correction des images ainsi que sur les écarts de dose par rapport à la mesure expérimentale.

III.5.3.a. Configuration (a)

Dans cette configuration, les deux échantillons de couronne, de 0,7 mm d'épaisseur, sont placés côte à côte dans le même plan de coupe. La Figure 3.48 et la Figure 3.49 présentent les profils de distribution de dose calculés par les algorithmes et par BEAMnrc respectivement sur les images brutes et sur les images corrigées par rapport à la mesure expérimentale.

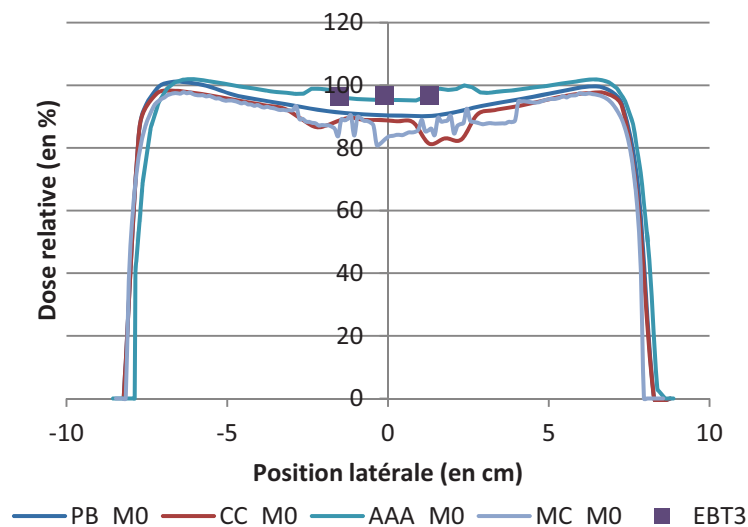


Figure 3.48 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo sans correction des masses volumiques en présence de deux couronnes côte à côte.

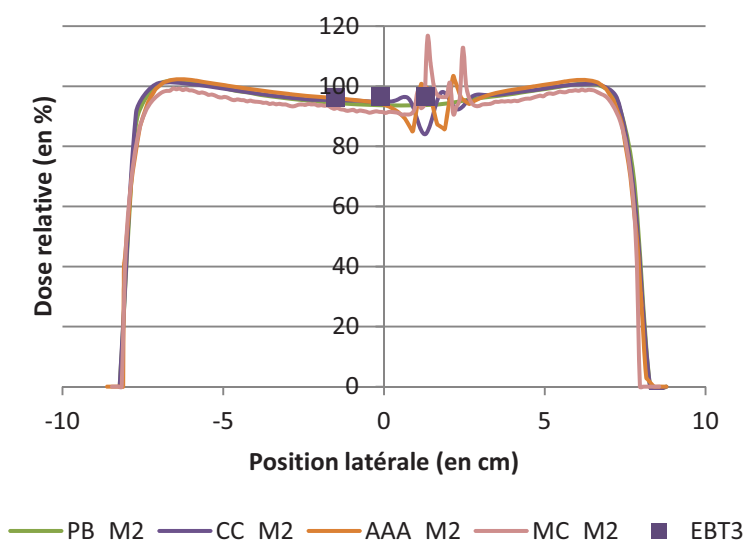


Figure 3.49 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo avec correction des masses volumiques en présence de deux couronnes côte à côte.

Sur les images brutes (non corrigées), les algorithmes PB, CC et le code BEAMnrc semblent surestimer la dose absorbée dans le fantôme alors que l'algorithme AAA est très proche de la mesure.

Sur les images corrigées, tous les algorithmes des TPS correspondent à la mesure à distance de la prothèse, tandis que les résultats des simulations Monte-Carlo sont toujours plus faibles que la mesure.

Dans les deux cas, la dose au niveau de l'interface bien que relativement proche des algorithmes et des simulations Monte-Carlo n'est pas comparable. En effet, en regardant la zone perturbée par la prothèse, sa dimension est supérieure d'environ 3 mm. Le Tableau 3.19 présente les écarts des différentes méthodes de calcul de la dose par rapport au film EBT3.

Tableau 3.19 : Ecart de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (a).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	- 5,1	- 6,6	- 6,7
CC_M0	- 8,8	- 8,2	- 15,8
PB_M2	- 2,0	- 3,2	- 3,2
CC_M2	- 1,0	- 2,0	- 13,0
AAA_M2	- 0,4	- 2,7	+ 3,0
MC_M2	- 3,9	- 5,5	+ 8,6

Dans cette configuration, avec une seule prothèse, la correction des images permet de correspondre plus justement avec la mesure pour les deux points à distance. En revanche, à l'interface avec la prothèse, les valeurs de dose sont affectées par une dimension de la couronne supérieure à la réalité du fait des artefacts.

III.5.3.b. Configuration (b)

Dans cette configuration, les deux prothèses sont en vis-à-vis sur l'axe du faisceau. Les résultats sans correction et avec correction des masses volumiques sont présentés respectivement sur la Figure 3.50 et la Figure 3.51.

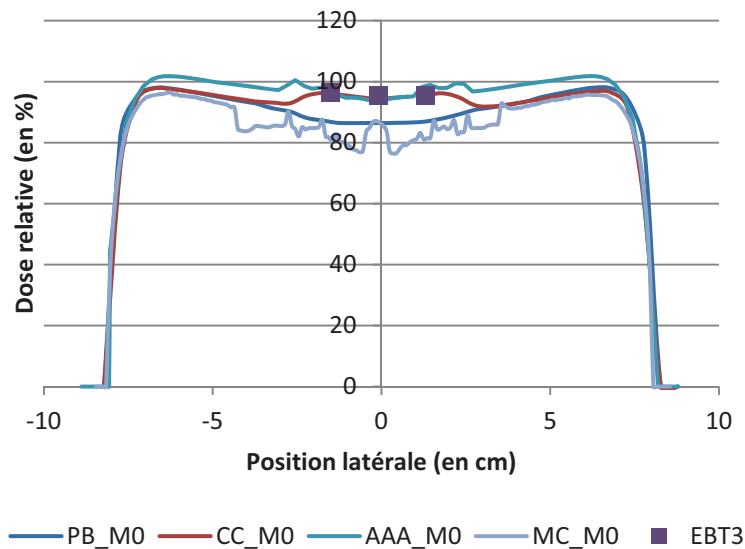


Figure 3.50 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo sans correction des masses volumiques en présence de deux couronnes en vis-à-vis.

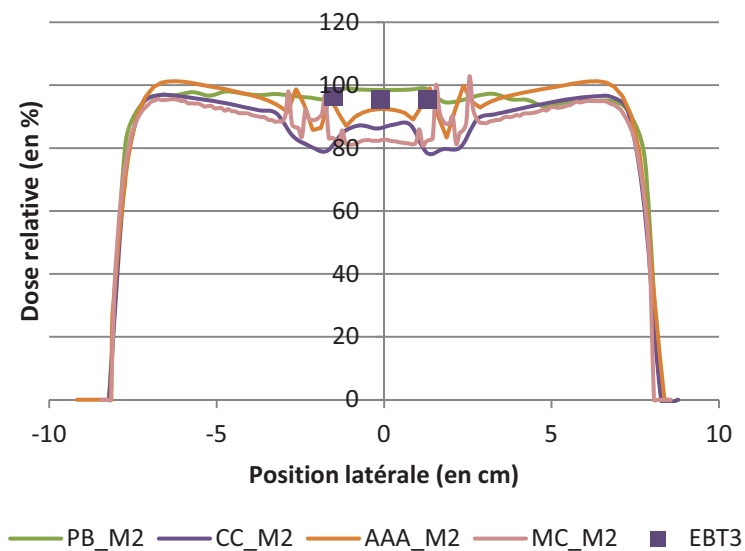


Figure 3.51 : Comparaison des algorithmes de calcul des TPS avec la mesure expérimentale et Monte-Carlo avec correction des masses volumiques en présence de deux couronnes en vis-à-vis.

Dans cette configuration, les résultats sont assez complexes du fait du changement multiple de milieux et de la surestimation de la dimension des prothèses. L'impact de la différence entre la dimension réelle et la dimension contournée est plus important après attribution d'une nouvelle masse volumique. En effet, la correction fixe la valeur du métal alors que sur les images non corrigées cette valeur est moyennée en fonction de la taille de la matrice de calcul. Ainsi, les algorithmes CC et AAA sont similaires aux mesures. En revanche, en corrigeant les masses volumiques, à cause de la surévaluation de la dimension des prothèses, l'atténuation liée à ces dernières est surestimée comme cela est résumé dans le Tableau 3.20.

Tableau 3.20 : Ecart de dose (en %) des différents moyens de calcul par rapport à la mesure par film EBT3 pour la configuration (b).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
PB_M0	- 10,0	- 9,5	- 9,0
CC_M0	- 0,3	- 1,0	- 0,1
PB_M2	+ 0,3	+ 3,1	+ 3,2
CC_M2	- 16,0	- 9,4	- 17,8
AAA_M2	- 2,6	- 3,2	+ 2,1
MC_M2	- 14,0	- 13,6	- 13,8

III.5.3.c. Configuration (c)

La configuration (c) est la plus complexe. Seuls les résultats des profils P3 et P2 seront présentés, le profil P1 étant symétrique au profil P3 (Figure 3.52).

L'effet de la correction des masses volumiques sur les images étant identique aux deux configurations précédentes, les profils P3 et P2 des images corrigées sont donc comparés respectivement aux profils de la configuration (a) (Figure 3.53) et de la configuration (b) (Figure 3.54). Pour cette seconde comparaison, les algorithmes seront séparés pour plus de lisibilité.

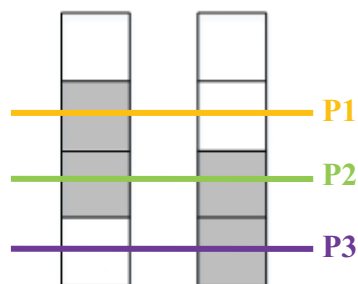


Figure 3.52 : Illustration des profils relevés pour la configuration (c).

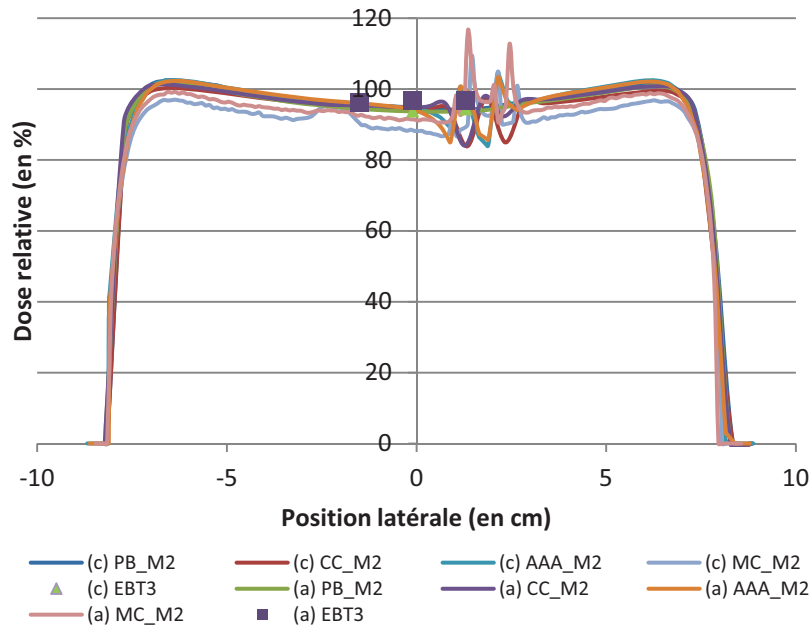


Figure 3.53 : Comparaison du profil P3 de la configuration (c) avec le profil de la configuration (a) pour les cinq méthodes de détermination de la dose sur les images corrigées.

Pour ce profil avec une seule prothèse sur le parcours du faisceau de photons, les résultats des algorithmes des TPS sont similaires. En revanche, Monte-Carlo comme les mesures montrent que la dose est plus faible dans la configuration (c), la plus complexe, que dans la configuration (a). Les écarts relevés entre ces deux configurations pour Monte-Carlo et les films EBT3 sont donnés dans le Tableau 3.21.

Tableau 3.21 : Ecart de dose (en %) des simulations Monte-Carlo et des films EBT3 de la configuration (c) par rapport à la configuration (a) au niveau du profil P3.

	Interface gauche	Centre	Interface droite
(c) EBT3	- 0,5	- 3,0	- 2,4
(c) MC_M2	- 2,3	- 3,3	- 14,7

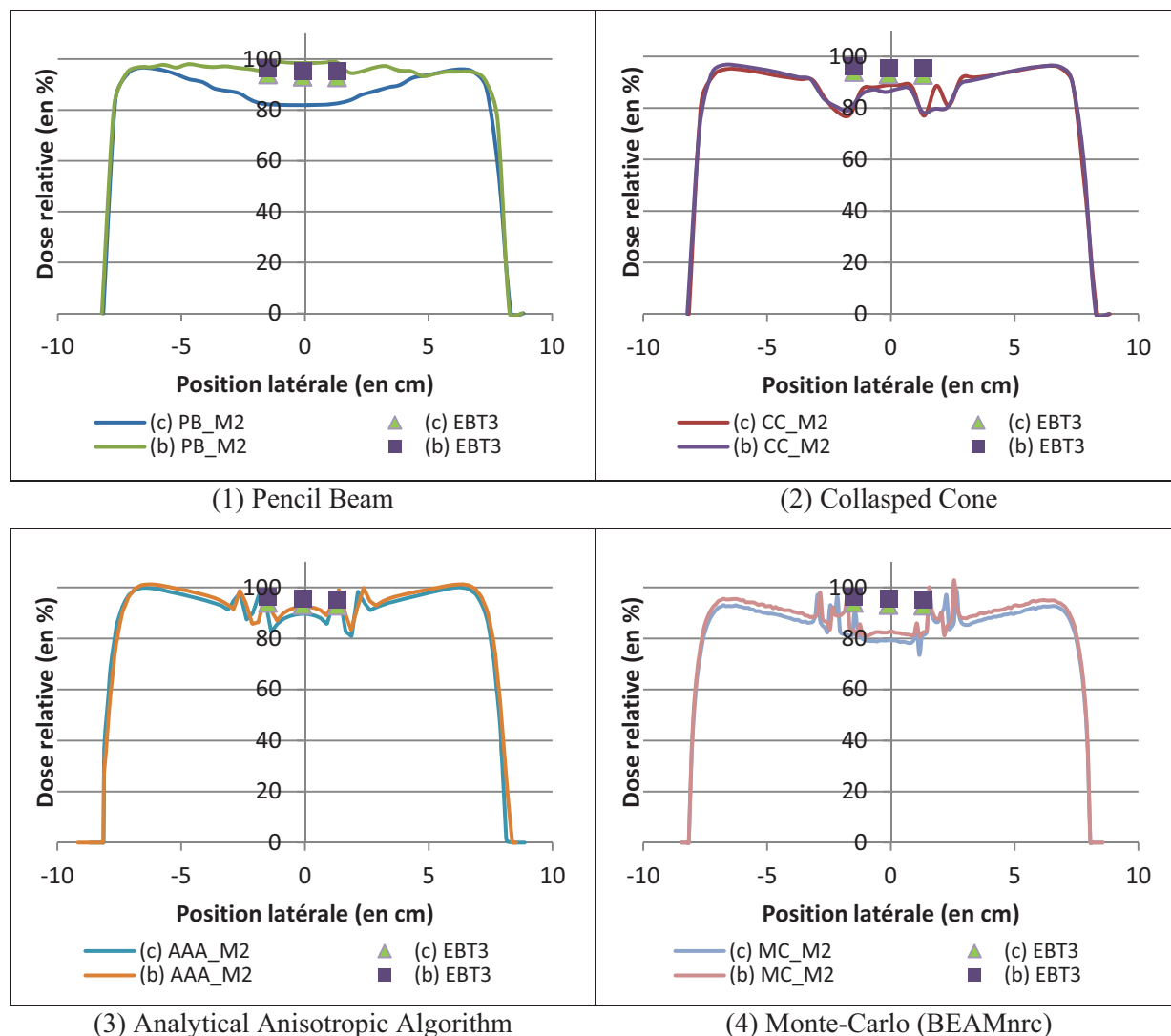


Figure 3.54 : Comparaison du profil P2 de la configuration (c) avec le profil de la configuration (a) pour les algorithmes Pencil Beam (1), Collapsed Cone (2) et Analytical Anisotropic Algorithm (3), et pour les simulations Monte-Carlo (4) par rapport à la mesure des films EBT3.

Les résultats de l'algorithme Pencil Beam sont très différents entre les deux configurations tandis que l'algorithme Collapsed Cone ne montre pas d'écart significatif. Les résultats de l'algorithme AAA, de Monte-Carlo et des films EBT3 sont les plus intéressants, ils montrent que dans la configuration (c) la dose est plus faible que dans la configuration (a). Les écarts sont résumés dans le Tableau 3.22.

Tableau 3.22 : Ecart de dose (en %) des simulations Monte-Carlo et des films EBT3 de la configuration (c) par rapport à la configuration (a) au niveau du profil P2.

	Interface gauche	Centre	Interface droite
(c) EBT3	- 2,5	- 2,5	- 2,7
(c) AAA_M2	- 4,2	- 2,9	- 0,8
(c) MC_M2	+ 3,9	- 4,0	- 1,5

Ces écarts nous permettent d'observer que la présence de plusieurs prothèses influence la distribution de la dose par rapport aux configurations plus simples. Globalement, quel que soit le niveau du profil, la complexité de l'implantation des prothèses réduit la dose délivrée de 2 à 4 %. Cette différence devient suffisamment importante pour faire basculer la dose en-dessous de la valeur minimale de 95% dans un volume cible. Par exemple, sur le point central la dose mesurée avec les films EBT3 dans la configuration (b) est de 95,5 % et passe à 93,1 % dans la configuration (c). L'algorithme AAA d'Eclipse, prédit dans les mêmes configurations, une dose respectivement de 92,4 % et de 89,7 %.

III.5.3.d. Configuration (d)

Dans cette configuration, deux prothèses sont placées côte à côte mais dans deux plans différents comme sur une mâchoire inférieure et une mâchoire supérieure. Les résultats des différentes méthodes de détermination de la dose sont identiques à la configuration (a) entre les images non corrigées et les images corrigées.

La Figure 3.55 présente donc les profils de dose passant par une prothèse dans la configuration (a) et dans la configuration (d) sur les images corrigées.

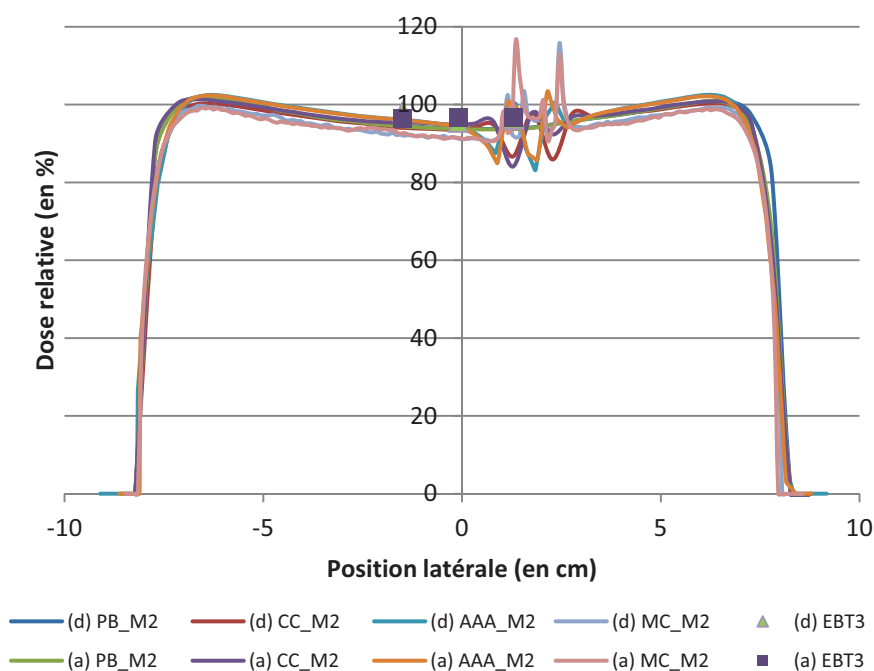


Figure 3.55 : Comparaison du profil passant par une prothèse dans la configuration (d) avec le profil de la configuration (a) pour les cinq méthodes de détermination de la dose sur les images corrigées.

Quelle que soit la position des deux prothèses, dans le même plan de coupe ou dans deux plans de coupe, la distribution de la dose est identique. Les écarts sont donnés dans le Tableau 3.23.

Tableau 3.23 : Ecarts de dose (en %) des films EBT3 de la configuration (d) par rapport à la configuration (a).

	Interface gauche	Centre	Interface droite
(d) EBT3	+ 1,9	- 1,4	- 0,5

III.5.4. Matrice de calcul

Jusqu'à présent les simulations Monte-Carlo étaient menées avec une matrice de calcul de 2 mm x 2 mm x 2,5 mm comme le TPS Eclipse alors que le film EBT3 possède une résolution de 0,35 mm. Les simulations de la configuration (d) de l'amalgame et la configuration (b) de la couronne ont été réalisées avec une matrice de 1 mm x 1 mm x 2,5 mm et sont présentées respectivement sur la Figure 3.56 et la Figure 3.57.

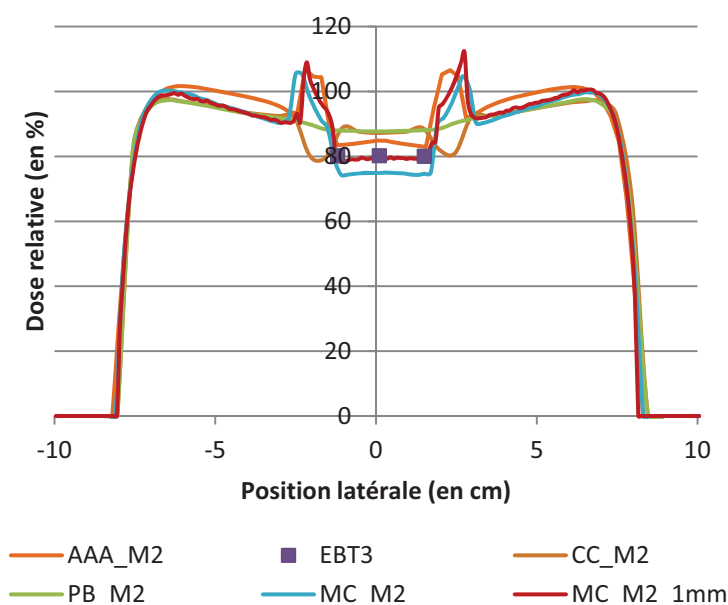


Figure 3.56 : Comparaison des simulations Monte-Carlo entre une matrice de 2 mm x 2 mm x 2,5 mm et une matrice de 1 mm x 1 mm x 2,5 mm par rapport aux algorithmes de calcul des TPS et la mesure expérimentale pour la configuration (d) de l'amalgame.

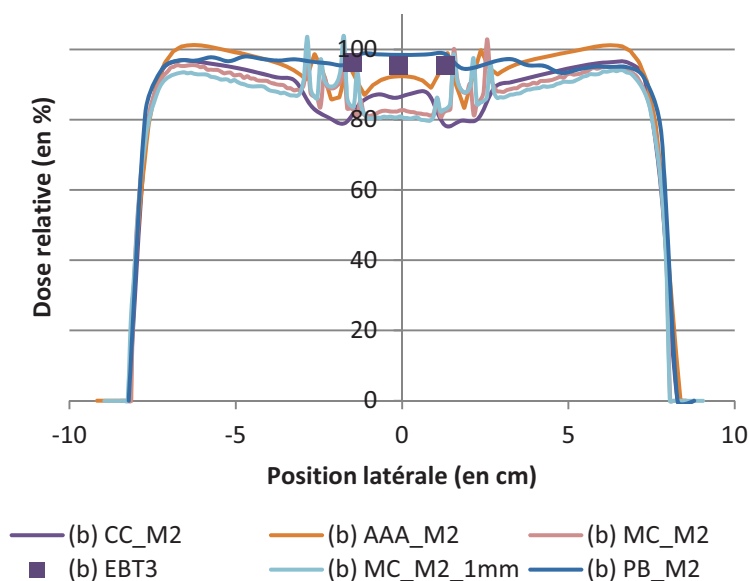


Figure 3.57 : Comparaison des simulations Monte-Carlo entre une matrice de 2 mm x 2 mm x 2,5 mm et une matrice de 1 mm x 1 mm x 2,5 mm par rapport aux algorithmes de calcul des TPS et la mesure expérimentale pour la configuration (b) de la couronne.

Dans le cas de l'amalgame, la diminution de la maille de calcul semble modifier la distribution de la dose, le résultat correspond à la mesure expérimentale. Dans la zone centrale, l'algorithme AAA fournit les résultats les plus proches de BEAMnrc avec un écart de 5,7 % alors que les écarts pour les algorithmes PB et CC sont respectivement de 9,3 % et 8,7 %. Au niveau des interfaces et dans l'échantillon de matériau, les données ne sont pas fiables du fait de la résolution de la matrice et de la différenciation des milieux.

En revanche, dans la configuration de la couronne, il n'y a pas d'amélioration sur le résultat de la dose, l'écart avec la mesure est toujours de 13,6 % dans la zone centrale. Dans ce cas, les algorithmes sont plus proches de la dose délivrée par rapport à Monte-Carlo à cause d'une valeur de masse volumique moyennée et plus approximative pour l'algorithme clinique. Aux interfaces et dans la prothèse, ce modèle est confronté à la surévaluation de la dimension de la couronne à cause de l'imagerie, les résultats ne peuvent pas être exploités.

III.6. Discussion

La saturation de l'échelle de quantification de l'image (3071 UH) ne permet pas de distinguer sur les images CT une couronne de l'amalgame. L'échelle de référence (celle du TPS Oncentra Master Plan (OMP)) est bloquée à $7,87 \text{ g/cm}^3$, proche de la couronne. La masse volumique de l'amalgame est ainsi sous-estimée, ce qui de ce fait, aboutit à une dose calculée plus élevée (Tableau 3.18).

Dans ce fantôme anthropomorphique, les échantillons utilisés ont des formes simples et facilement délimitées. Cette propriété permet de distinguer assez nettement les différentes tailles d'amalgame. En revanche, pour la couronne, bien que l'on puisse identifier cette

prothèse par les changements de milieu, sa dimension est surestimée. Cette erreur introduit irrémédiablement un calcul de dose erroné.

La correction des images CT apporte une nette amélioration du résultat du calcul de la dose, cependant dans certains cas, les écarts peuvent encore être élevés. Pour l'algorithme Pencil Beam (PB) du TPS OMP, les écarts dans la zone centrale du fantôme en présence d'amalgames ou de couronnes dans une configuration complexe sont respectivement de + 3,8 % et de + 3,1 %. Concernant le second algorithme du TPS OMP, Collapsed Cone (CC), les écarts dans les mêmes conditions sont de + 3,3 % et de - 9,4 %.

Pour l'algorithme Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) du TPS Eclipse, les écarts dans la zone centrale du fantôme en présence d'amalgames ou de couronnes dans une configuration complexe sont respectivement de - 9,7 % et de - 3,2 %.

Les résultats pour l'amalgame pourraient cependant être améliorés pour le TPS Eclipse. En effet, il permet d'étendre l'échelle de conversion en ajoutant un point de masse volumique supplémentaire pour l'amalgame comme cela a été fait pour BEAMnrc.

Il faut souligner que le volume de nos échantillons d'amalgame est plus grand que le volume que nous pouvons rencontrer et que la couronne est posée sur un cube de 1 cm de côté, plus grand qu'une dent. Le fait que la dent soit plus petite ne permettra probablement plus de distinguer les différents changements de milieu d'autant plus en présence d'un implant en titane qui fait le lien éventuellement entre la prothèse et la mâchoire.

Dans un cas clinique, il est fondamental d'identifier à la fois l'implantation de ces différentes prothèses et les matériaux qui les constituent, pour appliquer convenablement ces corrections.

IV. Conclusion

L'étude préliminaire nous a permis de montrer dans un fantôme simple avec des échantillons de dentition naturelle que l'influence d'une seule prothèse était conséquente à distance de l'ordre de 7 à 20 %.

La création d'un fantôme anthropomorphique et des échantillons calibrés a été développée pour étudier des configurations plus complexes avec plusieurs échantillons et des matériaux de composition connue.

Cela a mis en évidence la difficulté pour les différents systèmes à établir un calcul juste principalement à cause :

- De la délinéation de la prothèse (couronne) : environ 3 mm pour une épaisseur réelle de 0,7 mm,
- Du changement multiple de milieu, surtout pour la couronne,

- De l'attribution d'une masse volumique tronquée (amalgame) : en fonction de la courbe de conversion des unités Hounsfield (UH) en masse volumique limitée à la valeur du fer.

Globalement, on peut tirer les enseignements suivants de ces études :

- Les algorithmes implémentés dans les TPS fournissent des résultats similaires même dans des zones fortement perturbées par la présence des prothèses métalliques, et ont tendance à surestimer la dose réellement délivrée.
- La correction des images CT en attribuant de nouvelles valeurs de masse volumique apporte une nette amélioration pour les deux types de matériaux. Cependant, il faut garder à l'esprit, surtout pour la couronne, que sa dimension est surestimée.
- Monte-Carlo fournit des résultats proches de la mesure, mais systématiquement inférieurs, sous-estimant ainsi la dose délivrée, malgré une validation du modèle. Ces résultats sont à modérer avec la dimension de la matrice de calcul identique aux matrices de calcul des TPS.

Le fantôme anthropomorphique restant un modèle simple, il paraît indispensable d'évaluer également les algorithmes, en conditions cliniques, avec des traitements de patient pour les deux techniques disponibles.

Chapitre 4 :

Etude rétrospective de patients traités en RTC3D et en RCMI

L'impact des prothèses dentaires sur la distribution de la dose a été démontré dans des configurations simplifiées de fantômes anthropomorphiques. Le volume cible est d'autant plus sous-dosé, que l'implantation des prothèses est complexe.

C'est pourquoi, il est fondamental de mettre en place des méthodes de correction ou d'ajustement de la planification. Ainsi, afin de planifier plus justement la distribution de la dose pour le traitement des patients en radiothérapie, il paraît indispensable d'ajuster la courbe de conversion des UH en masse volumique (si cela est possible) d'une part, et d'autre part, de corriger les masses volumiques dans les coupes avec artéfacts.

Pour évaluer ces méthodes, nous avons mis en place une étude rétrospective de patients traités en radiothérapie conformationnelle 3D (RTC3D) et en radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI). Jusqu'à présent, la RTC3D était la technique la plus couramment utilisée. Elle est supplantée, depuis quelques années, par la RCMI, permettant de se conformer au volume cible et surtout de mieux protéger les nombreux organes sensibles voisins.

Bien que cette dernière technique soit en constante augmentation, la RTC3D n'est pas encore abandonnée, car beaucoup de centres français ne sont pas équipés pour réaliser un traitement RCMI. Ainsi, l'évaluation de la technique RTC3D était indispensable pour examiner d'une part, les algorithmes, et d'autre part, mettre en place les simulations de traitements complets avec le code BEAMnrc. Les mesures expérimentales étant très complexes à mettre en œuvre in vivo, les simulations Monte-Carlo ont alors toute leur place comme outil de référence.

L'objectif de ce chapitre est de présenter l'apport des corrections de masse volumique sur les techniques de traitement actuelles et d'étudier leur mise en œuvre dans un service de radiothérapie.

I. Traitements 3D conformationnels

La réalisation d'un traitement ORL est complexe car le volume cible est étendu. La dose nécessaire pour stériliser les aires ganglionnaires est de 50 Gy et le volume tumoral est de 70 Gy. De plus, la moelle proche, ne tolère pas plus de 45 Gy. Le traitement se déroule en plusieurs étapes (§ I.4 au chapitre 1) pour prendre en compte ces différentes contraintes.

Les principes de correction établis grâce au fantôme anthropomorphique (§ III au chapitre 3) sont appliqués sur une sélection de six patients (§ I.1). Pour chacun, la balistique (c'est-à-dire la configuration et les paramètres des faisceaux) sont décrits (§ I.2) pour présenter ensuite le protocole de comparaison (§ I.3).

I.1. Patients sélectionnés

Les patients ont été sélectionnés dans la base de données du Centre Hospitalier de Belfort-Montbéliard (CHBM). Ils sont traités pour un cancer ORL par radiothérapie conformationnelle 3D. La planification est réalisée sur le TPS OMP avec l'algorithme Pencil Beam.

La sélection s'est faite selon plusieurs critères :

- Patient avec prothèses donc avec des artéfacts,
- Volume buccal (sauf un dont le volume est plus distant),
- Traitement uniquement avec des faisceaux de photons de 6 MV.

Les données des six patients sélectionnés sont anonymisées et renommées ORL1 à ORL6. Le traitement des cancers ORL étant décomposé en plusieurs phases (§ III au chapitre 3), seule la partie du traitement avec artéfacts est prise en compte (souvent la première partie qui délivre 40 Gy).

Il faut noter également que les volumes traités étant très étendus (jusqu'à la base du cou au niveau des épaules), les faisceaux sont séparés en deux avec une partie supérieure et une partie inférieure. Comme nous avons fait le choix de ne considérer que la partie supérieure (contenant les artéfacts), les volumes cibles sont donc tronqués. Cela est le cas pour les patients ORL2 à ORL6.

Ces patients peuvent être regroupés en fonction de l'implantation des prothèses (Figure 4.1) :

- ORL2 et ORL5 ont plusieurs prothèses d'un seul côté,
- ORL3 et ORL4 sont porteurs d'une seule prothèse,
- ORL6 possède des prothèses des deux côtés sur la même mâchoire,
- ORL1, cas particulier, présente un volume situé du côté droit qui est traité par trois faisceaux obliques dont un passe par une série de trois prothèses.

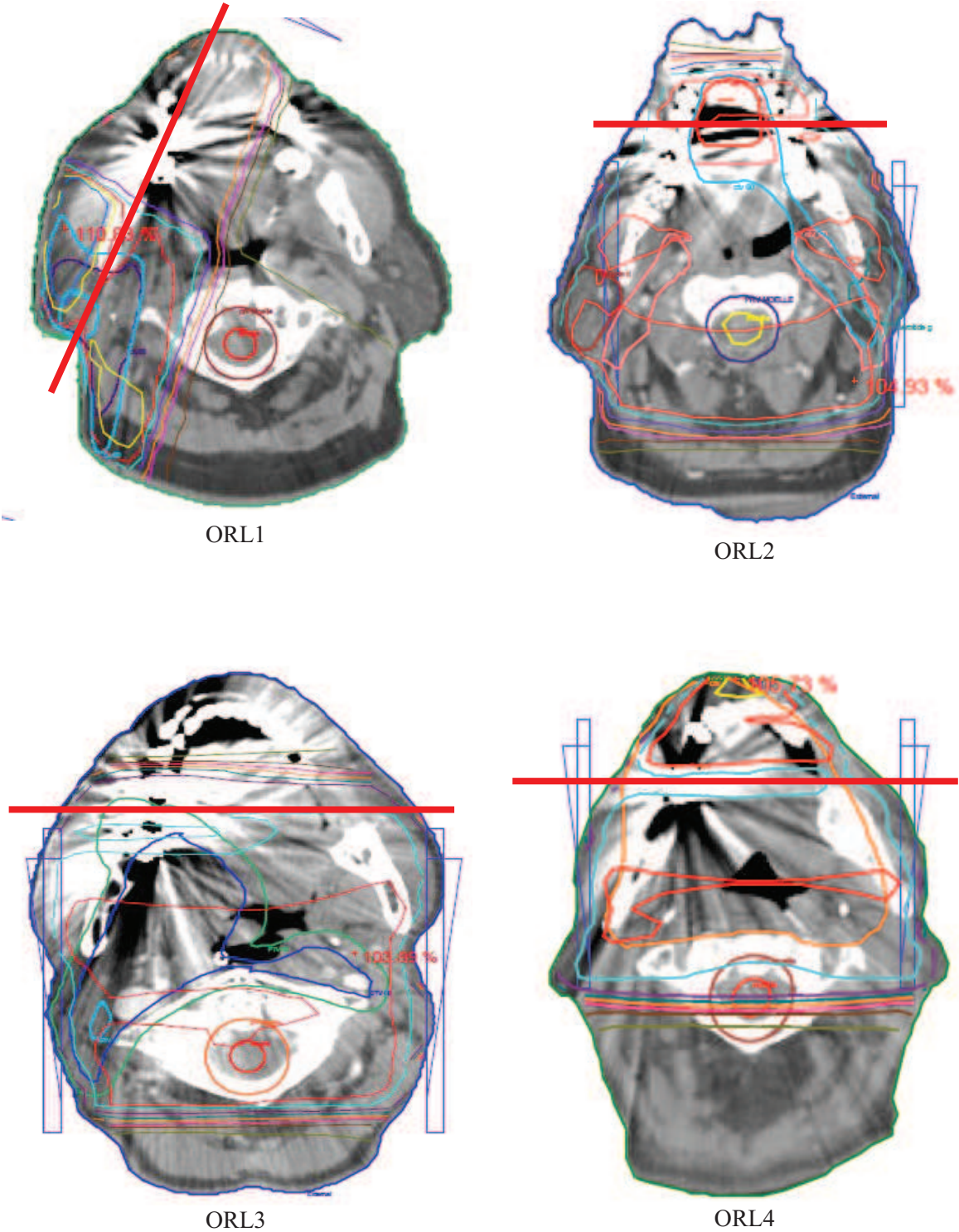


Figure 4.1 : Coupes CT des six patients au niveau des prothèses. Le trait rouge sur chaque image représente le profil de dose qui sera analysé.

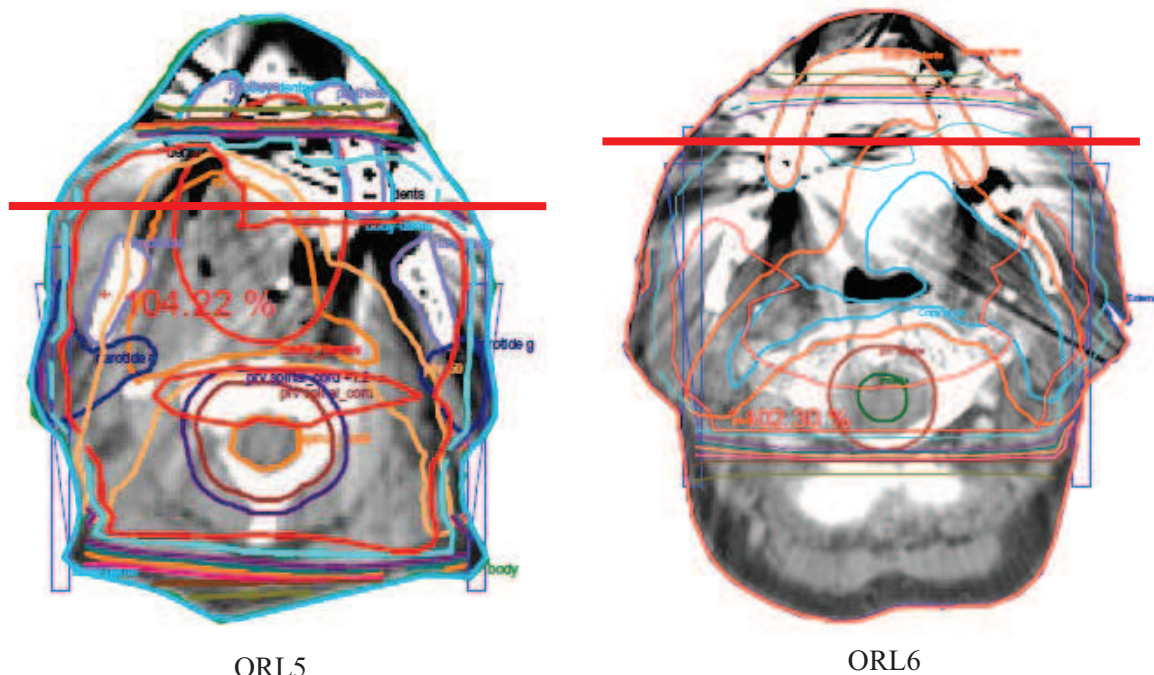


Figure 4.1. (suite) : Coupes CT des six patients au niveau des prothèses. Le trait rouge sur chaque image représente le profil de dose qui sera analysé.

1.2. Balistique

La balistique du traitement correspond à la mise en place des faisceaux c'est-à-dire la position du bras, l'angulation du collimateur et les accessoires de conformation (MLC, taille de champ et filtre en coin).

Pour les patients ORL2 à ORL6, la balistique est identique. Elle est composée de quatre faisceaux de photons de 6 MV (Tableau 4.1) :

- Faisceau « 01_Lat_g_tp » est latéral du côté gauche avec un filtre dans le sens tête/pieds ;
- Faisceau « 02_Lat_d_tp » est latéral du côté droit avec un filtre dans le sens tête/pieds ;
- Faisceau « 03_Lat_g » est latéral du côté gauche avec un filtre dans le sens nez/nuque ;
- Faisceau « 04_Lat_d » est latéral du côté droit avec un filtre dans le sens nez/nuque.

Les champs sont conformés au volume à traiter grâce au collimateur multilames (MLC) et filtrés pour homogénéiser la distribution de la dose grâce aux filtres en coin dynamiques.

Tableau 4.1 : Balistique de traitement pour les patients ORL2 à ORL6.

Faisceau	01_Lat_g_tp	2_Lat_d_tp	03_Lat_g	04_Lat_d
Bras	90 °	270°	90°	270°
Collimateur	0°	0°	90°	90°
MLC	conformé	conformé	conformé	conformé
Filtre en coin*	oui	oui	oui	oui

* L'angulation du filtre en coin dépend de l'anatomie du patient et du volume à traiter.

Pour le cas du patient ORL1, le volume est latéralisé du côté droit. La balistique choisie consiste en trois faisceaux obliques de photons de 6 MV dont un traverse une série de trois prothèses (Tableau 4.2) :

- Faisceau « 01_oag » est oblique antérieur (côté du visage, en haut) du côté gauche,
- Faisceau « 02_oad » est oblique antérieur (côté du visage, en haut) du côté droit,
- Faisceau « 01_opg » est oblique postérieur (côté de la nuque, en bas) du côté gauche.

Tableau 4.2 : Balistique de traitement pour le patient ORL1.

Faisceau	01_oag	2_oad	03_opd
Bras	22 °	299°	196°
Collimateur	90°	0°	90°
MLC	conformé	conformé	conformé
Filtre en coin*	oui	non	oui

1.3. Méthodes de comparaison

La comparaison est réalisée entre les algorithmes Pencil Beam et Collapsed Cone du TPS OMP, l'algorithme AAA du TPS Eclipse et les simulations Monte-Carlo. La méthodologie du fantôme standardisé anthropomorphique est reproduite :

- Correction de la courbe de conversion UH/densité électronique d'Eclipse,
- Calcul sur les images CT originales (M0),
- Correction de la masse volumique sur les images CT avec artéfacts,
- Calcul sur les images CT corrigées (M2),
- Normalisation par rapport à un point identique.

Pour chaque méthode, deux types de données seront analysées :

- Les profils passant par les prothèses (trait rouge sur la Figure 4.1),
- La distribution de dose dans le volume cible et dans certains organes à risque grâce aux histogrammes dose / volume fournis par les TPS.

Le patient ORL2 bénéficie d'une comparaison supplémentaire avec le TPS Isogray (ICL, Nancy), dans lequel un algorithme de type Collapsed Cone est implémenté.

1.4. Résultats

1.4.1. ORL2 et ORL5

1.4.1.a. Algorithmes vs Monte-Carlo

Tout d'abord, la Figure 4.2 et la Figure 4.3 montrent les profils respectivement pour les algorithmes PB, CC et AAA par rapport à MC pour les images non corrigées (M0) et corrigées (M2) du patient ORL2. Les profils pour le patient ORL5 ayant les mêmes allures ne sont pas reportés.

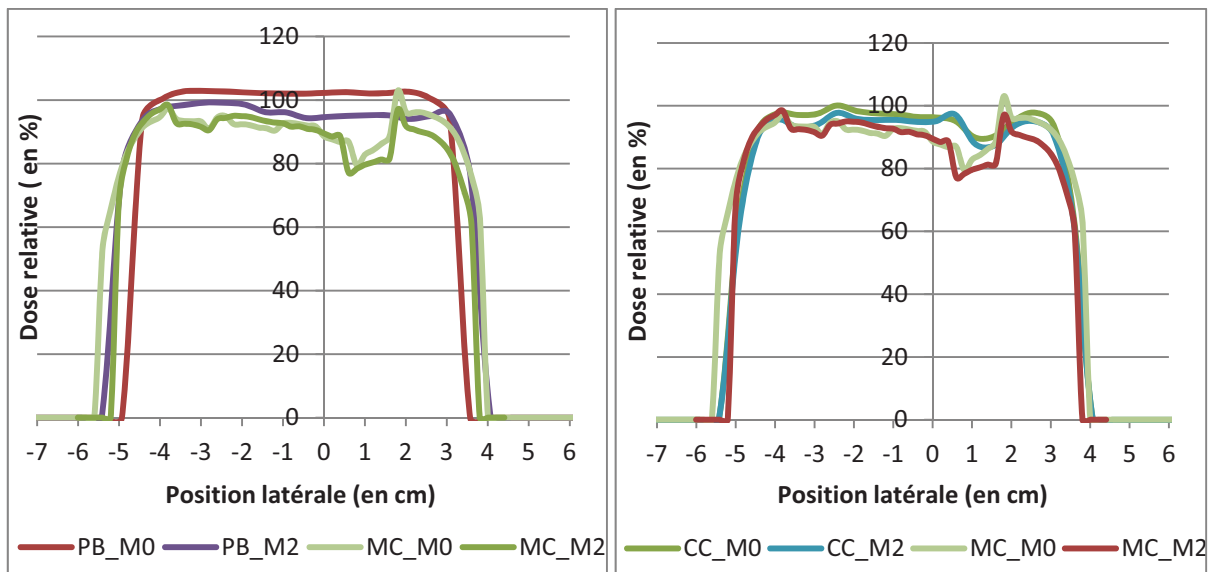


Figure 4.2 : Profils de dose passant par les prothèses du patient ORL2 calculés avec l'algorithme Pencil Beam PB (à gauche) et Collapsed Cone CC (à droite) du TPS OMP par rapport aux simulations Monte-Carlo.

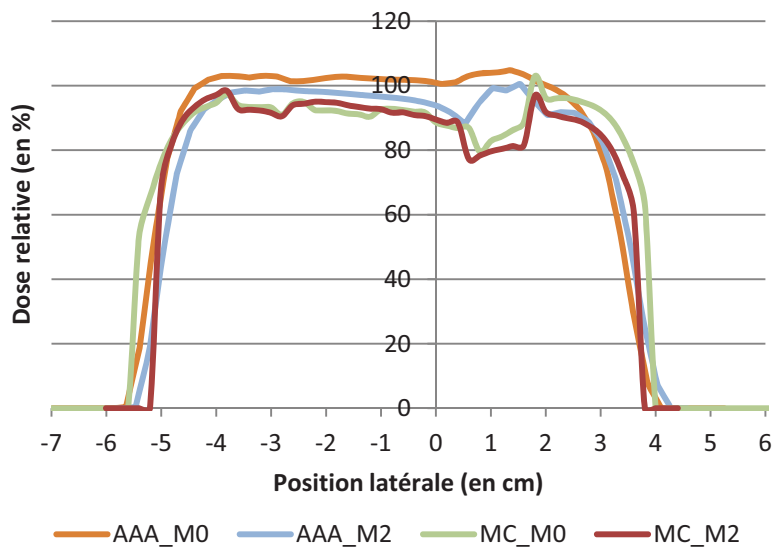


Figure 4.3 : Profils de dose passant par les prothèses du patient ORL2 calculés avec l'algorithme Analytical Anisotropic Algorithm AAA du TPS Eclipse par rapport aux simulations Monte-Carlo.

Visuellement sur les profils, nous pouvons constater encore une fois que, quel que soit l'algorithme, la rétrodiffusion n'est pas prise en compte. Pour ce cas, les résultats de l'algorithme CC sont assez similaires que les images soient corrigées ou non. Cet algorithme est plus proche des références établies par Monte-Carlo. En effet, l'atténuation est visible même pour la dent opposée (position - 3,5 cm environ).

Concernant l'algorithme AAA, hormis le passage dans la prothèse, le résultat de l'atténuation semble proche de Monte-Carlo.

I.4.1.b. Correction des images CT

La Figure 4.4 et la Figure 4.5 regroupent les profils pour les calculs effectués sur les images CT corrigés (M2) respectivement pour le patient ORL2 et le patient ORL5.

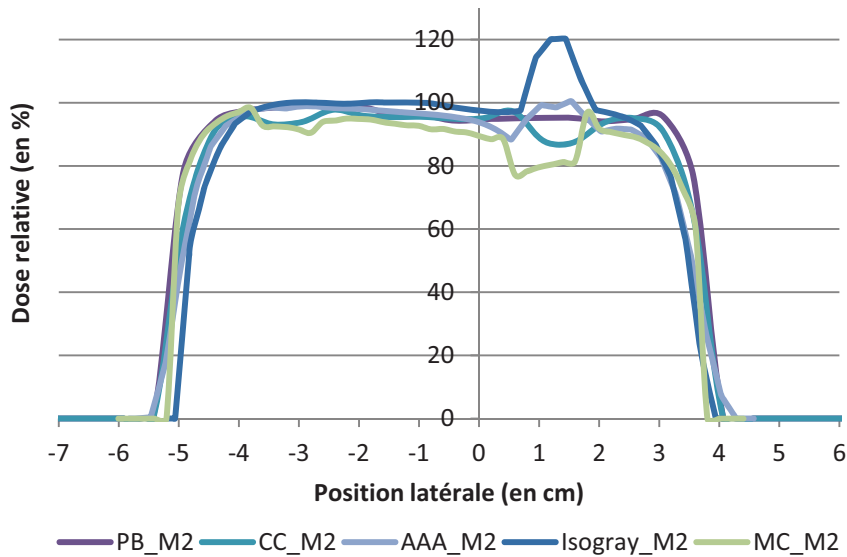


Figure 4.4 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL2.

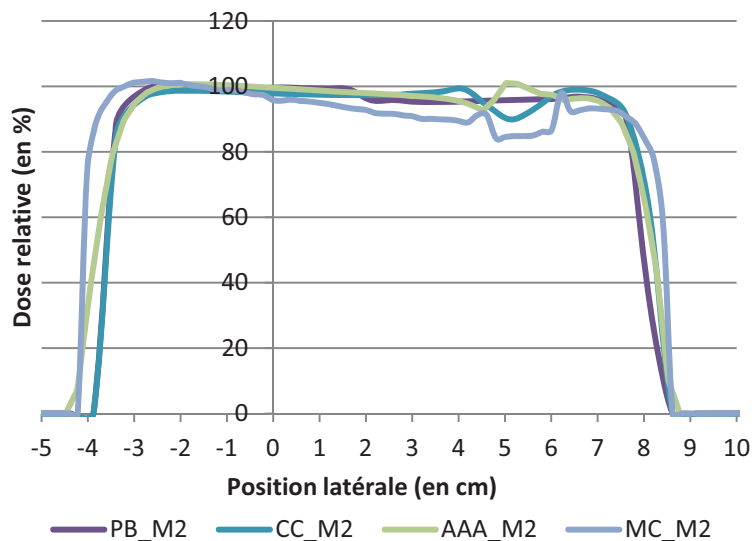


Figure 4.5 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL5.

Pour ces deux patients, hormis dans l'environnement de la prothèse, les trois algorithmes donnent des résultats similaires qui surestiment la dose réellement déposée. Le résultat de l'algorithme du TPS Isogray est également présenté sur les images corrigées. L'atténuation est beaucoup moins marquée que pour les autres algorithmes. Comme avec l'algorithme AAA, le dépôt de dose dans la prothèse est surexprimé mais de manière encore plus accentué. A ce jour, la description des algorithmes par les constructeurs ne permettent pas d'expliquer ce phénomène.

I.4.1.c. Analyse quantitative

Quantitativement, les écarts de dose des algorithmes par rapport à BEAMnrc sont relevés en trois points (Figure 4.6) : au centre (repère 1), à l'interface interne (repère 2) et à l'interface externe (repère 3) pour les deux patients ORL2 et ORL5. Ils sont reportés dans le Tableau 4.3.

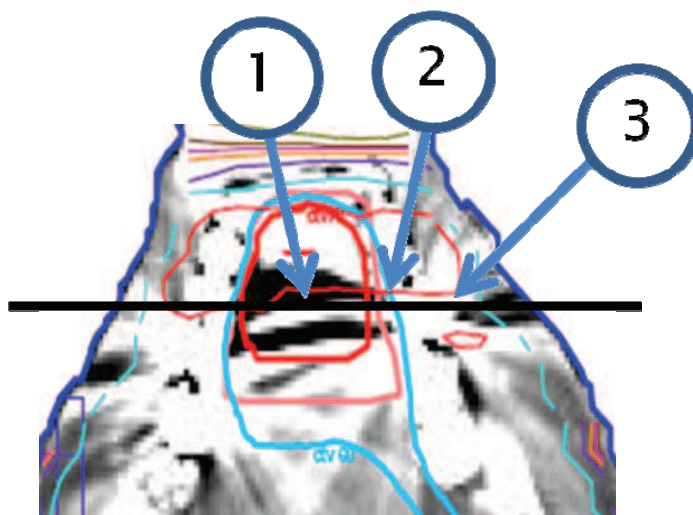


Figure 4.6 : Position des points d'intérêts pour la comparaison quantitative.

Tableau 4.3 : Résultat des écarts de dose au niveau des points d'intérêt pour les deux patients.

	Repère 1		Repère 2		Repère 3	
	ORL2	ORL5	ORL2	ORL5	ORL2	ORL5
PB_M0	+ 10,1 %	+ 6,3 %	+ 32,7 %	+ 14,4 %	+ 5,7 %	- 0,7 %
PB_M2	+ 3,7 %	+ 4,5 %	+ 23,1 %	+ 13,7 %	- 2,4 %	+ 1,3 %
CC_M0	+ 5,1 %	+ 7,3 %	+ 23,3 %	+ 10,8 %	- 3,7 %	+ 0,2 %
CC_M2	+ 3,0 %	+ 6,2 %	+ 26,0 %	+ 9,9 %	- 7,1 %	0 %
AAA_M0	+ 10,1 %	+ 10,9 %	+ 33,5 %	+ 22,3 %	+ 4,9 %	+ 4,2 %
AAA_M2	+ 5,1 %	+ 5,5 %	+ 16,6 %	+ 14,8 %	- 2,0 %	+ 1,7 %

Dans l'ensemble, les algorithmes surestiment la dose dans le patient jusqu'à 10 % au niveau du repère 1 et jusqu'à 30 % à l'interface. Le fait de corriger les artéfacts permet de réduire

l'erreur jusqu'à 50 % et 30 % respectivement au centre (repère 1) et à l'interface interne (repère 2).

I.4.1.d. HDV

Enfin, l'impact sur le volume traité (CTV) du patient ORL2 est observé grâce à l'histogramme dose-volume construit par les TPS (Figure 4.7). Cet histogramme étant similaire pour le patient ORL5, il n'est pas présenté. La comparaison est réalisée en relevant l'un des indicateurs d'évaluation du traitement, la dose reçue par 50 % du volume (Tableau 4.4) entre le traitement (PB_M0) et les méthodes corrigées pour les deux patients.

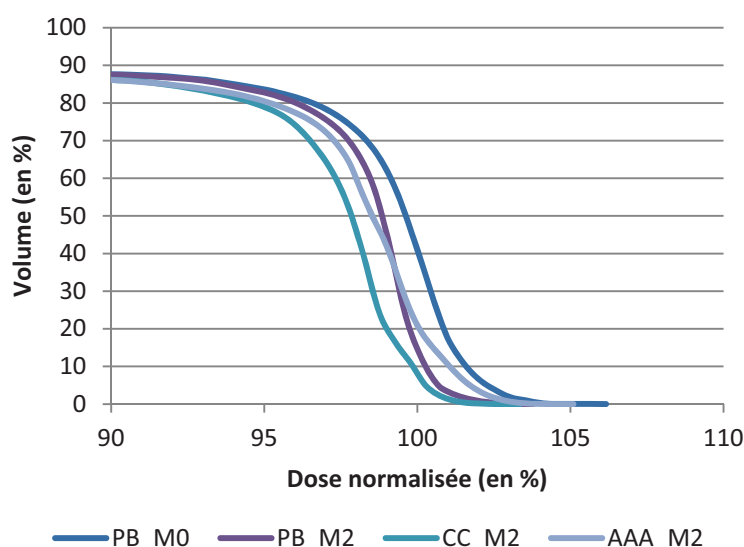


Figure 4.7 : Histogramme dose-volume du CTV50 du patient ORL2 pour les calculs sur les images corrigés par rapport au traitement (PB_M0).

Tableau 4.4 : Dose reçue par 50 % du CTV50 pour l'ORL2 et l'ORL5 pour les algorithmes.

	CTV50 ORL2	CTV50 ORL5
PB_M0	99,61 %	100,75 %
PB_M2	98,83 %	99,4 %
CC_M2	97,84 %	99,3 %
AAA_M2	98,5 %	100,2 %

La dose reçue par 50 % du volume (CTV50) doit être de 100 %. L'algorithme CC montre un sous-dosage de 2 % et 1,4 % respectivement pour le patient ORL2 et le patient ORL5. Ces valeurs sont plutôt données à titre indicatif car le CTV50 n'est traité que partiellement par la configuration choisie. Dans le cas d'un traitement complet, ce paramètre devra être surveillé en fonction de la proportion de volume impacté par les artefacts.

Concernant les organes à risque, ce sont les parotides qui sont le plus impactées. Les résultats étant similaires pour les deux parotides et pour les deux patients, seul l'HDV de la parotide droite du patient ORL2 est représenté sur la Figure 4.8.

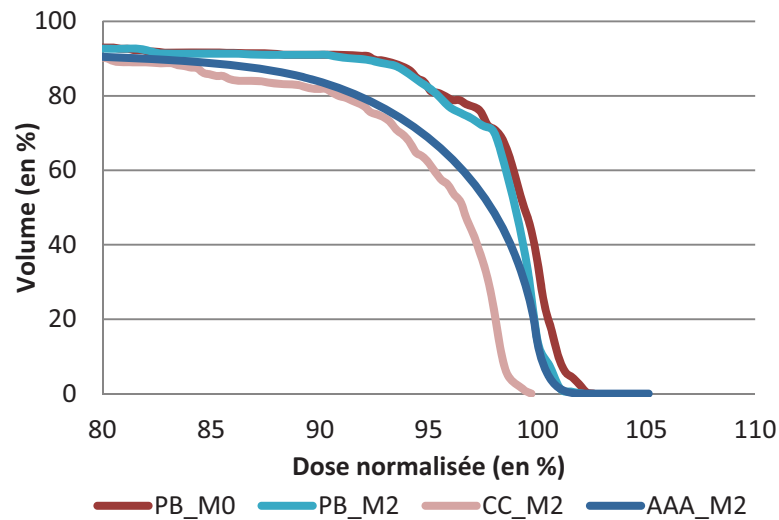


Figure 4.8 : Histogramme dose-volume de la parotide droite du patient ORL2.

La dose reçue par les parotides semble être surestimée par l'algorithme le moins performant (PB). En supposant que les algorithmes CC et AAA (théoriquement les plus efficaces), surestiment encore la dose par rapport à Monte-Carlo, le résultat est positif pour cet organe à risque car cela signifie que la dose qu'il reçoit est plus faible.

1.4.2. ORL3 et ORL4

1.4.2.a. Correction des images CT

Les patients ORL3 et ORL4 ne possédant qu'une seule prothèse, les artefacts sont modérés et les zones d'hyperdensités (zones blanches) sont moins marquées. Les résultats des profils de dose sont récupérés au niveau des prothèses (trait rouge sur la Figure 4.10 et la Figure 4.11). La Figure 4.9 montre les profils de dose des algorithmes PB, CC, AAA et de BEAMnrc pour les images corrigées (M2) du patient ORL3 par rapport au traitement (PB).

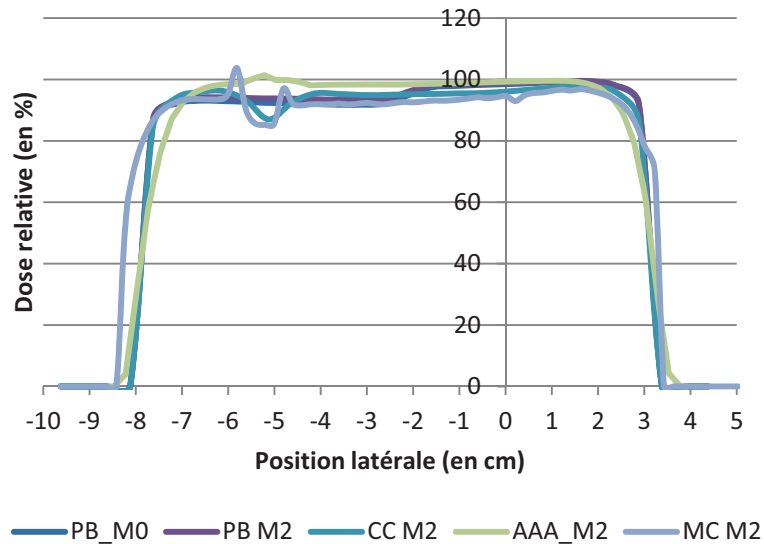


Figure 4.9 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL3.

La Figure 4.10 et la Figure 4.11 présentent le cas du patient ORL4 respectivement pour une prothèse située sur la mâchoire supérieure et une sur la mâchoire inférieure. La particularité de ce patient est la présence importante d'air au niveau de la cavité buccale. Aux profils de dose est associée la distribution de la dose dans la coupe correspondante.

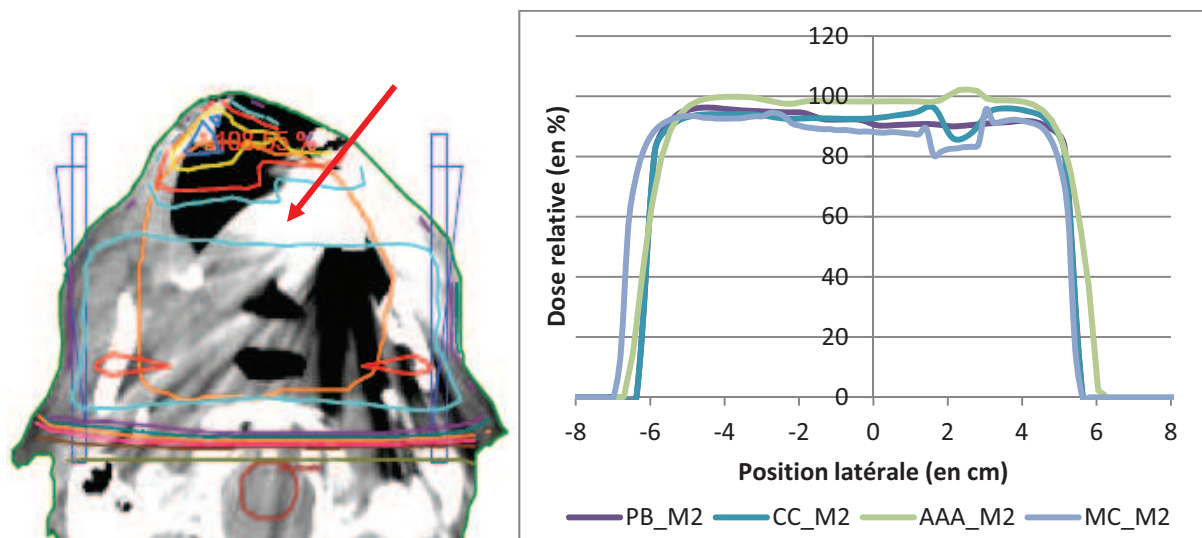


Figure 4.10 : Distribution de la dose de l'algorithme PB sur les images brutes sur la coupe du profil du patient ORL4 (à gauche) et profil passant par la prothèse sur la mâchoire supérieure (à droite).

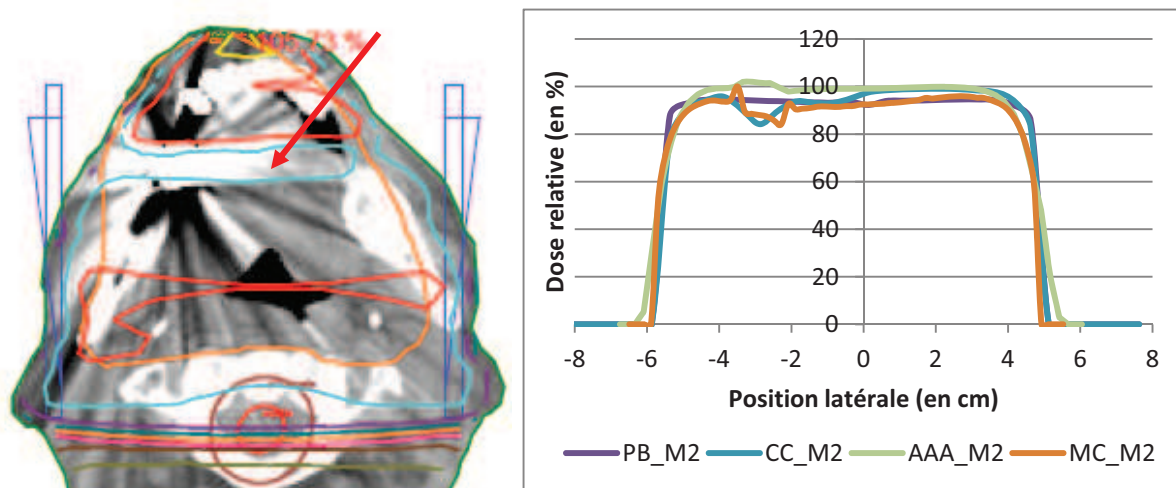


Figure 4.11 : Distribution de la dose de l'algorithme PB sur les images brutes sur la coupe du profil du patient ORL4 (à gauche) et profil passant par la prothèse sur la mâchoire inférieure (à droite).

Les résultats au niveau de la mâchoire inférieure sont similaires au patient ORL3. En présence d'une prothèse, sur un seul côté, que l'on corrige les images ou non, les écarts de dose à distance, entre les différentes méthodes de calcul, ne sont pas significatives (Tableau 4.5). Aux interfaces, la répartition de la dose reste imprécise.

L'air présent dans la cavité buccale, génère une hétérogénéité supplémentaire extrême. Cependant, cela ne semble pas avoir d'impact sur la distribution de la dose.

En parallèle, l'analyse de la distribution de la dose montre une zone relativement étendue de sous-dosage. Le volume cible (en orange) doit être enveloppé par l'isodose 95 % de la dose prescrite (courbe bleu ciel). Or, sur les deux coupes, les zones désignées par les flèches rouges ne sont pas couvertes par cette dose minimale.

1.4.2.b. Analyse quantitative

Visuellement, les modifications sont significatives car la dose minimale requise n'est pas atteinte dans certaines zones. Cependant le Tableau 4.5 montre que l'écart de dose au centre du volume (repère 1) entre les algorithmes et Monte-Carlo n'est pas significatif. Le calcul est donc juste.

Tableau 4.5 : Résultat des écarts de dose au niveau des points d'intérêt pour les deux patients.

	Repère 1		Repère 2		Repère 3	
	ORL3	ORL4	ORL3	ORL4	ORL3	ORL4
PB_M0	+ 1,7 %	+ 1,0 %	+ 8,0 %	+ 15,6 %	- 10,6 %	+ 1,7 %
PB_M2	+ 4,2 %	+ 2,0 %	+ 9,7 %	+ 16,9 %	- 9,3 %	+ 2,5 %
CC_M0	+ 0,1 %	+ 6,2 %	- 0,8 %	+ 7,1 %	- 14,3 %	+ 2,7 %
CC_M2	+ 2,9 %	+ 6,9 %	+ 3,0 %	+ 11,9 %	- 8,9 %	+ 3,7 %
AAA_M0	+ 4,4 %	+ 8,3 %	+ 14,6 %	+ 24,9 %	- 5,2 %	+ 7,8 %
AAA_M2	+ 6,4 %	+ 9,2 %	+ 16,9 %	+ 24,5 %	- 5,0 %	+ 7,6 %

Pour ce patient, les HDV ne sont pas présentés, car l'influence de la zone impactée par rapport au volume traité n'est pas visible.

I.4.3. ORL6

I.4.3.a. Correction des images CT

Le patient ORL6 présente des artéfacts plus sévères dus à de multiples prothèses. Le profil de dose le plus intéressant, présenté sur la Figure 4.12, traverse les deux prothèses en vis-à-vis.

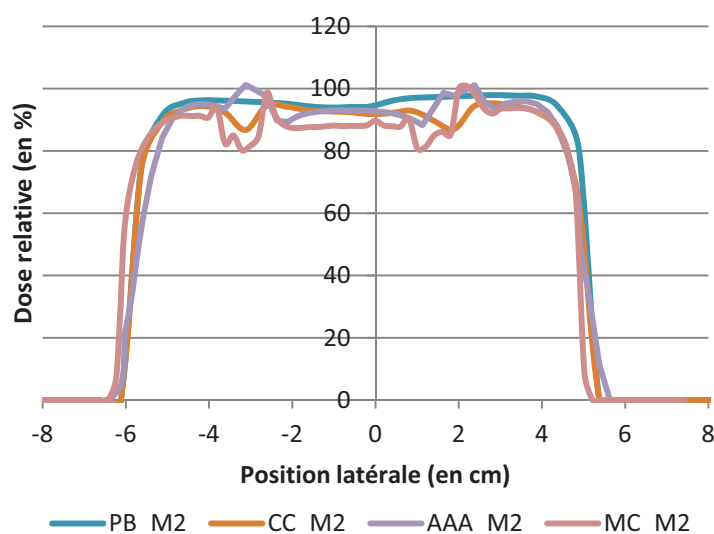


Figure 4.12 : Comparaison des profils de dose de la correction des images (M2) avec les quatre méthodes de calcul pour le patient ORL6.

I.4.3.b. Analyse quantitative

Comme pour les cas précédents, la distribution de la dose dans l'environnement de la prothèse manque de précision. Pour ce patient, nous nous intéresserons uniquement à la partie centrale, qui résulte de l'atténuation des deux prothèses. Les écarts au point de repère 1, au centre, sont résumés dans le Tableau 4.6. La dose est surestimée localement par tous les algorithmes entre 4 et 9 %.

Tableau 4.6 : Résultat des écarts de dose au niveau du point d'intérêt central pour le patient ORL6.

	Repère 1
	ORL6
PB_M0	+ 5,8 %
PB_M2	+ 6,7 %
CC_M0	+ 4,4 %
CC_M2	+ 5,2 %
AAA_M0	+ 7,3 %
AAA_M2	+ 8,8 %

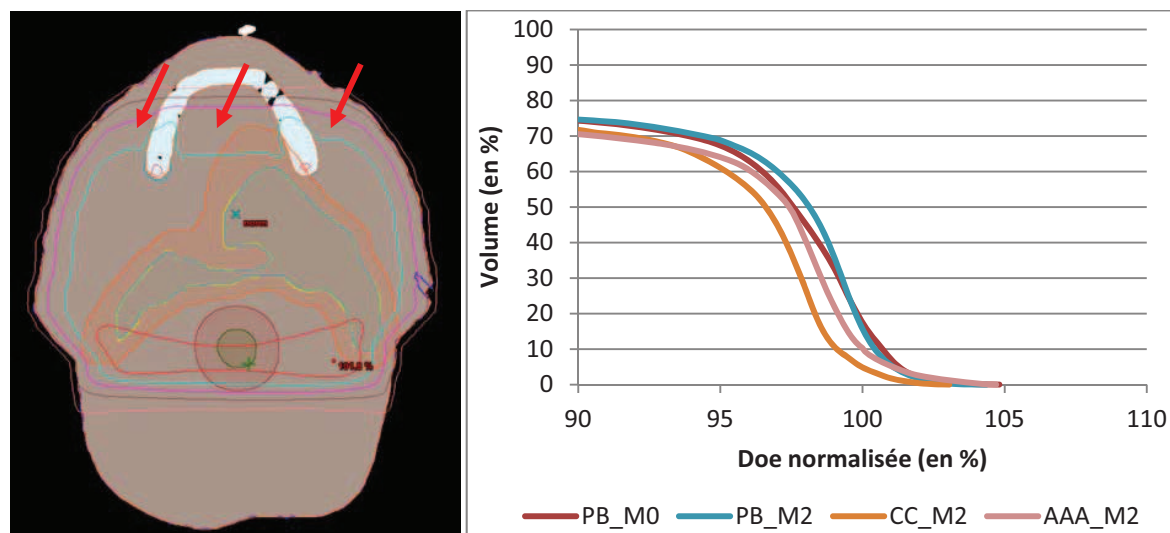


Figure 4.13 : Distribution de la dose avec l'algorithme AAA_M2 sur la coupe du profil du patient ORL6 (à gauche) avec le volume cible PTV en orange et histogramme dose-volume du PTV (à droite).

L'impact sur le volume cible CTV est visible sur son HDV (Figure 4.13) : la dose reçue par 50 % du volume est comprise entre 96,2 % et 98,0 % respectivement pour le CC_M2 et le PB_M2. La Figure 4.13 présente la distribution de la dose dans la coupe du profil (à gauche) sur laquelle trois zones de sous-dosage peuvent être identifiées (flèches rouge) : la courbe isodose 95% (courbe bleu ciel) devrait être plus étendue. Cependant, en RTC3D, le volume traité (en orange) est souvent inférieur au volume irradié. Ainsi, pour ce patient, l'impact de ces trois zones sur le PTV est limité à un petit volume (au niveau de la flèche bleue).

I.4.4. ORL1

I.4.4.a. Analyse visuelle

Le traitement du patient ORL1 est différent car le volume traité est latéralisé, c'est-à-dire qu'il ne touche qu'un seul côté. La balistique est optimisée avec des faisceaux obliques (§ I.2) dont un passe dans une série de deux prothèses (à distance du volume).

Il est intéressant d'observer le résultat de la distribution de la dose sur une coupe (Figure 4.14) pour PB_M0 et MC_M2. Pour PB, l'isodose 100 % (en rouge) est creusée en regard des prothèses, tandis que pour MC cette même isodose est moins étendue. L'isodose 95 % (en bleu ciel) est creusée au même endroit.

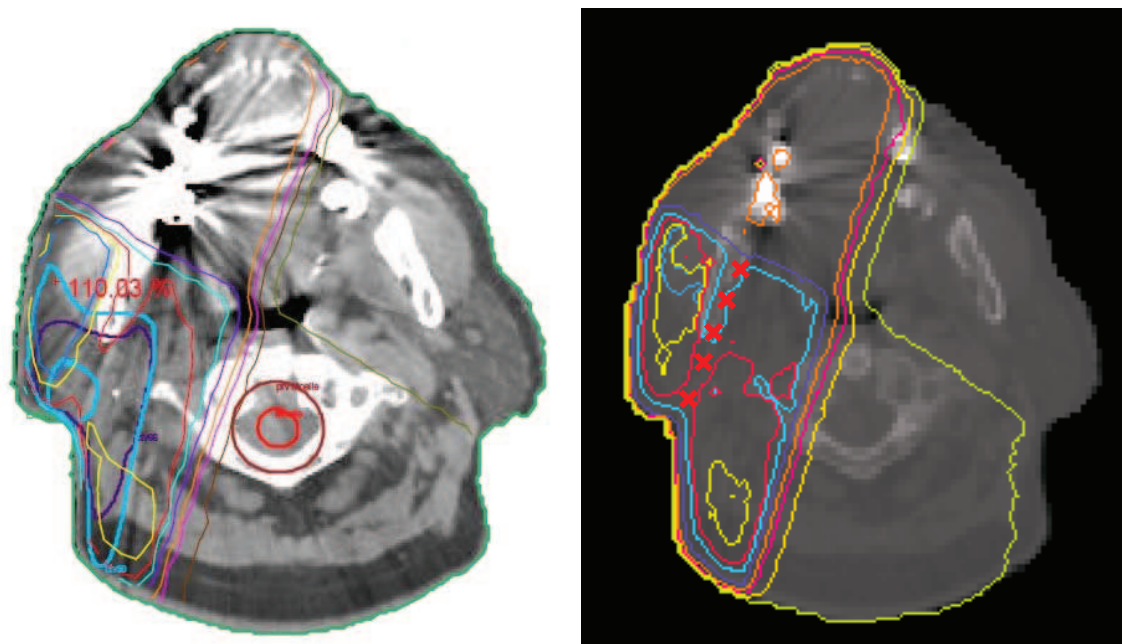


Figure 4.14 : Distribution de la dose au niveau des prothèses calculée par l'algorithme PB sur les images originales (à gauche) et par BEAMnrc sur les images

1.4.4.b. Analyse quantitative

Le Tableau 4.7 reporte les écarts de dose au niveau des cinq points (1 à 5 de haut en bas représentés par les croix rouge sur la Figure 4.14) sur l'axe passant par les prothèses des algorithmes par rapport à BEAMnrc sur les images corrigées. L'algorithme AAA n'est pas évalué en raison de l'impossibilité d'intégrer ce patient dans le TPS Eclipse.

Tableau 4.7 : Ecart de dose au niveau de cinq points d'intérêt sur l'axe traversant les prothèses.

	PB_M0	CC_M0	PB_M2	CC_M2
Point 1	8,4 %	7,5 %	9,3 %	8,2 %
Point 2	1,2 %	2,1 %	2,2 %	3,0 %
Point 3	1,9 %	0,3 %	3,1 %	2,3 %
Point 4	0,7 %	2,0 %	0,2 %	1,2 %
Point 5	- 1,2 %	1,0 %	- 1,5 %	0,4 %

Le point 1, le plus proche des prothèses, en limite du volume traité, montre encore une influence conséquente jusqu'à 9,3 % et ce même sur les images corrigées. En revanche, très rapidement ensuite, les points suivants (2 à 4) correspondent à BEAMnrc. Dans ce cas, avec un seul faisceau traversant les prothèses et le volume à distance (environ 2 cm), que les images soient corrigées ou non, l'impact est minime.

1.5. Discussion

BEAMnrc nous permet d'observer la rétrodiffusion aux interfaces. Ce phénomène n'étant pas modélisé dans les TPS, les résultats des algorithmes dans l'environnement des prothèses ne sont pas fiables. Les erreurs de dose sont très variables en fonction du nombre, de l'implantation et de la localisation des prothèses par rapport au volume à traiter.

L'atténuation est le phénomène physique le plus pénalisant pour le traitement de la tumeur. Les zones de sous-dosage restent très localisées aux coupes avec artéfacts. Les CTV étant assez volumineux cela ne se retranscrit pas nécessairement sur l'HDV lors de l'évaluation de la planification. Cependant, il ne faut pas négliger les points froids créés localement.

La correction des artéfacts sur les images CT permet de minimiser l'erreur des algorithmes par rapport à Monte-Carlo. La courbe de conversion étant limitée, d'une part, à une valeur de 3071 UH (associée à la masse volumique $7,87 \text{ g/cm}^3$), et d'autre part, aux matériaux inconnus, nous avons dû faire l'hypothèse que tous les artéfacts étaient liés à des couronnes métalliques. La masse volumique des amalgames étant supérieure, de l'ordre de 13 g/cm^3 , le sous-dosage sera encore plus marqué.

Dans le cas de la radiothérapie conformationnelle 3D, il est montré que les algorithmes surestiment la dose réellement délivrée dans le milieu. Les techniques de traitement évoluant, la modulation d'intensité devient incontournable. Elle permet d'adapter la fluence du faisceau en tenant compte des tissus traversés. Lors du calcul de la dose, les mêmes algorithmes sont utilisés et leur limite vient d'être démontrée. Cependant, afin d'évaluer les algorithmes d'optimisation, que ce soit par des simulations Monte-Carlo ou par des mesures, la seule donnée accessible reste la distribution de la dose.

II. Technique RCMI

La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI) offre deux avantages dosimétriques : la réduction des doses aux OAR et une meilleure conformation de la dose au volume traité. Comme pour la RTC3D, la prescription au niveau de la sphère ORL est identique avec deux niveaux de dose (50 Gy pour les aires ganglionnaires et 70 Gy pour la tumeur). L'étude de cas de patients, traités par la technique RCMI, a pour but de vérifier l'apport de la correction des images CT par rapport aux images brutes.

Bien que la planification soit plus complexe et plus longue, cette technique apporte deux grands avantages lors du traitement ;

- Plus simple : avec sept faisceaux pour chaque niveau de dose, la modulation permet de gérer la dose à la moelle pour ne pas avoir recours aux électrons.
- Plus sécurisante : pas de découpe des faisceaux partagés entre des photons et des électrons donc pas de risque lié aux jonctions.

II.1. Patients sélectionnés

Les patients ont été sélectionnés dans la base de données du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Besançon. Ils sont traités pour un cancer de la langue par RCMI. La planification est réalisée sur le TPS Eclipse (v8.9) avec l'algorithme d'optimisation DVO et l'algorithme de calcul AAA. La sélection s'est faite selon plusieurs critères :

- Patient avec prothèses donc avec des artéfacts sur l'imagerie,
- Volume buccal,
- Traitement avec des faisceaux de photons de 6 MV.

Les données des deux patients retenus sont anonymisées et renommées ORL7 et ORL8 (Figure 4.15). Pour ces patients, le volume étudié est traité dans sa totalité (non décomposé comme en RTC3D).

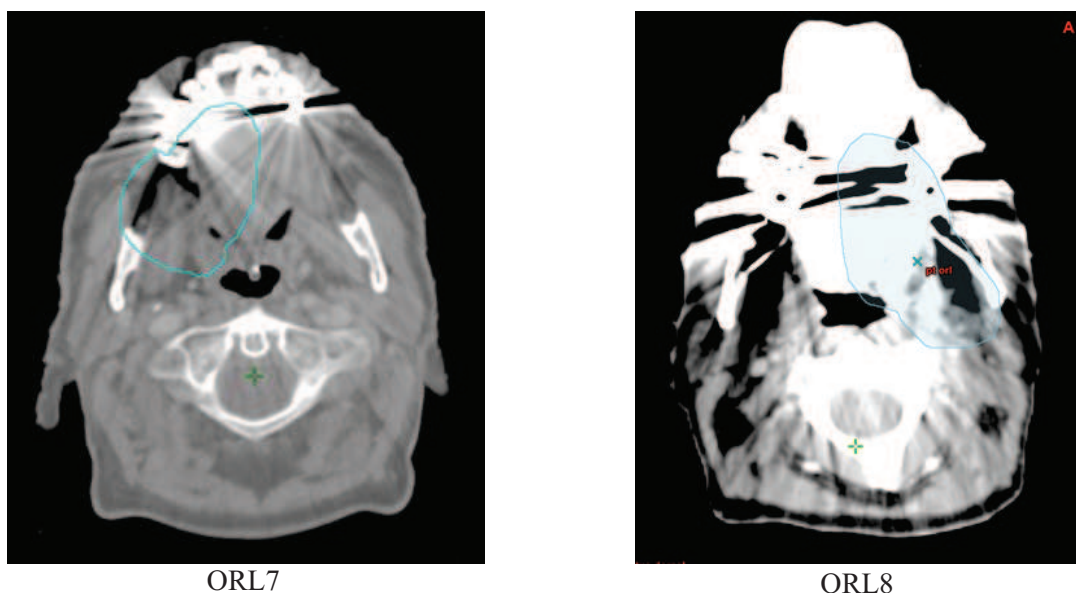


Figure 4.15 : Coupes CT des deux patients au niveau des prothèses avec le volume cible en bleu.

II.2. Balistique

Le traitement en RCMI au niveau ORL est réalisé avec sept faisceaux répartis autour du patient (Tableau 4.8). L'angulation de ces faisceaux est fixe et identique pour chaque patient. Chaque faisceau est nommé en fonction du secteur d'entrée par rapport au patient (Annexe 3) :

- « ant » pour l'angulation à 0°, l'une des quatre positions cardinales,
- « o » pour oblique c'est-à-dire toutes les angulations sauf les quatre positions cardinales,
- « p » pour postérieur,
- « a » pour antérieur,
- « d » pour le côté droit du patient,
- « g » pour le côté gauche du patient,
- « 2 » pour un second faisceau dans le même secteur.

La modulation est créée par la méthode du MLC dynamique décomposant le faisceau en plusieurs dizaines de segments (pour la discrétisation des positions de lames).

Tableau 4.8 : Balistique de traitement RCMI pour les patients ORL7 et ORL8.

Faisceau	opg	opg2	oag2	ant	oad	opd2	opd
Bras	152 °	103 °	51 °	0°	309 °	257 °	206 °
Collimateur	5 °	5 °	5 °	5 °	5 °	5 °	5 °
Nombre de segments	ORL7	107	133	113	114	143	116
	ORL8	93	105	122	100	95	118

II.3. Méthodes de comparaison

Les simulations Monte-Carlo de la RCMI avec le code BEAMnrc n'ayant pu être validées à ce jour, les comparaisons sont réalisées entre le TPS Eclipse et les mesures par films EBT3. Pour cela, les faisceaux des deux patients ORL sélectionnés sont transposés dans le fantôme anthropomorphique dans un premier temps dans la configuration (c) de la couronne et dans un second temps dans la configuration (e) de l'amalgame. La méthodologie de l'étude sur ce fantôme est reproduite, à savoir :

- Calcul sur les images CT originales (M0),
- Correction de la courbe de conversion UH/densité électronique d'Eclipse,
- Correction de la masse volumique sur les images CT avec artéfacts,
- Calcul sur les images CT corrigées (M2),
- Normalisation par rapport à un point identique,
- Pour l'amalgame, correction supplémentaire de la courbe de conversion UH/densité électronique d'Eclipse avec une valeur de 13,
- Calcul sur les images CT corrigées avec cette nouvelle valeur (M2+).

La comparaison s'effectue dans le plan central, au centre de l'arcade dentaire uniquement. L'évaluation de la distribution de la dose est faite par l'indice gamma avec le critère d'acceptabilité de 3%/3 mm grâce au logiciel FilmQA Pro.

II.4. Résultats

II.4.1. ORL7

II.4.1.a. Couronne

Sur le traitement complet du patient, la Figure 4.16 présente les résultats de l'indice gamma pour le calcul sans correction et pour le calcul avec correction dans le modèle avec les couronnes dentaires.

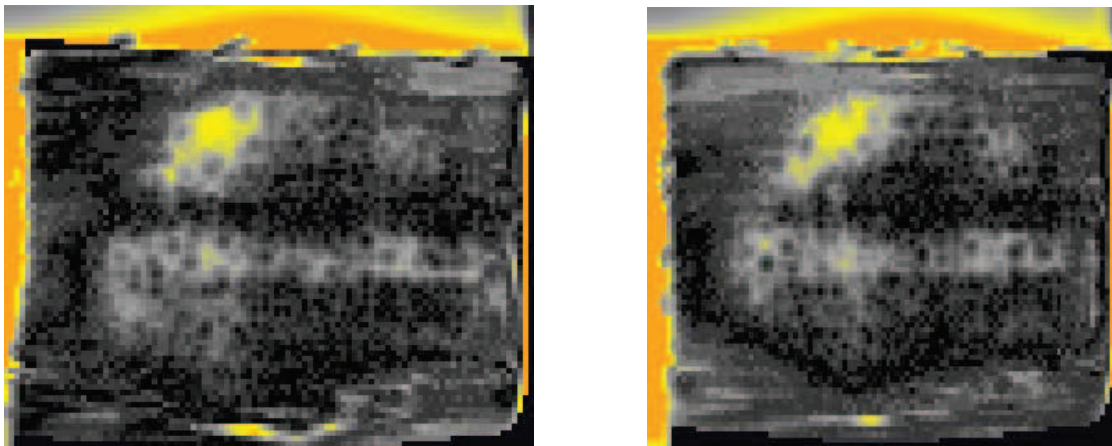


Figure 4.16 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).

Tous les pixels dans les niveaux de gris indiquent une valeur de gamma inférieure à 3 %. En jaune et orange, les écarts sont compris entre 3 et 6,5 %. Sur les images brutes, une zone en jaune orangée, en regard des prothèses, démontre un sous-dosage jusqu'à environ 6,5 %. Cette zone est restreinte grâce aux images corrigées, l'écart est réduit à environ 4,8 %.

Si l'on regarde l'effet faisceau par faisceau, les écarts peuvent être importants mais non liés à la présence de la prothèse. Les exemples de deux faisceaux traversant les prothèses sont présentés sur la Figure 4.17 et la Figure 4.18.

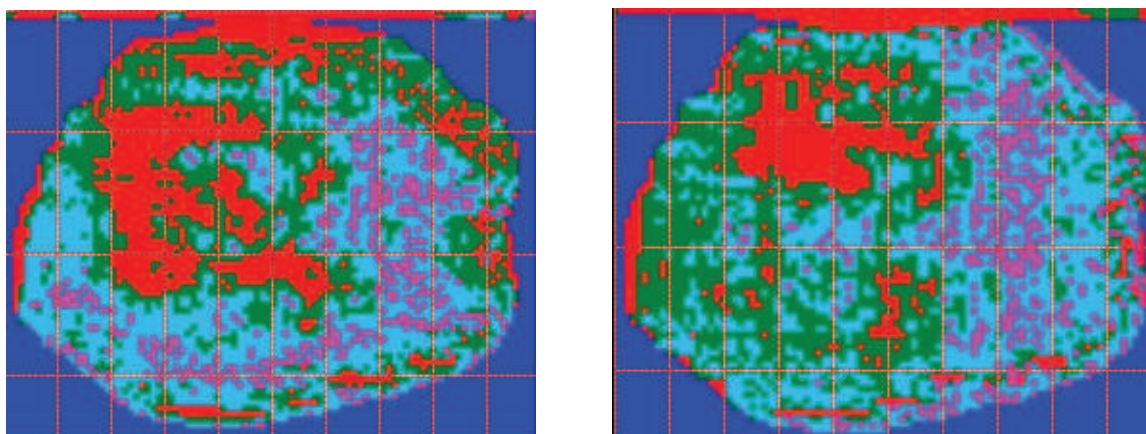


Figure 4.17 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « oag2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).

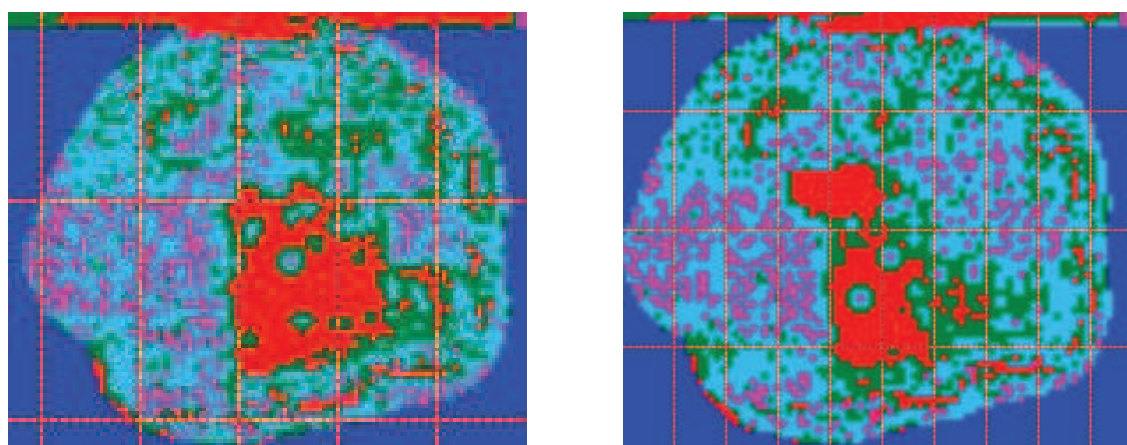


Figure 4.18 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « opd2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).

Les valeurs de l'indice gamma sont inférieures à 1 %, 2 %, 3 % et 5% respectivement pour la couleur rose, bleu ciel, vert et rouge. Pour ces deux faisceaux, la zone rouge est réduite grâce à la correction des images permettant d'augmenter le nombre de points passant le critère d'acceptabilité de 4 à 7 %.

II.4.1.b. Amalgame

Le traitement est également reproduit dans le modèle amalgame avec en plus l'extension de la courbe de conversion avec un point de masse volumique supplémentaire à 13 g/cm³. Les résultats de la comparaison entre la mesure et les trois méthodes de calcul sur le TPS Eclipse sont présentés sur la Figure 4.19.

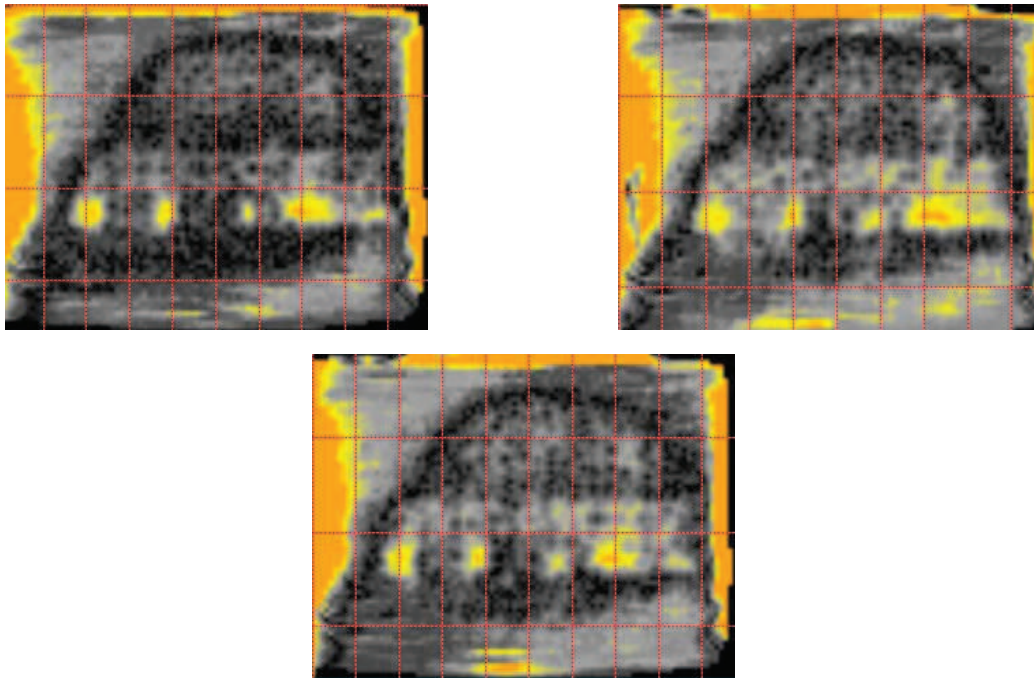


Figure 4.19 : Résultats pour le patient ORL7 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (en haut à gauche), sur les images corrigées (en haut à droite) et sur les images corrigées avec une courbe de conversion plus étendue (en bas).

La présence de multiples amalgames montre plusieurs zones de sous-dosage d'environ 4 à 8 % qui ne sont pas corrigées avec une courbe de conversion normalement plus adaptée.

II.4.2. ORL8

II.4.2.a. Couronne

Sur le traitement complet du patient ORL8, la Figure 4.20 présente les résultats de l'indice gamma pour le calcul sans correction et pour le calcul avec correction dans le modèle avec les couronnes dentaires.

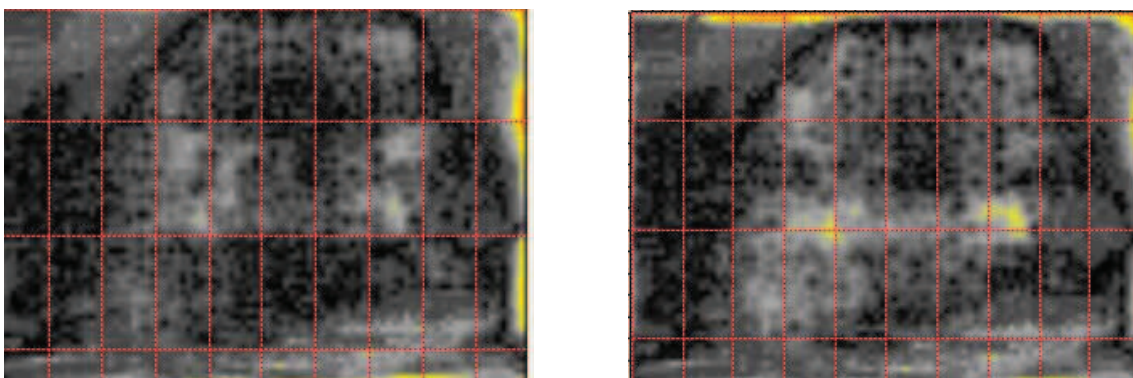


Figure 4.20 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).

Pour ce cas, alors que les résultats de la comparaison entre la mesure et la planification sur les images brutes sont en accord, les résultats sur les images corrigées montrent une zone de sous-dosage (en jaune). Cet écart, bien que minime, n'est pas lié aux prothèses situées plus haut sur l'image.

Si l'on regarde l'effet faisceau par faisceau, les écarts peuvent être importants mais pas spécifiques à la présence de la prothèse. Les exemples de deux faisceaux qui traversent les prothèses sont présentées sur la Figure 4.21 et la Figure 4.22.

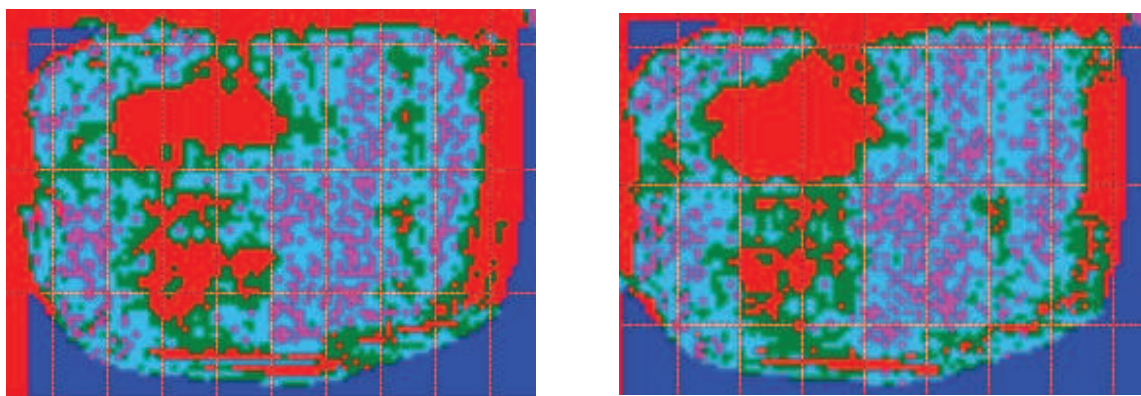


Figure 4.21 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « oag2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).

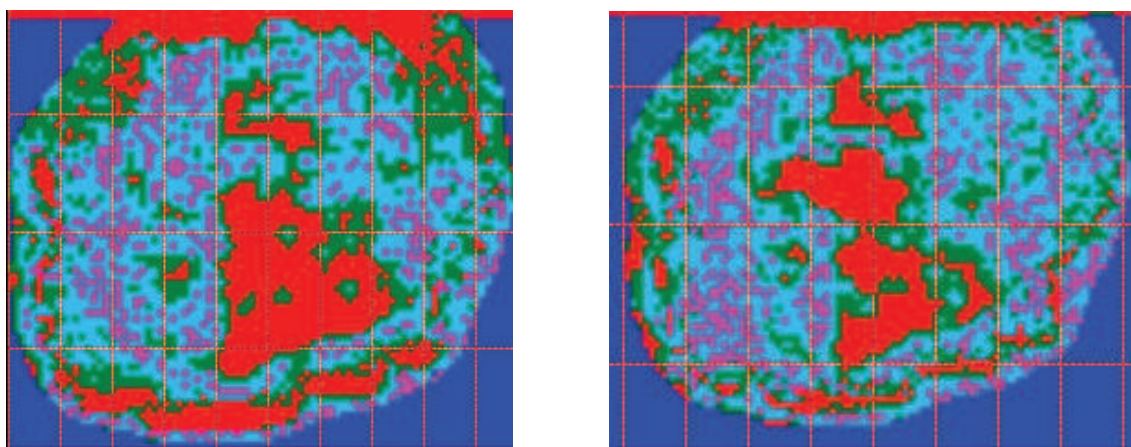


Figure 4.22 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma du faisceau « opd2 » entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (à gauche) et sur les images corrigées (à droite).

L'amélioration apportée par une correction des images CT est visible surtout sur le faisceau « opd2 » avec une augmentation d'environ 6 % des points passant les critères d'acceptabilité.

II.4.2.b. Amalgame

Dans le modèle amalgame, les résultats sont présentés sur la Figure 4.23 sur le traitement complet pour les trois méthodes de calcul.

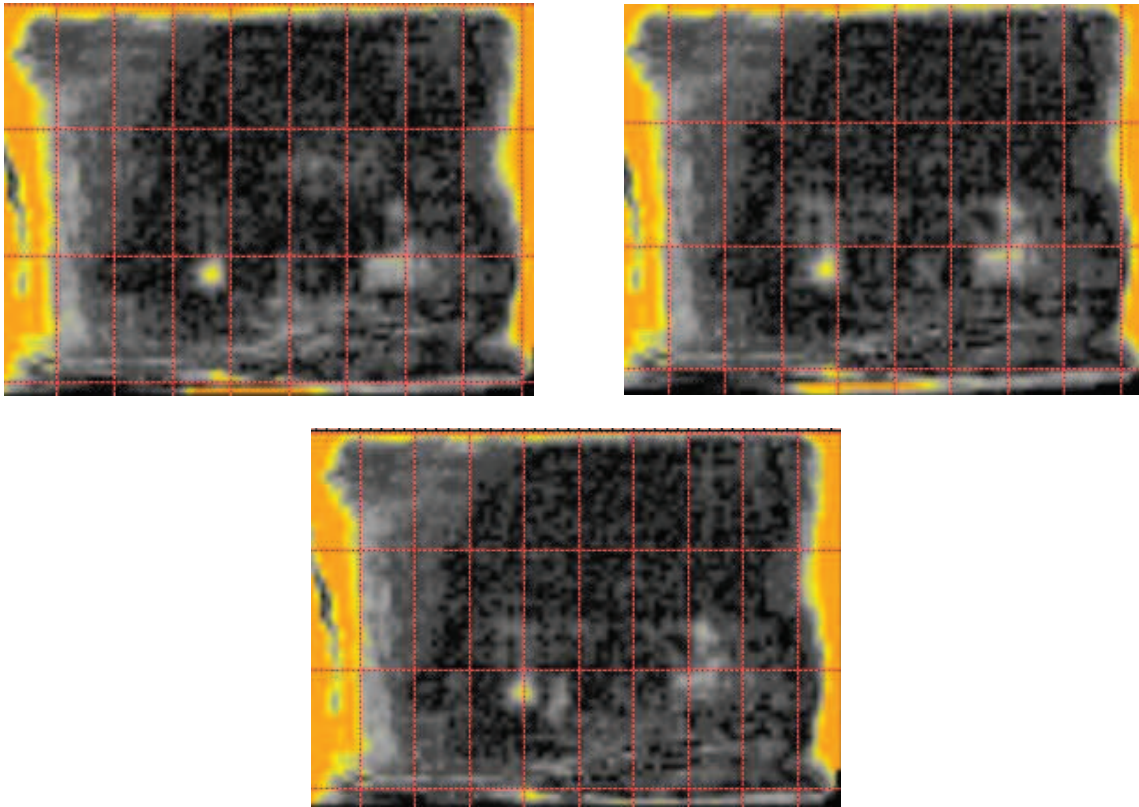


Figure 4.23 : Résultats pour le patient ORL8 de l'analyse par l'indice gamma entre la mesure et Eclipse (algorithme AAA) sur les images brutes (en haut à gauche), sur les images corrigées (en haut à droite) et sur les images corrigées avec une courbe de conversion plus étendue (en bas).

Dans ce cas, comme pour le modèle couronne, les écarts avec le modèle amalgame sont similaires quelle que soit la correction appliquée.

II.5. Discussion

Le traitement des cancers ORL par la technique RCMI suit le même schéma de balistique. Sa transposition dans le fantôme anthropomorphique se focalise uniquement sur l'algorithme de calcul AAA car l'algorithme d'optimisation n'est pas considéré dans cette étude.

La présence de couronnes ou d'amalgames engendre des modifications sur la distribution de la dose avec des zones de sous-dosage pouvant atteindre 6 %. La correction des masses volumiques sur les images CT permet globalement d'améliorer la prédiction de la distribution de la dose d'environ 1 à 3 % dans la zone impactée par les prothèses. Ce gain, même s'il semble minime, permet d'augmenter le pourcentage de points passant les critères d'acceptabilité lors de l'analyse par l'indice gamma.

Le patient ORL8 sélectionné, ayant un nombre de prothèses plus important, plus complexe que le patient ORL7 devrait présenter des modifications de la distribution de dose plus importantes. Or les résultats sont contradictoires :

- Ils sont conformes pour l'ORL8,
- Ils ne sont pas en accord pour l'ORL7.

En effet, les mesures étant réalisées dans un modèle différent, seule la dose est recalculée à partir du séquençage du MLC (issu de la modulation définie par l'algorithme d'optimisation) sur les images CT des patients non corrigées. Ce modèle (couronne ou amalgame) représente une configuration complexe plus proche du patient ORL8 que du patient ORL7. L'hypothèse serait que l'algorithme d'optimisation s'adapterait correctement à la présence de matériaux de masse volumique élevée dans la mesure de la précision de son algorithme de calcul. Ce qui peut expliquer le fait que les zones présentant des écarts ne sont pas systématiquement en regard des prothèses.

III. Conclusion

La radiothérapie conformationnelle 3D (RTC3D) et la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI) sont deux techniques de traitement dont l'approche de la planification est très différente :

- La balistique composée de faisceaux latéraux comparée à des faisceaux (généralement sept faisceaux) répartis autour du patient,
- La modulation du faisceau permise par le collimateur multilames et la planification inverse.

L'étude des algorithmes en RTC3D, pour des configurations variées créant des artefacts sur l'image CT de référence, a confirmé la supériorité des algorithmes Collapsed Cone (CC) et Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) en-dehors de l'environnement de la prothèse.

La correction des images CT par attribution de nouvelles masses volumiques permet de réduire les écarts de dose des algorithmes par rapport à Monte-Carlo.

La couverture globale du volume traité est respectée (selon les critères ICRU n°62 [Icr2]) mais les points froids créés non prédits (points de sous-dosage) ne sont pas négligeables.

L'évaluation de la RCMI, à travers la reproduction d'un traitement dans le fantôme anthropomorphique, montre d'éventuelles zones de sous-dosage de l'ordre de 4 à 6 %. La correction des images CT réduit cet écart de 1 à 3 %.

Afin de confirmer ces résultats, des analyses complémentaires devront être réalisées sur au moins quatre patients avant de poursuivre l'évaluation de l'algorithme d'optimisation.

Conclusion

Les cancers ORL représentent environ 10 % à 30 % des traitements en radiothérapie externe. Une majorité des patients sont porteurs de plusieurs prothèses dentaires (ou d'amalgames). Ces cancers, souvent détectés tardivement, représentent des volumes conséquents puisqu'ils s'étendent dans toute la région du cou. Avec un organe critique proche, la moelle épinière, il est difficile, et même impossible, d'envisager, comme pour les prothèses de hanche, de choisir une balistique les évitant.

Les systèmes de planification de traitement (TPS) sont basés sur des algorithmes de calcul de la distribution de la dose, qui utilisent les masses volumiques issues des images tomodensitométriques. L'acquisition de ces images peut être perturbée par la présence de nombreuses prothèses métalliques, engendrant des erreurs d'identification des masses volumiques. Il existe des méthodes de correction des images CT, mais elles ne sont pas implémentées pour des raisons d'efficacité, de temps et de coût.

C'est pourquoi, il paraît essentiel d'évaluer d'une part, l'impact des images erronées sur le calcul de la dose absorbée, et d'autre part, la précision des algorithmes dans la prise en compte des hétérogénéités de fortes masses volumiques.

Dans ce cadre, nous avons fait le choix de comparer les algorithmes (Pencil Beam, Collapsed Cone, Analytical Anisotropic Algorithm) à des méthodes de référence : mesures expérimentales (TLD et films radiochromiques) et simulations Monte-Carlo (BEAMnrc) pour quantifier les modifications sur la distribution de la dose.

Pour cela, l'étude s'est déroulée en trois phases, les deux premières sur des fantômes anthropomorphiques et la dernière sur des images CT de patients :

- La phase préliminaire, sur des dents naturelles, nous a permis d'observer que la présence d'une seule prothèse produit déjà une atténuation conséquente : jusqu'à 11 % à l'interface de sortie et 8 % à distance pour la couronne et jusqu'à 25 % à l'interface de sortie et 16,5 % à distance pour l'amalgame.
- La seconde phase, plus complexe car dans des fantômes anthropomorphiques, a mis en évidence que les écarts entre les algorithmes et la mesure sont acceptables dans le cas d'une seule prothèse. Ils deviennent importants avec plusieurs échantillons, de l'ordre de 11 % et 16 % respectivement avec la correction des images et sans correction, quel que soit l'algorithme utilisé. Ce constat fait ressortir la nécessité d'appliquer une correction des UH de l'image et d'ajuster la courbe de conversion jusqu'à la masse volumique des amalgames (incluant les couronnes).
- La dernière phase a mis en application les enseignements issus des méthodes de corrections des images et de prise en compte des matériaux denses sur des données patients. En faisant l'hypothèse que tous les artéfacts sont liés à des couronnes, car ils ne permettent pas de distinguer les masses volumiques au-delà de 4 g/cm^3 , l'analyse

des distributions de dose en RTC3D a mis en exergue l'apport indispensable d'une correction des images (réduction jusqu'à 7 % des écarts). Concernant la RCMI, la modulation d'intensité permet de pallier l'atténuation due à une prothèse en augmentant la fluence à cet endroit. Des écarts peuvent cependant persister et la correction des images apporte toujours une amélioration sur les résultats.

L'ensemble de ce travail a montré la complexité de la prise en compte des fortes hétérogénéités au niveau ORL avec une diversité de matériaux et d'implantation. Il nous a permis d'établir quelques recommandations quant à la démarche à suivre en présence d'artéfacts au niveau ORL lors d'un traitement par radiothérapie (quelle que soit la technique) :

- Etendre vers des matériaux plus denses que l'os (au moins 13,3 pour les amalgames et jusqu'à 16 pour l'or) la courbe de conversion des UH en densités massiques ET en densités électroniques.
- Contourer les prothèses par seuillage de l'échelle de gris, en sachant que pour les couronnes dentaires la dimension est surestimée.
- Corriger les images CT en attribuant de nouvelles valeurs d'UH uniquement sur les coupes artéfactées en distinguant les prothèses, les tissus, l'os et l'air (éventuellement les dents saines). La correction peut n'être appliquée que lorsque le volume traité est proche des prothèses (inférieur à 3 cm).
- Mettre en place lors de l'acquisition des données anatomiques une fiche avec les arcades dentaires pour identifier, si possible, la localisation des amalgames et des prothèses (ainsi que le matériau).

Cette étude se poursuivra selon quatre axes. Le premier axe s'attachera à évaluer d'autres algorithmes, notamment MONACO basé sur la modélisation réelle de l'accélérateur et ACUROS qui offre un nouveau concept de calcul de la dose par résolution des équations de Boltzmann. Le deuxième axe portera sur l'étude d'un modèle numérique afin de s'affranchir des artéfacts liés à l'imagerie tomodensitométrique pour évaluer plus précisément les interfaces. Le troisième axe sera orienté vers la stéréotaxie, dont le but est de traiter de petits volumes avec une précision millimétrique et des doses par séance plus élevées, qui nécessite des champs de petites dimensions inférieures à 4 cm x 4 cm voire quelques millimètres pour le Cyberknife. Enfin, le dernier axe concernera l'évaluation des gels dosimétriques, seuls détecteurs à l'heure actuelle permettant d'avoir une réelle information en trois dimensions, dans ces milieux fortement hétérogènes.

Références bibliographiques

- [Aap1] AAPM's TG-6, *Dosimetric considerations for patients with hip prostheses undergoing pelvic irradiation*, Med. Phys. **30**(6) p1162-1182 (2003).
- [Aap2] AAPM Report n°45, TG34, J.R. Marbach, M.R. Sontag, J. Van Dyk and A.B. Wolbarst, *Management of Radiation Oncology Patients with Implanted Cardiac Pacemakers*, Med Phys **21**(1) p85-90 (1994).
- [Aap3] AAPM report n°85 TG65, *Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams*, (2004).
- [Ahn1] A. Ahnesjö, M.M. Aspradakis, *Dose calculations for external photon beams in radiotherapy*, Phys. Med. Biol. **44** R99-R155 (1999).
- [Ahn2] A. Ahnesjö, *Application of transform algorithms for calculation of absorbed dose in photon beams*, Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy, VIII ICCR (Toronto, Canada) (Los Alamos, CA: IEEE Computer Society Press) p17-20 (1984).
- [Ahn3] A. Ahnesjö, P. Andreo and A. Brahme, *Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams*, Acta Oncol. **26** p49-56 (1987).
- [Ahn4] A. Ahnesjö, *Collapsed Cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media*, Med. Phys. **16**(4) p577-592 (1989).
- [Ahn5] A. Ahnesjö, M. Saxner, A. Trepp, *A Pencil Beam model for photon dose calculation*, Phys. Med. **19** p263-273 (1991).
- [And1] P. Andreo, *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*, Phys. Med. Biol. **36** p861-920 (1991) ; erratum Phys. Med. Biol. **37**(10) p2031-2032 (1992).
- [Ash1] Ashland, *User manual FilmQATM Pro*, v3.0.4864.35322 (juillet 2013).
- [Bal1] M. Bal, L. Spies, *Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptative prefiltering*, Med. Phys. **33**(8) p2852-2859 (2006).
- [Bat1] H.F. Batho, *Lung corrections in Cobalt 60 beam therapy*, J. Can. Assoc. Radiol. **15** p79-83 (1964).

[Ber1] M.J. Berger, *Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles*, Methods in Comput. Phys., Ed. B. Alder, S. Fernbach et M. Rotenberg, **vol 1** p135-215, Academic, New York (1963).

[Bie1] A.F. Bielajew, D.W.O. Rogers, *Variance reduction techniques*, Proc. Int. School of Radiation Damage and Protection, Eighth Course : Monte Carlo transport of electrons and photons below 50 MeV, ed T.M. Jenjins, W.R. Nelson, A. Rindi, New York:Plenum, p407-419 (1988).

[Bip1] BIPM (Bureau International des Poids et Mesures), *Evaluation des données de mesure – Guide pour l’expression de l’incertitude de mesure*, JCGM 100 (2008). Disponible à l’adresse www.bipm.org/utis/common/documents/jcgm/JCGM_100_2008_F.pdf.

[Boz1] M. Bozalova, L. Beaulieu, S. Palefsky and F. Verhaegen, *Correction of CT artifacts and its influence on Monte Carlo dose calculations*, Med. Phys. **34**(6) p2119-2132 (2007).

[Buf1] E. Buffard, Développement de modèles dosimétriques en radiothérapie externe par méthode de Monte Carlo. Étude des effets liés à la présence d’implants artificiels. Thèse n°91 de l’université de Franche-Comté (2006).

[Buf2] E. Buffard, R. Gschwind, L. Makovicka et C. David, *Theoretical determination of the dose perturbations caused by a hip prosthesis during a pelvic irradiation*, Biomedical Engineering, **50**(1S) p1022-1023 (2005).

[Buf3] E. Buffard, R. Gschwind, L. Makovicka et C. David, *Monte Carlo calculations of the impact of a hip prosthesis on the dose distribution*, NIMB **251** p9-18 (2006).

[Cas1] V. Casanova Borca *et al.*, *Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification*, JACMP **14**(2) p158-171 (2013).

[Cip1] CIPR (Commission Internationale sur la Protection Radiologique), *Recommandations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication n°60 (1990).

[Cip2] CIPR (Commission Internationale sur la Protection Radiologique), *Report on the task group on reference man*, Publication n°23 (1975).

[Cool1] C Coolens and PJ Childs, *Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prosthesis : the use of the extended CT scale*, Physics in Medicine and Biology **48** p1591-1603 (2003).

[Chu1] C. Chui and R. Mohan, *Differential pencil beam dose computation model (abstract)*, Med. Phys. **11** p392 (1984).

[Das1] J.J. Das and F.M. Kahn, *Backscattered dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beam*, Med Phys **16**(3) p367-375 (1989).

[Dav1] B. Davison, *Neutron Transport theory*, Oxford University Press, London (1957).

[Dec1] Décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de radiothérapie externe.

[Dep1] T. Depuydt, A.V. Esch et D.P. Huyskens, *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions : refinement and clinical assessment of the gamma evaluation*, Radiot. Oncol. **62** p309-319 (2002).

[Dil1] J-P. Dillonseger et E. Moerschel, *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique*, Edition Masson (2009).

[Don1] F. Donolo, *Outils pour renommer et rendre anonyme des images DICOM, Modification des fichiers issus de CTCreat pour insérer des objets métalliques dans des images DICOM*, Stage IUT Informatique (2005).

[Erl1] M. Erlanson, L. Franzen, R. Henriksson, B. Littbrand et P.O. Lofroth, *Planning of radiotherapy for patients with hip prosthesis* ; Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **20**(5) p1093-1098 (1991).

[Est1] ESTRO, *Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-imrt photon beams*, Booklet n°7, ISBN 90-804532-7 (2004).

[Far1] M. Farahani et F.C. Eichmiller, *Metal polysiloxane shields for radiation therapy of maxilla-facial tumors* ; Med. Phys. **18**(2) p273-276 (1991).

[Feg1] S.A.H. Feghi et al, *An introduction to MCNP* (2004).

[Fer1] B.C. Ferreira, M.C. Lopes et M. Capela, *Evaluation of an Epson flatbed scanner to read Gafchromic® EBT film for radiation dosimetry*, Phys. Med. Biol. **54** p1073-1085 (2009).

[Gea1] GEANT4 : A toolkit for the simulation of the passage of particles, www.geant4.cern.ch.

[Gou1] S. Goudmsit, J.L. Saunderson, *Multiple scattering of electrons*, Phys. Rev. **57** p24-30 (1940).

[Gui1] C. Guillerminet, *Utilisation des codes de type Monte-Carlo pour déterminer la fluence en énergie des particules diffusées issues d'un accélérateur d'électrons à usage médical. Contribution à la dosimétrie 3D dans les milieux hétérogènes*. Thèse n°76 à l'Université de Franche-Comté (2003).

- [Gsc1] R. Gschwind, E. Buffard, H. Masset, C. David et L. Makovicka, *Impact dosimétrique des prothèses de hanche lors d'un traitement radiothérapeutique*, *Cancer Radiothérapie* **12**(2) p102-109 (2008).
- [Haz1] M.B. Hazuka, G.S. Ibbott et J.J. Kinzie, *Hip prostheses during pelvic irradiation : effects and corrections*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **14**(6) p1311-1317 (1998).
- [Hou1] G.N. Hounsfield, *Computerized transverse scanning (tomography). Part 1: Description of system*, *Br. J. Radiol.* **46**(255) p 1016-1022 (1973).
- [Hub1] J.H. Hubbell, I. Overbo, *Relativistic atomic form factors and photon coherent scattering cross sections*, *Phys. Chem. Ref. Data* **8** p69-105 (1979).
- [Hub2] J.H. Hubbell, *Photon cross sections? Attenuation Coefficients and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV*, NSRDS-NBS29, National Bureau of Standards, Washington DC (1969).
- [Hur1] C.W. Hurkmans, E. Scheepers, Springorum B.G.F. et H. Uiterwal, *Influence of radiotherapy on the latest generation of implantable cardioverter-defibrillators*, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* **63**(1) p 282-289 (2005).
- [Hur2] C.W. Hurkmans, E. Scheepers, Springorum B.G.F. et H. Uiterwal, *Influence of radiotherapy on the latest generation of pacemaker*, *Radiotherapy and Oncology* **76** p93-98 (2005).
- [Iae1] IAEA (International Atomic Energy Agency), *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*, IAEA Technical Reports Series 398 (2004).
- [Icr1] ICRU (International Commission of Radiation Units), *Stopping power for electrons and positrons*, Report 37, Bethesda, MD, ICRU (1984).
- [Icr2] ICRU (International Commission of Radiation Units), *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, Report 62, ICRU (1999).
- [Icr3] ICRU (International Commission of Radiation Units), *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, Report 50, ICRU (1993).
- [Icr4] ICRU (International Commission of Radiation Units), *Prescribing, Recording and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy*, Report 83, ICRU (2010).
- [Icr5] ICRU (International Commission of Radiation Units), *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*, Report 44, ICRU (1989).

- [Joe1] R.M.S. Joemai, P.W. de Bruin, W.J.H. Veldkamp et J. Geleijns, *Metal artifact reduction for CT : Development, implementation and clinical comparison of a generic and a scanner-specific technique*, Med. Phys. **39**(2) p1125-1132 (2012).
- [Kaw1] I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, DWO Rogers, F. Tessier, B.R.B. Walters, *NRCC Report PIRS701 The EGSnrc Code System : Monte Carlo Simulation of Electron and Photon transport* (mai 2011).
- [Kaw2] I. Kawrakow and A.F. Bielajew, *On the condensed history technique for electron transport*, NIM **B142** p253-280 (1998).
- [Kaw3] I. Kawrakow, *Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport transport I., EGSnrc, the new EGS4 version*, Med. Phys. **27**(3) p485-498 (2000).
- [Kaw4] I. Kawrakow, M. Flippel, K. Friedrich, *3D electron dos calculation using a voxel based Monte Carlo algorithm*, Med. Phys. **31** p445-457 (1996).
- [Kaw5] I. Kawrakow and B.R.B. Walters, *Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc*, Med Phys **33**(8) p3046-3056 (2006).
- [Kea1] P.J. Keall, J.V. Siebers, R. Jeraj et R. Mohan, *Radiotherapy dose calculations in the presence of hip prostheses*, Med. Dosim. **28**(2) p107-112 (2003).
- [Kim1] Y. Kim, W.A. Tomé, M. Bal, T.R. McNutt and L. Spies, *The impact of dental metal artifacts on head and neck IMRT dose distributions*, Radiat Oncol **79** p198-202 (2006).
- [Lau1] W.U. Laub, F. Nüsslin, *Monte Carlo dose calculations on the treatment of a pelvis with implant and comparison with pencil beam calculations*, Med. Dosim. **28**(4) p229-233 (2003).
- [Lef1] D. Lefkopoulos, J.N. Foulquier, Y. Petegnief, E. Touboul, *Aspects physiques et méthodologiques de l'imagerie multimodalité et principe de planification dosimétrique pour la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle*, Cancer Radiothérapie **5**(5) p496-514 (2001).
- [Lew1] D. Lewis, A. Micke, X. Yu, M.F. Chan, *An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan*, Medical Physics **39**, p6330-6350 (2012).
- [Lig1] Lightspeed RT16 Technical Reference Manual 5161956-1, General Electric, 2008.
- [Loe1] R. Loevinger, *Distribution of absorbed energy around a point source of beta radiation*, Science **112** p 530-531 (1950).

- [Low1] D.A. Low, S. Mutic, J.F. Dempsey, R.L. Gerber, W.R. Bosch, C.A. Perez et J.A. Purdy, *Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system*, Radiot. Oncol. **49** p305-316 (1998).
- [Mai1] N. Mail, Y. Albarakati, M. Ahmad Khan, F. Saeedi, N. Safadi, S. Al-Ghamdi et A. Saoudi, *The impacts of dental filling materials on RapidArc treatment planning and dose delivery : Challenges and solution*, Med. Phys. **40**(8) p081714-1 (2013).
- [Mar1] S. Marcié, E. Martin, RJ Bensadoun, N. Magné, J. Hérault, A. Costa, A. Hachem, JL Lagrange, *Etude de cas théorique de faisceaux avec modulation d'intensité par la technique du step and shoot*, Cancer Radiothérapie **7**(3) p179-183 (2003).
- [Mar2] V. Marchesi, *La problématique et l'évolution du contrôle de qualité pour la mise en œuvre de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité*, Institut National Polytechnique de Lorraine (2003).
- [Mar3] M. Martisikova M., B. Ackermann et O. Jäckel, *Analysis of uncertainties in Gafchromic® EBT film dosimetry of photon beam.*, Phys. Med. Biol. **53**(24) p7013-7027 (2008).
- [Mas1] J.L Massillon *et al.*, *Energy Dependence of the New Gafchromic® EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams*, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, p 60-65 (2012).
- [Mic1] A. Micke, D.F. Lewis et X. Yu, *Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction*, Med. Phys. **38**(5) p2523-2534 (2011).
- [Moh1] R. Mohan, C. Chui and L. Lidofsky, *Differential pencil beam dose computation model for photons*, Med. Phys. **13** p64-73 (1986).
- [Onc1] Oncentra Master Plan v3.1, *Physics and algorithms reference manual*, 192.739ENG-01, Nucletron.
- [Oze1] Ozen J., Dirican B., Oysul K., Beyzadeoglu M., Ucok O. et Beydemir B. *Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy*, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. **99** p743-747 (2005).
- [Per1] Y. Perrot, *Evaluation de la dose déposée par des faisceaux d'électrons en radiothérapie dans des fantômes voxelisés et utilisant la plateforme de simulation Monte-Carlo GATE fondée sur EANT4 dans un environnement de grille*, Thèse de l'Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand (2011).

- [Rad1] J.H. Radon, *Analogic corporation, trans. on the determination of functions by their integral values along certain manifolds*, Ber Vehr Sachs Akad Wiss **69** p 262-277 (1917).
- [Rag1] DWO Rogers, *Monte Carlo techniques in radiotherapy*, Med. Phys. Special Issue (2002).
- [Rei1] B. Reitmeier, G. Reitmeier, A. Schmidt, W. Schaal, P. Blochberger, D. Lehmann et T. Herrmann, *Evaluation of a device for attenuation of electron release from dental restorations in a therapeutic radiation field*, J. Prosthet. Dent. **87** p323-7 (2002).
- [Rob1] R. Roberts, *How accurate is CT-based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prosthesis*, Phys. Med. Biol. **46**(9) N227-234 (2001).
- [Roe1] W.M.C. Roesch, *Dose for nonelectronic equilibrium conditions*, Radiat. Res. **9** p399-410 (1958).
- [Rog1] DWO Rogers, B.A. Faddegon, G.X. Ding, C.M. Ma, J. We, *BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units*, Med Phys **22** p503-524 (1995).
- [Rog2] DWO Rogers, B. Walters, I. Kawrakow, *NRCC Report PIRS 0509 BEAMnrc Users Manuel* (mai 2011).
- [Rus1] R. Russell, K. Pillai et P.K. Jones, *In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy*, The Journal of Prosthetic Dentistry **75**(6) p626-632 (1996).
- [Sal1] F. Salvat, J.M. Fernandez-Varea and J. Sempau, *PENELOPE: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*, Nuclear Energy Agency, NEA n°62222 (2006).
- [Sau1] O.A. Sauer, *Calculation of dose distributions in the vicinity of high-Z interfaces for photon beams*, Med Phys **22**(10) p1685-1690 (1995).
- [Sem1] J. Sempau, A. Sanchez-Reyes, F. Salvat, H. Oulad ben Tahar, S.B. Jiangand et J.M. Fernandez-Varea, *Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE*, Phys. Med. Biol. **46** p1163-1186 (2001).
- [Ser1] B. Serrano, A. Hachem, E. Franchisseur, J. Hérault, S. Marcié, A. Costa, R.J. Bensadoun, J. Barthe et J.P. Gérard, *Monte Carlo simulation of a medical linear accelerator for radiotherapy use*, Radiation Protection Dosimetry **119** p506-509 (2006).
- [Sib1] C.H. Sibata, H.C. Mota, P.D. Higgins, D. Gaisser, J.P. Saxton et K.H. Shin, *Influence of hip prostheses on high energy photon dose distributions*, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **18**(2) p455-461 (1990).

- [Sor1] J. Sorriaux, A. Kacperek, S. Rossomme, J.A. Lee, D. Bertrand, S. Vynckier et E. Sterpin, *Evaluation of Gafchromic® EBT3 films characteristics in therapy photon, electron and proton beams*, *Physica Medica* **29**(6) p1-10 (2012).
- [Spa1] M.F. Spadea, J.M. Verburg, G. Baroni et J. Seco, *The impact of low-Z and high-Z metal implants in IMRT : a Monte Carlo study of dose inaccuracies in commercial dose algorithms*, *Med. Phys.* **41**(1) p011702-1 (2014).
- [Spi1] S. Spirydovich, L. Papiez, M. Langer, G. Sandison and V. Thai, *High density dental materials and radiotherapy planning : comparison of the dose predictions using superposition algorithm and fluence map Monte Carlo method with radiochromic film measurements*, *Radiat Oncol* **81** p309-314 (2006).
- [Sun1] S. Sundar, R.P. Symonds et C. Deehan, *Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers*, *Cancer Treatment Reviews*, **31** p474-486 (2005).
- [Van1] M.W. Vannier, C.F. Hidlebolt, G. Conover, R.H. Knapp, N. Yokoyama-Crothers and G. Wang, *Three-dimensional dental imaging by spiral CT*, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology* **84**(5) p561-570 (1997).
- [Var1] Varian Medical System, *Monte Carlo Data Package : High Energy Accelerator*, DWG NO 100040466-02 Rev2, CONFIDENTIEL.
- [Var2] Varian Medical System, *Enhanced Dynamic Wedge Implementation Guide for C-Series Clinac*, P/N 1103580-02 (2002).
- [Var3] Varian Medical System, *Manuel de reference des algorithmes Eclipse v8.9*, P/N B502612R03A (2009).
- [Vie1] S. Viennot, G. Malquarti, Y. Allard et C. Pirel, *Différents types de bridges*, *EMC Odontologie* p107-140 (2005).
- [Wad1] T. Wadasadawala, A. Pandey, J.P. Agarwal, R. Jalali, S.G. Laskar, S. Chowdhary, A. Budrukkar, R. Sarin, D. Deshpande et A. Munshi, *Radiation therapy with implanted cardiac pacemaker devices : a clinical and dosimetric analysis of patients and proposed precautions*, *Clinical Oncology* **23**(2) p79-85 (2011).
- [Wal1] B.R.B. Walters, D.W.O. Rogers, *DOSXYZnrc Users Manual*, NRCC Report PIRS794revA (2004).
- [Wal2] B.R.B. Walters, I. Kawrakow et D.W.O. Rogers, *History by history statistical estimators in the BEAM code system*, NRCC Report PIRS0791 (2002).

[Wan1] R. Wang., K. Pillai et P.K. Jones, *In vitro backscattering from implant materials during radiotherapy*, The Journal of Prosthetic Dentistry **75**(6) p626-632 (1996).

[Wan2] L. Wang, CS Chui et M Lovelock, *A patient-specific Monte Carlo dose calculation method for photon beams*, Med. Phys. **25** p867-878 (1998).

[Wan3] L. Wang, E. Yorke and C-S. Chui, *Monte Carlo evaluation of tissue inhomogeneity effects in the treatment on the head and neck*, Int J Radiation Oncology Biol Phys **50**(5) p1339-1349 (2001).

[Wan4] L. Wang, M. Lovelock and C-S Chui, *Experimental verification of a CT based Monte Carlo dose calculation method in heterogeneous phantoms*, Med Phys **26**(12) p2626-2634 (1999).

[Web1] G.J. Webster, C.G. Rowbottom et R.I. Mackay, *Evaluation of the impact of dental artefacts on IMRT planning for head and neck*, Radiotherapy and Oncology **93** p553-558 (2009).

[Wie1] E. Wielslander., T. Knöös, *Dose perturbation in the presence of metallic implants : treatment planning system versus Monte Carlo simulations*, Phys. Med. Biol. **48**(20) p3295-3305 (2003).

[Www1] www.medvet.umontreal.ca

[Www2] www.gafchromic.com

[Yaz1] M. Yazdia, L. Gingras and L. Beaulieu, *An adaptative approach to metal artifact reduction in helical CT for radiation therapy treatment planning : experimental and clinical studies*, Int J Radiat Oncol Biol Phys **62**(4) p1224-1231 (2005).

[Yaz2] M. Yazdia M.A. Lari, G. Bernier et L. Beaulieu, *An opposite view data replacement approach for reducing artifacts due to metallic dental objects*, Med Phys **38**(4) p2275-2281 (2011).

ANNEXE 1 : Interactions des photons avec la matière (microscopique)

Les interactions des particules avec la matière sont nombreuses et résumées sur la Figure A1.1 au niveau de l'atome.

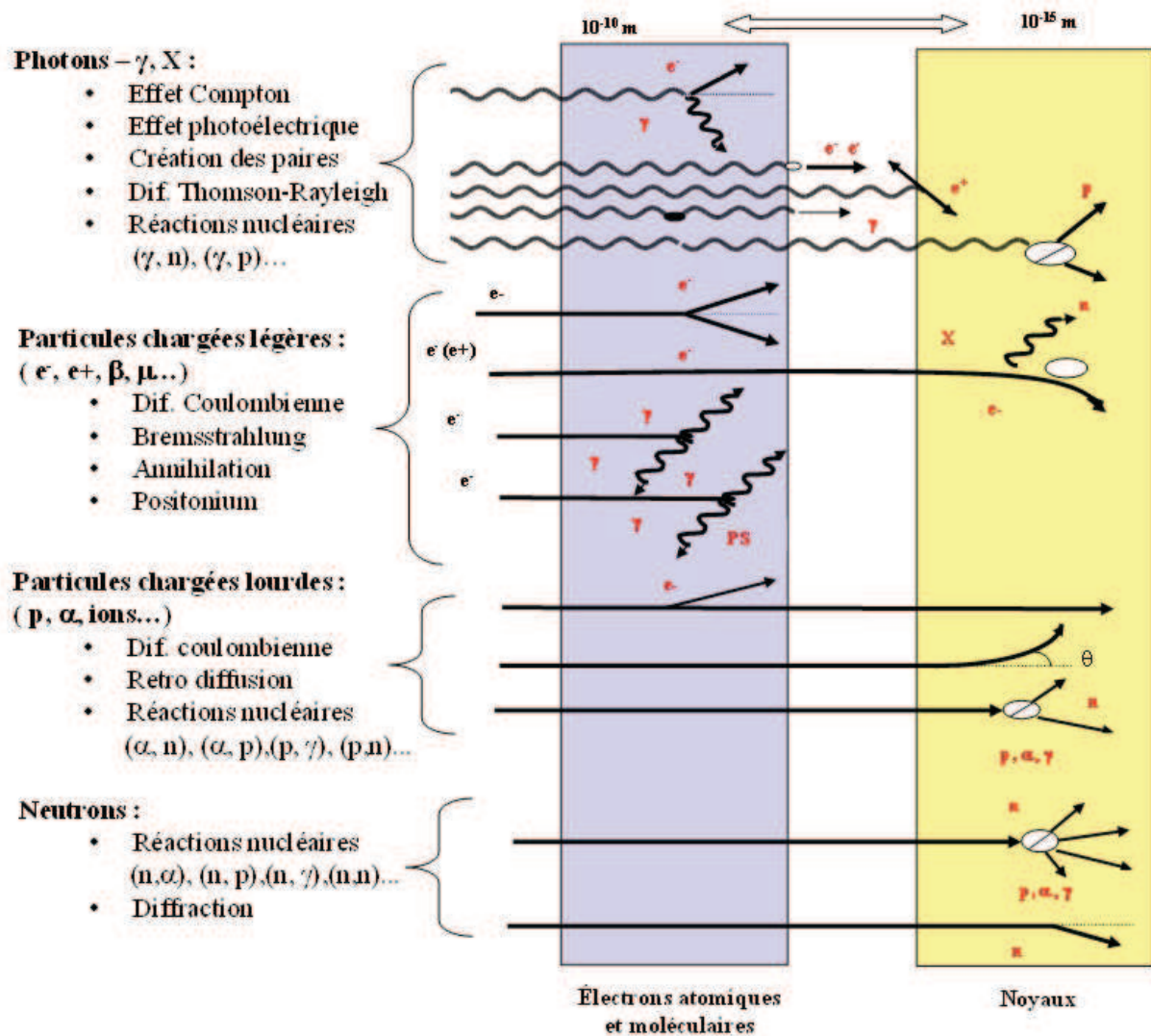


Figure A1.1 : Représentation des interactions des particules avec les électrons et le noyau de l'atome.

On s'intéressera plus particulièrement à détailler les interactions photoniques prépondérantes. Dans la gamme d'énergie de la radiothérapie, jusqu'à 20 MeV : la diffusion Compton, l'effet photoélectrique et la production de paires sont prédominants (Figure A1.2). Les interactions dépendent principalement de l'énergie du photon incident (E) et du numéro atomique du matériau (Z). Cela se traduit par la section efficace propre à chaque interaction définie comme la probabilité d'interaction du photon d'énergie E dans un milieu Z .

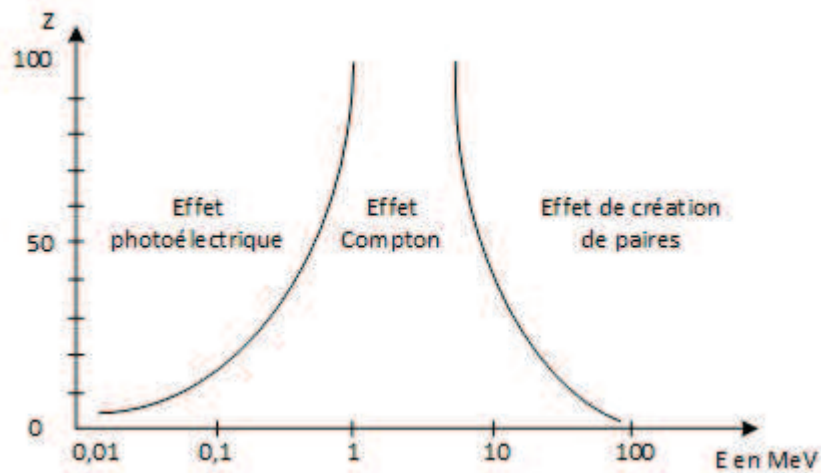


Figure A1.2 : Prédominance des interactions photoniques en fonction de l'énergie et du milieu.

• **Effet photoélectrique**

L'interaction photoélectrique correspond à l'absorption par un électron du cortège de toute l'énergie du photon incident (Figure A1.3). Elle est prépondérante pour des énergies inférieures à 0,2 MeV et pour des milieux denses. L'électron est éjecté de l'atome et son énergie cinétique est l'énergie du photon E_γ moins l'énergie de liaison de cet électron B_{e^-} (Equation (A1.1)).

$$E_{e^-} = E_\gamma - B_{e^-} \quad \text{en MeV} \quad (\text{A1.1})$$

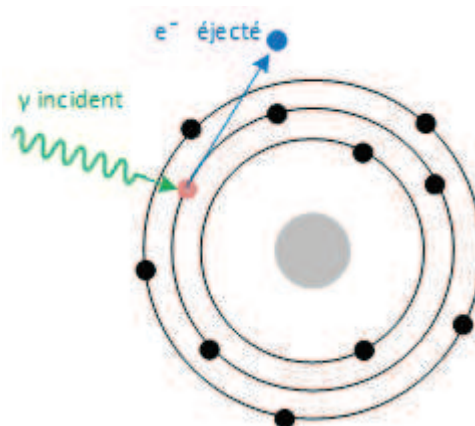


Figure A1.3 : Schéma représentant l'effet photoélectrique.

L'effet photoélectrique est suivi d'une réorganisation du cortège électronique : un électron d'une couche supérieure comble l'orbite vacante par émission d'un photon X de fluorescence (< 100 keV). Ce photon quitte l'atome ou éjecte un électron de la couche externe, cet électron est appelé électron Auger (Figure A1.4).

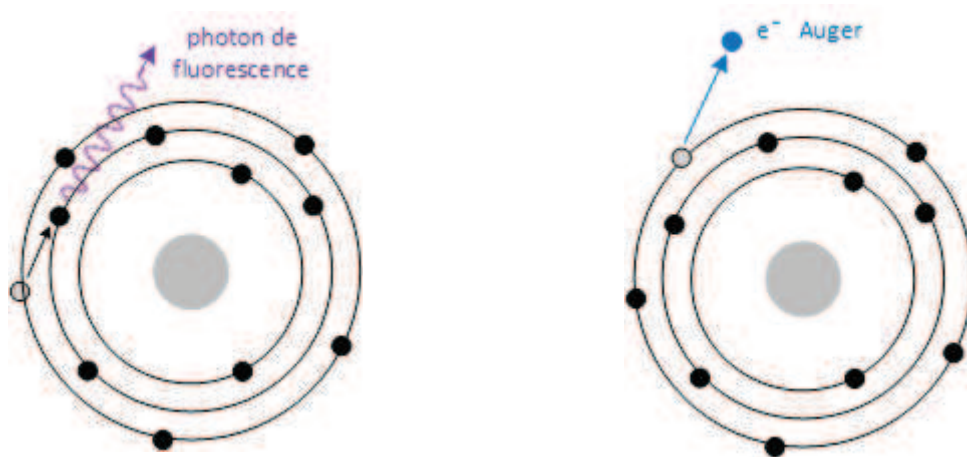


Figure A1.4 : Conséquence du réarrangement électronique dû à une interaction photoélectrique : émission d'un photon de fluorescence (à gauche) et éjection d'un électron Auger (à droite).

La section efficace de l'interaction photoélectrique τ_{PE} (en m^2) pour la couche K est donnée par la relation suivante :

$$\tau_{PE} = \frac{Z^2}{(137)^4} \frac{8\pi r_0^2}{3} 4\sqrt{2} (\alpha)^{-7/2} \quad (A1.2)$$

où $\alpha = \frac{E_\gamma}{E_0}$

Z numéro atomique de la cible,

r_0 rayon de l'électron ($2,818 \cdot 10^{-12}$ m),

E_γ énergie du photon incident (en MeV),

E_0 énergie de l'électron au repos (0,511 MeV).

• Effet Compton

La diffusion Compton correspond à l'absorption partielle de l'énergie du photon incident E_γ (en MeV) par un électron externe du cortège électronique. Le photon ayant perdu une partie de son énergie est diffusé avec un angle θ (Figure A1.5). La diffusion Compton se produit pour des énergies de 1 à 10 MeV, correspondant aux énergies de la radiothérapie. Le photon est diffusé avec une énergie $E_{\gamma'}$ (en MeV) défini par la relation suivante :

$$E_{\gamma'} = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{E_\gamma}{E_0}(1 - \cos \theta)} \quad (A1.3)$$

où θ est l'angle de diffusion.

L'énergie de l'électron éjecté est la différence entre les énergies de ces deux photons :

$$E_{e^-} = E_\gamma - E_{\gamma'} \quad (A1.4)$$

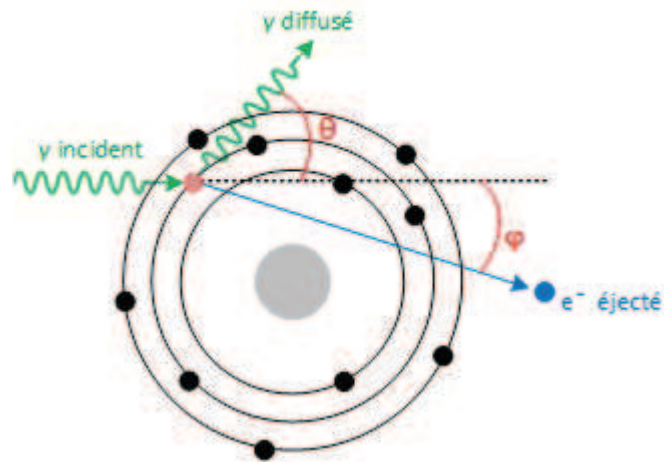


Figure A1.5 : Schéma de représentation de l'effet Compton.

La distribution angulaire des photons diffusés varie en fonction de l'énergie du photon incident (Figure A1.6) : plus l'énergie est importante plus la diffusion s'effectue vers l'avant.

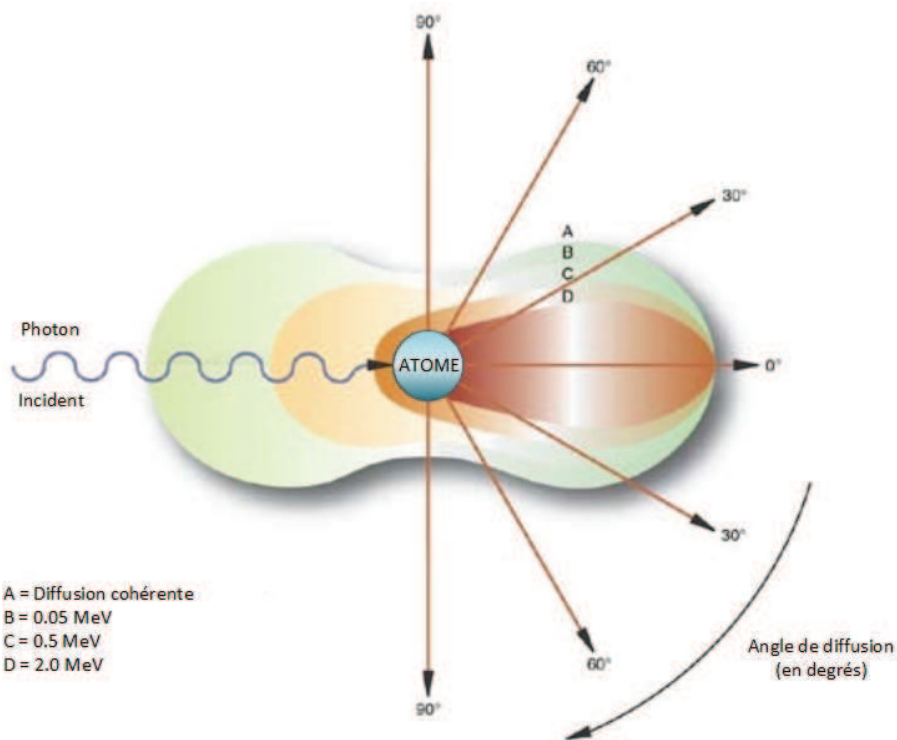


Figure A1.6 : Représentation de l'angle de diffusion du photon diffusé en fonction de l'énergie du photon incident.

La section efficace de l'interaction Compton $\sigma_{Compton}$ (en m^2) est proportionnelle au numéro atomique Z :

$$\sigma_{Compton} \propto \frac{Z}{E_\gamma} \quad (A1.4)$$

où E_γ énergie du photon incident (en MeV),

• Production de paires

La création de paires électron/positon se produit lorsque le photon interagit avec le champ coulombien du noyau (Figure A1.7). Cette réaction ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon est au moins égale à deux fois l'énergie de l'électron au repos soit 1,022 MeV (2 x 0,511 MeV). Le positon s'annihile très vite avec un électron en émettant deux photons opposés de 511 keV.

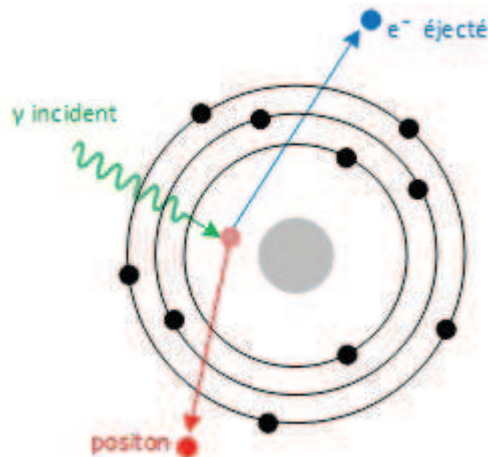


Figure A1.7 : Représentation de la production de paires.

La section efficace de la production de paires κ_{pp} (en m²) est définie par la relation suivante :

$$\kappa_{pp} = \alpha r_0^2 Z^2 \left[\frac{28}{9} \ln\left(\frac{2E_\gamma}{E_0}\right) - \frac{218}{27} \right] \quad \text{si} \quad 2 < E_\gamma < \frac{E_0}{\alpha} Z^{-1/3} \quad (\text{A1.5})$$

$$\kappa_{pp} = \alpha r_0^2 Z^2 \left[\frac{28}{9} \ln(183 Z^{-1/3}) - \frac{2}{27} \right] \quad \text{si} \quad E_\gamma > \frac{E_0}{\alpha} Z^{-1/3} \quad (\text{A1.6})$$

où $\alpha = \frac{E_\gamma}{E_0}$

Z numéro atomique de la cible,

r_0 rayon de l'électron ($2,818 \cdot 10^{-12}$ m),

E_γ énergie du photon incident (en MeV),

E_0 énergie de l'électron au repos (0,511 MeV).

La probabilité d'interaction totale du photon est définie par la section efficace totale σ_{tot} qui est simplement la somme des sections efficaces individuelles :

$$\sigma_{tot} = \tau_{PE} + \sigma_{Compton} + \kappa_{PP} \quad (\text{A1.7})$$

ANNEXE 2 : Evaluation de la chaîne de mesure des films EBT3

La chaîne de mesure comprend l'irradiation, la numérisation et le film lui-même. Afin d'évaluer sa fiabilité et sa précision, un certain nombre de tests a été réalisé :

- Au niveau du scanner : uniformité, temps de chauffe, stabilisation de la lampe.
- Au niveau de la numérisation : orientation du film.
- Au niveau des films : uniformité, répétabilité, stabilité, orientation, délai de lecture, débit, énergie.

1. Scanner

En premier lieu, pour toute numérisation, le constructeur recommande d'allumer le scanner 30 minutes avant de l'utiliser. Cependant, en comparant la numérisation directement après l'allumage et la numérisation en respectant cette procédure, les résultats sont similaires. Il ne sera pas nécessaire de suivre cette recommandation.

L'uniformité (ou homogénéité) de scanner est définie par la région respectant une variation de réponse inférieure à 1 %.

$$\text{Homogénéité} = \frac{\text{Valeur moyenne des pixels du ROI}}{\text{Valeur maximale des pixels}} \times 100 \quad (\text{A2.1})$$

En découpant la zone de numérisation en plusieurs régions d'intérêt, il s'est révélé que la zone homogène exclut une bande de 5 cm comme le montre la Figure A2.1 (zone bleue). Une bande supplémentaire de 1,5 cm est exclue en début de course de la lampe correspondant à une zone de calibration.

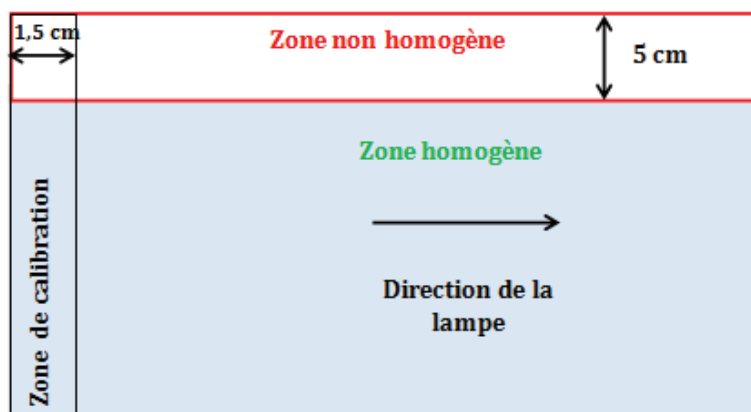


Figure A2.1 : Zone homogène du scanner.

Dans cette zone, le film à numériser sera préférentiellement placé au centre. Ensuite, comme le fabricant des films et plusieurs publications le préconisent [Fer1, Sor1], il est recommandé d'effectuer plusieurs numérisations à vide avant d'analyser les films. Nous avons défini un minimum de six numérisations à vide.

2. Numérisation

Lors de la numérisation il faut veiller à numériser les films toujours dans le même sens que le sens de numérisation lors de l'étalonnage, mode portrait ou paysage. L'écart atteint 7,5 % pour les photons de 6 MV. Il est donc conseillé, surtout si le film est découpé, de marquer le film de façon non équivoque pour s'assurer de l'orientation lors de toute numérisation suivante.

En revanche il n'y a pas d'influence de l'orientation du film lors de l'irradiation et de la face présentée sur la fenêtre du scanner.

3. Films EBT3

- **Uniformité**

Le premier test a été de vérifier l'uniformité d'un film irradié avec un champ homogène de 5 cm x 5 cm (qui était la faiblesse des films EBT2) en relevant la dose dans des régions d'intérêt à différentes positions. L'écart maximum relevé est de 0,05 %. Ce test a été réalisé sur les films d'étalonnage permettant en même temps de valider la découpe en huit du film de 20 cm x 25 cm (contre quatre recommandé).

- **Délai de lecture**

Le fabricant préconise un délai de 24h entre l'irradiation et la lecture, confirmé par l'équipe de Martisikova [Mar3]. D'autres équipes ont étudié ce paramètre validant une lecture après irradiation de 2 h [Cas1] à 24 h [Sor1]. Ce délai est nécessaire pour assurer la stabilité de la polymérisation. La lecture est réalisée 2 h, 6 h, 12 h, 24, et 41 h après l'irradiation. Il s'est révélé qu'un délai de 12 h était nécessaire quel que soit le niveau de dose (de 0,25 cGy à 3,5 Gy). A savoir qu'entre 2 h et 6h et entre 2h et 12 h la différence sur la densité optique varie respectivement de 0,5 % et de 1 %.

- **Répétabilité**

Le troisième test permettait de vérifier la répétabilité de la mesure en irradiant une dizaine de films dans les mêmes conditions avec une dose de 2 Gy. L'écart maximal est de 0,8 %.

- **Dépendance**

Enfin, une série de films a été irradiée jusqu'à 2 Gy afin de déterminer si la réponse du film est bien indépendante de l'énergie (6 MeV et 18 MeV) et du débit de dose (100, 200, 300 et 400 UM/min). La réponse des films est indépendante à la fois du débit de dose avec un écart inférieur à 0,2 % et de l'énergie, avec des écarts de 1,33 % et de - 1 % respectivement pour les photons de 6 MV et de 18 MV par rapport à la dose attendue. Plusieurs équipes [Cas1, Mas1] aboutissent à des résultats semblables.

ANNEXE 3 : Définition de l'orientation des faisceaux de traitement

Lors de la planification d'un traitement de radiothérapie, l'orientation est tabulée de façon à ce que lors de la séance de traitement la position du bras de la machine puisse être vérifiée facilement.

En premier lieu, nous avons la désignation des quatre positions cardinales : antérieur (0°), postérieur (180°), latéral droit (270°) et latéral gauche (90°). A noter que le repère est toujours donné par rapport au patient en décubitus dorsal (allongé sur le dos) avec la tête vers la machine.

En second lieu, un faisceau est identifié par trois indications comme illustré sur la Figure A3.1, divisant ainsi le cercle en quatre quarts :

- Oblique : ce sont tous les faisceaux dont l'orientation est différente des quatre positions cardinales,
- Antérieur/Postérieur : suivant si le faisceau est orienté vers l'avant (de 270° à 90° dans le sens des aiguilles d'une montre) ou vers l'arrière (de 90° à 270° dans le sens des aiguilles d'une montre),
- Droite/Gauche : si le faisceau provient de la droite du patient (180° à 0° dans le sens des aiguilles d'une montre) ou de la gauche du patient (0° à 180° dans le sens des aiguilles d'une montre).

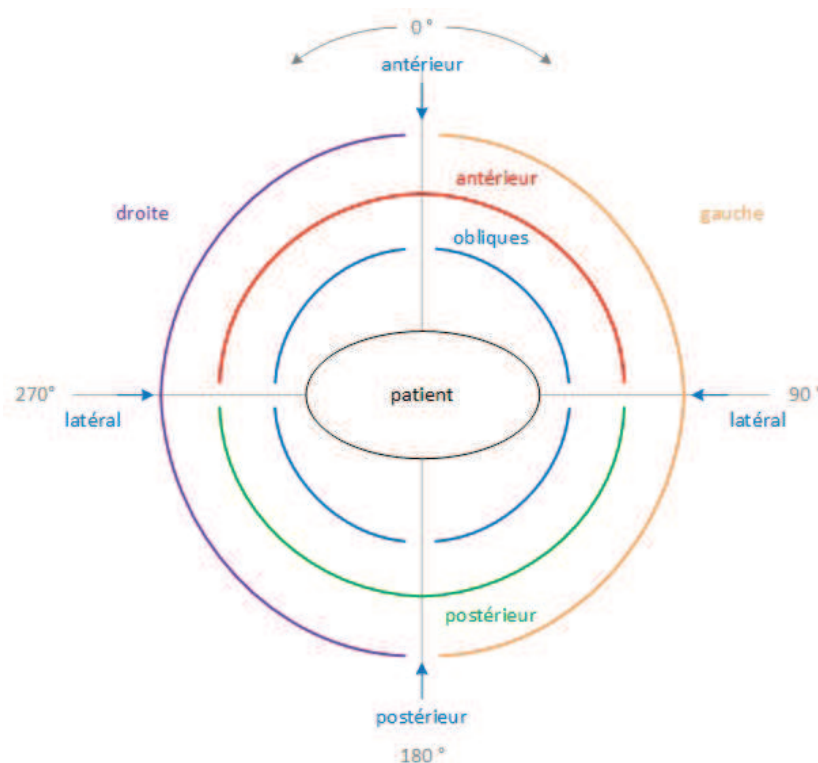


Figure A3.1 : schéma de la désignation de l'orientation des faisceaux.

Evaluation dosimétrique des algorithmes implémentés dans les systèmes de planification de traitement en présence d'hétérogénéités de forte densité
– cas de la sphère ORL en radiothérapie externe –

Résumé

Ces dernières années, les techniques de traitement des cancers par radiothérapie externe se sont complexifiées afin de cibler la tumeur tout en protégeant les organes à risque. Les systèmes de planification de traitement (TPS) réalisent un calcul prévisionnel de la distribution de la dose absorbée dans le patient (via des images CT).

Afin d'obtenir un résultat de dose précis dans un temps raisonnable, le calcul est effectué par des algorithmes simplifiés. En présence de dispositifs médicaux métalliques de masses volumiques élevées (prothèses de hanche ou prothèses dentaires), les algorithmes atteignent leurs limites. De plus, ces dispositifs perturbent la reconstruction tomodensitométrique en créant des artefacts sur les images rendant difficile la délimitation des organes. L'objectif de ce travail a été d'évaluer les algorithmes implémentés dans les TPS en présence d'hétérogénéités de forte densité avec des mesures expérimentales et le code de calcul Monte-Carlo BEAMnrc dans un fantôme anthropomorphe tout d'abord avec des échantillons naturels, puis avec des échantillons calibrés. Ensuite, une évaluation rétrospective des algorithmes cliniques par rapport à Monte-Carlo a été réalisée avec des patients traités en RC3D et en RCMI.

Les mesures ont mis en évidence une atténuation pouvant aller jusqu'à 17 % pour l'amalgame dentaire par rapport à l'algorithme clinique sur les images CT avec artefacts, créant une zone de sous-dosage dans le volume cible. L'ensemble des résultats a donné lieu à des recommandations pour la clinique (corriger les images CT si le volume cible est à moins de 3 cm d'une prothèse, privilégier l'algorithme AAA plutôt que Pencil Beam...).

Mots clés : Hétérogénéités, Prothèses dentaires, Radiothérapie externe, BEAMnrc, Films radiochromiques.

Dosimetric evaluation of algorithms implemented in treatment planning system with high density inhomogeneity
– case of head and neck cancer in radiation therapy –

Abstract

The last few years, cancer treatment techniques in radiation therapy have become more complex to better target the tumor while protecting the organs at risk. The treatment planning systems (TPS) achieve a predictive calculation of the distribution of the dose absorbed by the patient (via CT images).

In order to obtain an accurate dose result within a reasonable time, the calculation is performed with simplified algorithms. In the presence of medical devices made of high density metal (hip prosthesis or dental prosthesis), the algorithms reach their limits. Moreover, these devices disrupt computed tomography reconstruction, creating artifacts on the images and thus making difficult the delineation of organs. The aim of this work is to evaluate the algorithms of the TPS in the presence of high density heterogeneity using experimental measurements and the Monte Carlo BEAMnrc code in an anthropomorphic phantom: on one hand with natural samples, and on the other hand, with calibrated samples. Then, a retrospective evaluation of clinical algorithms compared to Monte Carlo is achieved using treated patients in Conformal Radiotherapy and in Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). The measurements show an attenuation of up to 17 % for dental amalgam compared with the clinical algorithm on CT images with artifacts, creating an under-dosage area in the target volume. All these results lead to recommendations for the clinical treatments (corrected CT images if the target volume is closer than 3 cm to prosthesis, favor the AAA algorithm rather than Pencil Beam ...).

Keywords: Inhomogeneity, Dental prostheses, Radiation therapy, BEAMnrc, Radiochromic film.

SPIM