



Université de Montréal
Institut de Génie biomédical

Cartographie de la dose de rayons X à la
peau en angiographie cardiaque

Institut de Cardiologie de Montréal



**INSTITUT DE
CARDIOLOGIE
DE MONTRÉAL**

TAKTAK Leïla

Responsable du programme : Alain Vinet

Superviseur : Sébastien Authier

Projet de maîtrise présenté en vue de
l'obtention du diplôme de maîtrise en gé-
nie biomédical

Avril 2013

Table des matières

1	Introduction	5
2	Problématique	7
2.1	Mise en situation	7
2.2	Programme SDMap	9
2.3	Mandat du projet	12
3	Phase 1 : Validation avec les films radiochromiques	13
3.1	Méthodologie	13
3.1.1	Préparation des échantillons de film	13
3.1.2	Irradiation des échantillons	14
3.1.3	Numérisation des échantillons	16
3.1.4	Calibration	18
3.1.5	Comparaison des cartographies	19
3.2	Résultats et discussions	20
3.2.1	Influence des paramètres de numérisation	20
3.2.2	Influence de la dose, de l'énergie et du filtre	22
3.2.3	Courbes de calibration	24
3.2.4	Comparaison avec SDMap	26
3.3	Conclusions et limitations	29
4	Phase 2 : Modélisation du « Heel Effect »	31
4.1	Méthodologie	31
4.1.1	Exposition des échantillons	31
4.1.2	Analyse des profils de dose	33
4.1.3	Comparaison des cartographies	35
4.2	Résultats et discussions	36
4.2.1	Analyse des profils de dose	36
4.2.2	Comparaison des cartographies	38
4.3	Conclusion et limitations	40
5	Phase 3 : Modélisation de la fraction du rayonnement rétro-diffusé	42
5.1	Méthodologie	44
5.1.1	Exposition des échantillons	44
5.1.2	Analyse des profils de dose diffusée	46
5.2	Résultats et discussions	47

5.2.1	Profils de dose	47
5.2.2	Profils de la fraction du rayonnement diffusé	49
5.2.3	Modélisation de la fraction du rayonnement diffusé	50
5.3	Conclusions et limitations	52
6	Phase 4 : Insertion d'un modèle anthropomorphique 3D	54
6.1	Méthodologie	55
6.1.1	Choix du modèle XCAT	55
6.1.2	Génération du fantôme anthropomorphique	57
6.1.3	Intégration au programme SDMap	57
6.2	Résultats	59
6.3	Conclusions et limitations	60
7	Conclusion	61
A	Tableau des effets indésirables de l'irradiation	65
B	Exemples d'échantillons scannés	66

Table des figures

1.1	[16] Patient âgé de 60 ans souffrant de nécrose et d'induration de la peau 30 semaines après une angioplastie coronaire.	5
2.1	[10] Chaîne de composants d'un appareil d'angiographie.	8
2.2	Système référentiel utilisé dans SDmap.	9
2.3	Algorithme général du programme de cartographie de la dose à la peau. . . .	10
3.1	Méthodologie utilisée pour valider le programme SDMap.	14
3.2	Montage d'irradiation d'échantillons pour la calibration	15
3.3	Géométrie du faisceau de rayons X	15
3.4	Évolution temporelle de la densité relative à 60kV.	20
3.5	Fluctuations locales au sein d'un échantillon.	22
3.6	Variation de la densité optique en fonction de la dose selon l'échelle logarithmique.	23
3.7	Influence de l'énergie sur la densité optique relative.	24
3.8	Courbes de calibration (bleu) et courbes expérimentales (rouge).	25
3.9	Comparaison de la réponse du film avec la cartographie de SDMap.	26
3.10	Différence relative entre la réponse du film et la cartographie de SDMap. . . .	27
3.11	Droite de corrélation de la dose entre la réponse du film et la cartographie. . .	28
3.12	Différence relative entre la réponse du film et la cartographie de SDMap avec correction du biais global.	29
4.1	[10] Représentation du Heel Effect dans le tube radiogène.	32
4.2	Montage d'exposition aux rayons X pour modéliser le Heel Effect.	33
4.3	[8] Trajet des rayons X dans l'anode.	35
4.4	Représentation de l'angle ϕ	36
4.5	Profil de la dose normalisé en % en fonction de la longueur du côté de la zone irradiée pour les 4 énergies étudiées.	37
4.6	Modélisation du facteur de correction de l'effet d'atténuation de l'anode en fonction de l'angle ϕ	38
4.7	Comparaison de la réponse du film avec la cartographie de SDMap incluant l'effet d'atténuation de l'anode.	39
4.8	Différence relative entre la réponse du film et la cartographie de SDMap avec correction du biais global et correction du Heel Effect.	40
5.1	Schématisation du rayonnement diffusé au sein du corps d'un patient lors d'une exposition aux rayons X.	43

5.2	Montage d'exposition aux rayons X pour modéliser le facteur de diffusion. . .	45
5.3	Profil de la dose diffusée et non diffusée (cGy) pour une énergie de 60 kV avec un FOV de 5 et 10 cm.	47
5.4	Profil de la dose diffusée et non diffusée (cGy) pour une énergie de 60 kV et 120 kV avec un FOV de 5 cm.	48
5.5	Profil de la dose diffusée et non diffusée (cGy) pour une énergie de 120 kV avec un FOV de 10 cm pour une épaisseur de filtre de 0 et 0.9 mm.	49
5.6	Profil de la fraction du rayonnement diffusé pour les 4 énergies étudiées. . . .	50
5.7	Profil de la fraction du rayonnement diffusé divisé en 2 parties pour une région irradiée de 5 et 10 cm.	51
5.8	Modélisation de la fraction du rayonnement diffusé.	52
6.1	Fantôme XCAT version avancée générée ç partir de simulations de scanners CT. . .	55
6.2	Fantôme XCAT - version 1 à gauche et version 2 à droite.	56
6.3	Calcul de la surface irradiée sur le grillage de sommets du modèle anthropomorphique.	58
6.4	Répartition de la dose à la peau sur un fantôme anthropomorphique réaliste. . .	59
6.5	Répartition de la dose à la peau sur un fantôme anthropomorphique réaliste – Vue de dos	60
A.1	[16] Tableau résumant les effets sur la peau et sur les poils en fonction de la dose administrées et du temps suivant l'intervention.	65
B.1	Exemple d'échantillons scannés ayant été irradiés de 0 à 800 cGy à 120 kVp. . .	66

1 | Introduction

Depuis leur introduction dans le domaine technologique médical, les rayons X sont particulièrement connus pour leurs effets néfastes malgré les nombreux apports bénéfiques dans l'élaboration d'un diagnostic mais également dans leurs utilisations à fins thérapeutiques.

Les effets néfastes les plus connus tels que les brûlures, les cancers et les anomalies chez les nourrissons sont dus à une ou plusieurs expositions trop prolongées et ont particulièrement été observés en radiothérapie.

Cependant, depuis 1990, de sévères dommages sur la peau ont été observés chez certains patients ayant subi un ou plusieurs examens de fluoroscopie, modalité d'imagerie utilisée pour l'angiographie [16]. Parmi ces dommages, certains se sont même révélés bien après l'examen de fluoroscopie avec des cas de nécrose de la peau chez des patients ayant eu recours à une ou plusieurs angiographies dans le passé. La Figure 1.1 illustre un cas de nécrose profonde apparue 30 semaines après une angioplastie coronaire [16].



FIGURE 1.1: [16] Patient âgé de 60 ans souffrant de nécrose et d'induration de la peau 30 semaines après une angioplastie coronaire.

Au début de l'utilisation des rayons X, les scientifiques se sont rendus compte rapidement des effets néfastes que les expositions avaient sur la peau. De ce fait, beaucoup de mesures ont été mises en place pour les éviter.

Croyant que la situation était sous contrôle, des cas de brûlures et de nécrose ont commencé à réapparaître dans les années 90 pour les procédures médicales impliquant une forte exposition aux rayons X.

Depuis lors, de nombreuses études se sont penchées sur cette problématique et plusieurs rapports d'organismes internationaux en radioprotection ont été publiés aujourd'hui à des fins de recommandations concernant les procédures médicales impliquant la fluoroscopie (*NCRP Report n°168* [12]).

En 2010, Balter et al. [16] publient un tableau (voir Annexe A) qui liste les effets possibles d'irradiation pour l'imagerie interventionnelle et sépare les effets en 5 bandes de doses de rayons X. Ainsi, selon la publication, des doses administrées jusqu'à 2 Gy n'entraîneraient pas d'effets néfastes sur la peau et le patient ne devrait percevoir aucun changement en surface de la peau que ce soit à court ou à long terme. Néanmoins, plusieurs autres facteurs peuvent influencer la sévérité et l'étendue des effets néfastes tels que la sensibilité du patient aux rayons X, la taille de l'aire irradiée sur la peau, la superposition des aires irradiées et le temps compris entre différentes irradiations.

Pour contrer ces effets indésirables, certains traitements dermatologiques existent à l'heure actuelle mais pour les cas sévères, certains patients doivent avoir recours à la chirurgie. Néanmoins, seule la prévention reste le moyen le plus efficace pour pallier aux conséquences des procédures d'irradiation.

Pour les procédures d'imagerie interventionnelle utilisant la fluoroscopie, plusieurs efforts préventifs ont été déployés tels que la formation adéquate du personnel médical utilisateur, ainsi qu'une conscientisation des risques de leur part.

Pour ce qui est du volet technologique, la plupart des modalités récentes possèdent des processus d'optimisation de la dose de rayons X reçue et fournissent également des mesures indirectes sur les doses administrées au patient [13]. En effet, il existe des procédures préétablies afin d'utiliser les réglages techniques corrects des appareils d'imagerie tels que le réglage de la distance foyer-détecteur, la filtration spectrale des énergies présentes dans les rayons X, la délimitation du faisceau d'exposition, la détection d'un dépassement de dose mesurée par l'appareil lui-même, etc...

Néanmoins, les indicateurs de mesures ne permettent pas une estimation précise de la dose appliquée directement à la peau ainsi que l'enregistrement automatique de ces mesures. Les médecins doivent donc se baser sur une valeur de dose administrée globale fournie à la fin de la procédure interventionnelle pour pouvoir estimer les risques d'effets néfastes dus à l'irradiation.

Aujourd'hui, tous les nouveaux systèmes d'imagerie possèdent une chambre d'ionisation interne qui leur permet d'enregistrer le produit dose-surface (DAP), ce dernier correspondant au produit de la dose administrée avec l'aire de la surface visée.

Cet indicateur, ainsi que d'autres données fournies par les nouveaux appareils, ont dès lors lancé de nouvelles recherches sur des méthodes de cartographie précise de la dose directement appliquée à la peau du patient. Aujourd'hui, plusieurs auteurs se sont penchés sur cette problématique et certaines méthodologies ont été publiées, chacune ayant des avantages par rapport aux autres ainsi que des limitations.

2 | Problématique

Afin d'évaluer les risques liés à l'irradiation et de recommander un suivi médical de la peau lorsque cela est nécessaire, il est essentiel pour le médecin traitant de connaître non seulement la dose reçue par le patient mais aussi les zones du corps qui ont été touchées.

Grâce à l'indicateur du produit dose-surface, il est possible de retirer une estimation de la dose administrée puisqu'elle est proportionnelle à la quantité de rayons X générés par l'appareil. Toutefois, cette estimation est fort limitée et ne permet pas de calculer exactement les zones touchées par les rayons.

Chez certains systèmes d'angiographie modernes, une nouvelle fonctionnalité permet de fournir des données nécessaires aux calculs dosimétriques précis et automatisés permettant d'aboutir à une cartographie de la dose administrée au patient.

2.1 Mise en situation

À l'Institut de Cardiologie de Montréal, le service d'hémodynamie est actuellement en possession de deux systèmes d'angiographie cardiaque récents possédant cette nouvelle fonctionnalité. Le bloc opératoire, avec sa nouvelle salle hybride, possède lui aussi un fluoroscope moderne utilisé pour les procédures chirurgicales minimalement invasives (combinant l'imagerie et la chirurgie) et capable de fournir ces mêmes données.

Dans le service d'hémodynamie, le modèle d'appareil d'angiographie installé est le système *Artis Zee* de Siemens [1] qui est un fluoroscope ancré dans le sol et spécialement conçu pour répondre aux besoins de l'imagerie cardiaque d'aujourd'hui. C'est sur ce modèle que le service GBM de l'Institut s'est basé pour développer le projet de cartographie de la dose à la peau.

D'une manière générale, un fluoroscope est constitué d'un tube de rayons X capable d'émettre de manière pulsée permettant ainsi de limiter la quantité de dose attribuée. L'image est acquise au moyen d'un détecteur numérique plat capable de fonctionner en acquisition continue ou fixe. Ceci permet donc à l'opérateur d'obtenir des images en temps réel de l'intervention médicale.

La Figure 2.1 [10] illustre les composants d'un fluoroscope moderne tel qu'installé au service d'hémodymanie. La partie du haut comprend en premier lieu un détecteur plat, constitué d'un scintillateur (CsI) dont la fonction principale est de convertir les rayons X incidents en lumière de façon proportionnelle. Au-dessus, une grille de photodiodes balaye le scintillateur pour convertir la lumière lue en signal électrique qui va générer l'image que l'on visualise sur les moniteurs de l'appareil.

La partie du bas qui concerne plus particulièrement la problématique du projet comprend d'abord le tube à rayons X, constitué essentiellement d'une anode (le rotor), d'une cathode (le stator), d'une enveloppe en verre, d'un point de sortie pour les rayons X, d'un blindé en forme de tube et de deux ensembles d'entrées de câbles électriques [10].

Le principe de base d'un tube à rayons X consiste à appliquer une haute tension électrique (de l'ordre de 20 à 400 kV) entre l'anode et la cathode, ce qui a pour effet de produire un courant d'électrons qui s'arrachent de la cathode pour aller vers l'anode. Étant freiné par les atomes cibles de la matière de l'anode, la décélération des électrons provoque un rayonnement continu dont une partie du spectre fait partie du domaine des rayons X.

À la suite du tube radiogène, viennent les filtres métalliques (cuivre, aluminium, ...), qui permettent de diminuer la dose administrée en décalant le spectre énergétique des rayons vers les basses énergies (correspondant à des doses plus faibles) et dont l'épaisseur est réglée automatiquement par le système via des algorithmes. En plus de cela, le collimateur sert à délimiter la taille du faisceau sortant, avec la possibilité de générer une forme rectangulaire.

Pour finir, les filtres et le collimateur sont suivis par la chambre d'ionisation (Kerma-Area-Product Meter), élément principal qui permet de récupérer le produit dose-surface, indicateur essentiel pour modéliser la répartition de la dose administrée au patient.

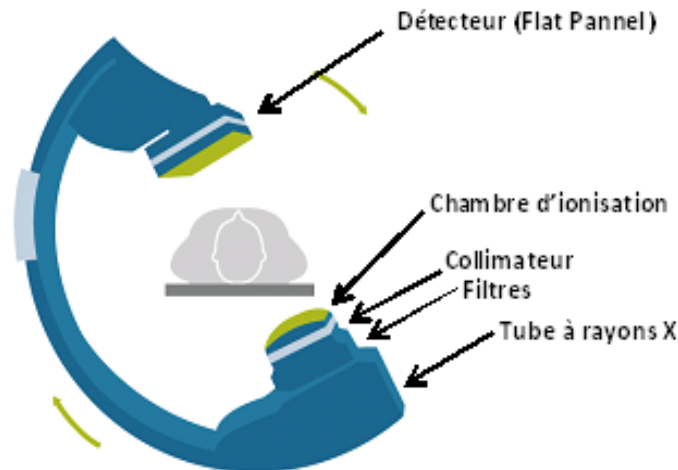


FIGURE 2.1: [10] Chaîne de composants d'un appareil d'angiographie.

2.2 Programme SDMap

Afin de permettre aux médecins des services visés de connaître la distribution de la zone à la peau, un programme de cartographie des doses à la peau, appelé SDMap, a été développé avec Matlab au sein du service de génie biomédical de l'institut.

En effet, grâce à la nouvelle fonctionnalité des nouveaux systèmes qui consiste à générer un objet DICOM de type « *X-Ray Radiation Dose Structured Report* » [1], il a été possible de créer un programme de modélisation qui cartographie la dose pour les procédures d'angiographie. Cette fonctionnalité permet de générer un rapport de données dosimétriques enregistrées à chaque instant où l'opérateur appuie sur la pédale à rayons X.

À partir du système référentiel présenté dans la norme DICOM [3], le programme SDmap se base sur des axes, des points de références et des angles de rotation tels que représentés à la figure 2.2¹. L'ensemble de ces données référentielles est fourni dans chaque rapport dosimétrique généré.

Pour chaque acquisition durant une même procédure, nous retrouvons des données comme le type d'acquisition (stationnaire ou fluoroscopie), l'angle de rotation primaire (α_1) et secondaire (α_2) du C-arm, les déplacements transversaux de la table par rapport à l'origine (qui correspond à l'isocentre, point fixe et solidaire au C-arm, voir Figure 2.2), la distance source-détecteur (SID), le produit dose-surface (DAP), la dose au point de référence (IRP), etc. . . (voir *DICOM Supplement 94*, p.26-29 [5]).

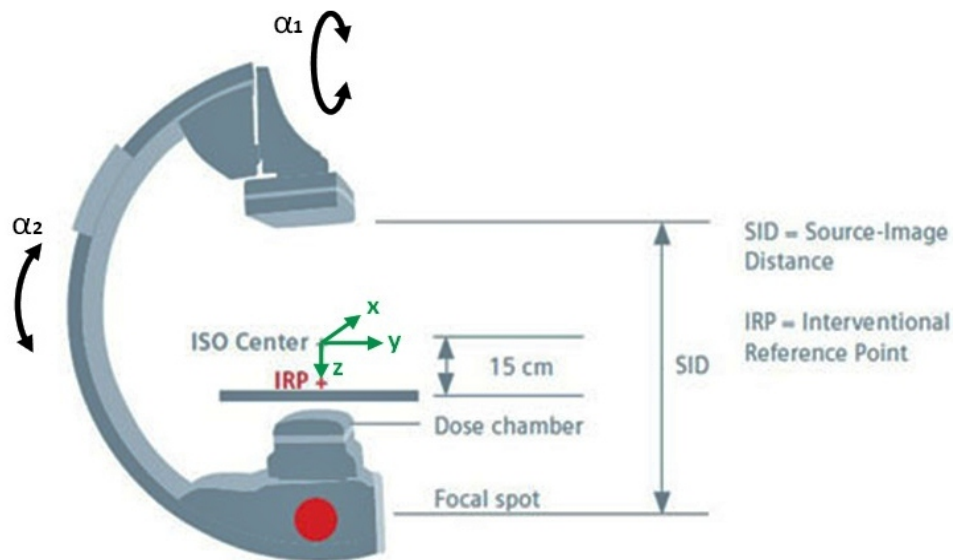


FIGURE 2.2: Système référentiel utilisé dans SDmap.

1. <http://healthcare.siemens.com/medical-imaging>

Toutes ces données maintenant disponibles dans les systèmes récents vont donc constituer la base du programme de cartographie de la dose à la peau. Afin de résumer le raisonnement du programme SDmap déjà conçu par le service GBM de l'institut, la Figure 2.3 illustre l'algorithme développé dont les étapes sont expliquées ci-après.

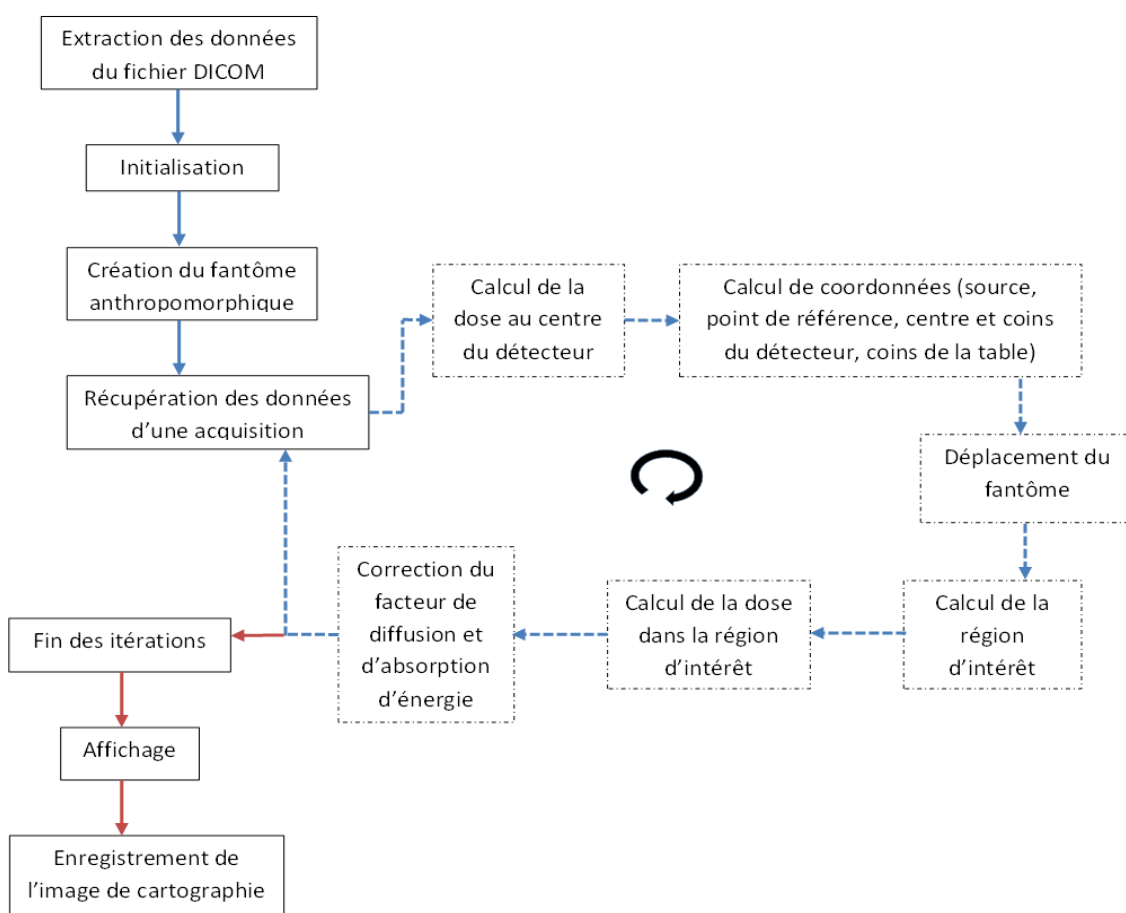


FIGURE 2.3: Algorithme général du programme de cartographie de la dose à la peau.

Dans un premier temps, les données dosimétriques énoncées précédemment sont extraites du rapport de dose (RDSR - *Radiation Dose Structured Report*) pour être importées dans le programme Matlab.

Ensuite, toutes les données spatiales sont initialisées par rapport à l'origine (l'iso-centre) et par rapport aux axes de référence fixés à l'isocentre (voir Figure 2.2). Ainsi,

la source, le point de référence, le centre du détecteur, les angles et les coordonnées des 4 coins du détecteur sont tous initialisés selon la géométrie du C-arm lorsqu'il est prêt à être utilisé.

Par après, un fantôme anthropomorphe est généré sous forme d'un cylindre elliptique tridimensionnel pour illustrer le torse du patient (région susceptiblement exposée).

Dans un second temps, une boucle itérative est enclenchée pour chaque acquisition qui a lieu pendant la procédure étudiée. Pour chaque acquisition, les valeurs des données dosimétriques correspondantes sont extraites et sont affiliées à des variables.

Ces variables comprennent le produit dose-surface ($Gycm^2$), la dose au point de référence situé 15 cm sous l'isocentre (Gy), les angles primaires et secondaires, les déplacements transversaux de la table (cm), la distance entre la source et le détecteur (cm), la tension du tube radiogène (kVp), l'exposition (mAs – produit du courant du tube et du temps d'exposition) et pour finir, l'épaisseur du filtre de cuivre (mm).

Une fois les variables configurées, l'algorithme de cartographie commence par calculer la dose au centre du détecteur grâce à la loi de l'inverse du carré de la distance (R) pour la dose de rayons X (D) [4] :

$$D_1 * R_1^2 = D_2 * R_2^2, \quad (2.1)$$

Ensuite, toutes les coordonnées spatiales sont mises à jour en fonction des nouvelles valeurs extraites. Les coordonnées de la source, du centre du détecteur et du point de référence sont calculées à partir des nouveaux angles du C-arm via les matrices de rotation. Quant aux coordonnées des 4 coins du détecteur, celles-ci sont calculées selon l'algorithme décrit dans l'annexe de l'article de *Khodadadegan et Al.* [18]. Celui-ci est basé sur la définition des coordonnées des coins en fonction de deux vecteurs orthogonaux au plan du détecteur ainsi que par la norme du côté du détecteur (L). En supposant que le faisceau émis est carré, le côté du détecteur se calcule à partir du produit dose-surface (DAP) et de la dose au centre du détecteur (D_{centre}) via l'équation suivante :

$$DAP = D_{centre} * L^2. \quad (2.2)$$

Une fois les calculs géométriques réalisés et la position du fantôme mise à jour, l'étape suivante consiste à trouver la région d'intérêt, c'est-à-dire les points (appelés « vertex ») du fantôme qui sont interceptés par le faisceau de rayons X.

À présent que les coordonnées des vertex interceptés sont connues, la dose à appliquer en chacun des points est calculée via l'équation 2.1 à partir de la distance entre chaque point et la source.

Pour finir, étant donné que les calculs dosimétriques effectués pour l'air diffèrent de ceux appliqués aux tissus biologiques, certains facteurs doivent être ajoutés au calcul de dose.

Selon le rapport de H. Benmakhlouf [9], il s'agit d'abord du facteur de rétro-diffusion qui fait augmenter la dose initiale à cause du rayonnement diffusé dans le corps du patient ajoutant ainsi de la dose à la surface.

Le deuxième facteur concerne le ratio des coefficients d'atténuation totale massique et permet de tenir compte de la pénétration et du dépôt d'énergie des photons du faisceau de rayons X. Tout comme le facteur de diffusion, il dépend de la tension du tube radiogène (kVp), de la taille du faisceau et de l'épaisseur du filtre. Ainsi, H. Benmakhlouf a utilisé les simulations de *Monte Carlo* pour déterminer l'ensemble des valeurs des deux facteurs en fonction de ces 3 paramètres.

Les itérations étant terminées, le programme affiche la distribution de la dose sur le cylindre elliptique tridimensionnel accompagné d'une table de couleur normalisée de 0 à 2.5 Gy (valeur maximale acceptable selon [16]). La cartographie est ensuite enregistrée sous forme d'objet DICOM et envoyée au personnel médical responsable de la procédure.

2.3 Mandat du projet

Comme tout algorithme actuellement en cours de développement, le programme SDMap présente plusieurs limitations² :

- le modèle anthropomorphique est approximatif et non réaliste,
- les acquisitions où la source bouge de façon transversale et rotationnelle par rapport au patient ne sont pas prises en compte,
- les déplacements de table et du C-arm ne sont pas encodés pendant l'acquisition,
- la position des volets du collimateur n'est pas enregistrée dans le rapport, ce qui ne permet pas de connaître la forme exacte de la surface irradiée (supposée carrée),
- la présence des filtres semi-transparents sur le détecteur n'est pas encodée,
- l'atténuation de la table et du matelas est négligée,
- l'effet d'atténuation de l'anode du tube sur la dose est négligé (« Heel Effect »),
- la diffusion hors champ n'est pas prise en compte.

Parmi les limitations énoncées ci-dessus, certaines ne sont malheureusement pas corrigées car elles dépendent du format du rapport dosimétrique généré par les systèmes d'angiographie. Néanmoins, certaines limitations, présentes dans la version actuelle du programme, peuvent être améliorées.

Ce sont ces améliorations qui feront l'objet du présent projet de recherche dont le mandat sera divisé en 4 phases :

1. Valider les résultats du programme existant à l'aide d'une chambre d'ionisation externe et de films radiochromiques dans le cadre de simulations expérimentales,
2. Modéliser le « Heel Effect » à partir des films,
3. Modéliser le rayonnement diffusé aux alentours de la surface irradiée,
4. Inclure un fantôme anthropomorphique réaliste et paramétrable.

2. Sébastien Authier, Service GBM, Institut de Cardiologie de Montréal

3 | Phase 1 : Validation avec les films radiochromiques

Alors que le programme SDMap consiste à modéliser mathématiquement la répartition de la dose à la peau, une autre alternative permettant d'atteindre le même objectif consiste à utiliser les films radiochromiques.

Les films radiochromiques, dont la caractéristique principale est de s'assombrir en fonction de la quantité de doses reçues, sont connus pour avoir une haute résolution spatiale. Étant disponibles en grand format, ils sont généralement utilisés pour mesurer la dose administrée au patient puisqu'il suffit de les placer sous ce dernier lors de la procédure. De plus, ces films ont la propriété de développer leur réaction de façon autonome et rapide sans pour autant réagir à la lumière du jour [6] ce qui facilite leur utilisation.

Dans le but de valider les résultats du programme SDMap, l'objectif de cette première phase du projet est d'exposer un film radiochromique en simulant une procédure de fluoroscopie et de comparer les résultats physiques du film avec ceux générés par la modélisation.

Pour y arriver, il est primordial de calibrer au préalable les films radiochromiques qui seront utilisés dans la procédure. La calibration consiste à analyser la densité optique des films en fonction de différents paramètres dans le but d'établir une courbe de correspondance de dose-densité. Cette courbe permettra alors de construire une cartographie de la dose appliquée sur le film qui sera alors comparée à celle modélisée par le programme SDMap.

3.1 Méthodologie

Pour arriver à construire une cartographie de la dose sur le film comparable à celle générée par SDMap, plusieurs étapes doivent être réalisées et sont résumées à la Figure 3.1.

Étant donné qu'il existe plusieurs variétés de films radiochromiques, le choix s'est fait sur les films GafChromic XR-RV3 car ils présentent un format adéquat et réagissent à des intervalles d'énergie allant de 60 à 120 kVp, intervalles que l'on retrouve typiquement dans les procédures d'angiographie.

3.1.1 Préparation des échantillons de film

Le découpage des films GafChromic XR-RV3, dont les dimensions sont de 35.5 x 43 cm, va dépendre du nombre de paramètres pouvant influencer la réponse du film.



FIGURE 3.1: Méthodologie utilisée pour valider le programme SDMap.

Le premier paramètre étant la variation de la dose reçue, les doses utilisées pour la calibration seront 15, 45, 100, 150, 200, 380, 570 et 800 cGy car elles correspondent aux intervalles généralement appliqués en fluoroscopie.

Le deuxième paramètre étant l'énergie (kVp) des rayons X, 4 valeurs (60, 80, 100, 120 kV) seront appliquées pour les 8 doses assignées. Pour finir, un dernier paramètre qui pourrait influencer la réponse des films radiochromiques est l'épaisseur du filtre de cuivre durant l'intervention, puisque celui-ci modifie le spectre énergétique des photons émis. Pour le fluoroscope de Siemens Artis ZeeFloor, 6 épaisseurs sont possibles : 0, 0.1, 0.2, 0.3, 0.6 et 0.9 mm. Néanmoins, la dernière épaisseur sera négligée car il existe un risque de surchauffe de l'appareil dû au temps d'exposition trop long.

Ainsi, en plus des échantillons non-irradiés, 32 carrés de films seront requis au minimum pour analyser l'influence de la dose et de l'énergie (8 x 4) ainsi que 10 autres carrés pour analyser l'influence des 5 épaisseurs du filtre pour deux valeurs d'énergie (80 et 100 kV) et une valeur de dose fixée à 100 cGy.

Pour finir, chaque échantillon sera identifié par un numéro annoté dans le coin supérieur gauche de la face blanche afin de garantir la même orientation pour tous les carrés dans le scanner. Ceci permettra d'éliminer l'influence de polarisation induite par la lumière au sein du film.

3.1.2 Irradiation des échantillons

Pour calibrer les échantillons de films, le principe consiste à les irradier et à mesurer au même instant la dose reçue grâce à la chambre d'ionisation placée juste au-dessus de l'échantillon. Pour accumuler plus rapidement la dose, la chambre et l'échantillon seront placés au-dessus du collimateur, le plus près possible du point focal du faisceau de rayon X émis (voir Figure 3.2).

Afin de s'assurer que les carrés de 5 cm de côté soient totalement exposés dans le faisceau de rayons X, il est nécessaire de calculer la distance optimale à la source pour recevoir un maximum de dose. Pour calculer cette distance, on applique le principe de projection en considérant que le faisceau de rayon X jusqu'au détecteur de l'appareil corresponde à une pyramide et que l'échantillon coupe le faisceau parallèlement au détecteur (voir Figure 3.3).

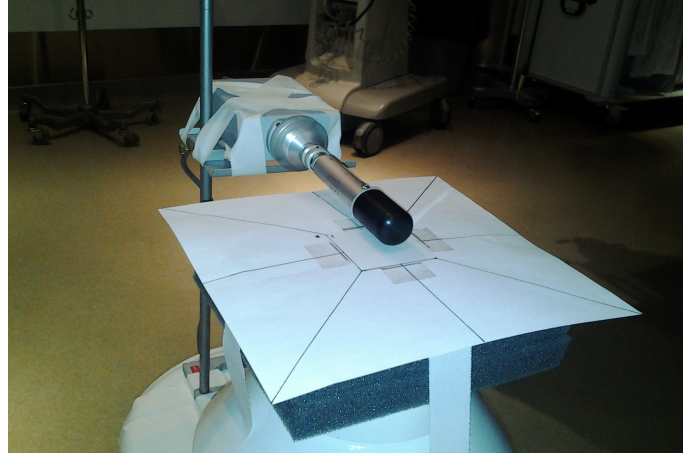


FIGURE 3.2: Montage d'irradiation d'échantillons pour la calibration

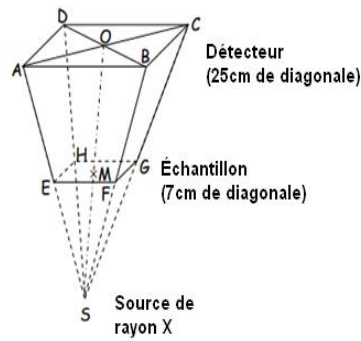


FIGURE 3.3: Géométrie du faisceau de rayons X

Pour pouvoir introduire les carrés de 5 cm de côté (7 cm en diagonale) totalement dans le faisceau, la loi de projection implique que :

$$\frac{EG}{AC} = \frac{SM}{SO}, \quad (3.1)$$

où AC et EG sont respectivement les diagonales du détecteur (25cm) et du carré irradié (7cm), SO la distance entre la source et le détecteur et SM la distance du carré à la source.

Étant donné que la distance source-détecteur minimale est de 90 cm et que l'on souhaite maintenir une distance de 30 cm minimum entre l'échantillon et le détecteur pour éviter de capter les rayonnements diffusés, la distance optimale est de 25.2 cm. À cette distance, les échantillons seront exposés de façon homogène à une dose plus forte.

Une fois le montage mis en place, les échantillons seront irradiés par un faisceau délimité par la diagonale du détecteur (réglée à 25 cm) en fonction des différents paramètres cités précédemment. Pour faire varier la dose, le courant maximum sera préférable afin de limiter le temps d'exposition pour arriver aux doses élevées. Ainsi, pour un courant et une énergie donnés, la mesure de la dose se lira instantanément sur la chambre d'ionisation.

Dans tous les cas, les films seront irradiés en plaçant la face orange vers la source. En effet, malgré que le film soit plus sensible lorsque le côté blanc fait face au faisceau, des études ont montré que le côté orange du film réagit de façon moins dépendante vis-à-vis de l'énergie. Or, étant donné que durant une procédure, ce paramètre varie souvent et qu'il ne sera pas possible de l'identifier pour toutes les zones irradiées sur le film, il est préférable de diminuer ce facteur d'erreur.

3.1.3 Numérisation des échantillons

Une fois la procédure expérimentale d'irradiation terminée, les échantillons de film sont numérisés par un scanner commercial capable d'avoir une profondeur de couleur allant jusqu'à 48 bits [2]. Lors de la numérisation des échantillons après exposition, il faut tenir compte de plusieurs paramètres dans la calibration.

Paramètres du scanner

Dans sa configuration normale, le scanner effectue certaines corrections de couleur, de contraste, et autres. Afin d'éviter toute modification de l'image, le scanner est configuré en « Mode Professionnel » pour éliminer manuellement toutes les corrections et fixer les paramètres de résolution (72 dpi), la taille de l'image de sortie (format « lettre ») et la profondeur des couleurs (48 bits). Il ne sera pas nécessaire d'augmenter la résolution au-dessus de 72 dpi étant donné qu'elle est surtout limitée par la diffusion de la lumière dans le film que par la taille des pixels. De plus, une plus grande résolution engendrerait plus de bruit dans l'image [6].

Réponse temporelle des échantillons

Malgré que l'effet chimique des films radiochromiques engendré après exposition aux rayons X soit assez direct, il se peut que quelques réactions aient lieu quelques heures après. Pour évaluer cette influence temporelle, tous les échantillons exposés ont été scannés à plusieurs intervalles jusqu'à ce que la densité optique se stabilise. Un suivi sur l'évolution de la densité optique via Matlab a permis de valider la stabilité des échantillons.

Homogénéité du scanner

Plusieurs études ([6] [11]) ont montré que l'intensité des pixels mesurée varie d'une région à l'autre du scanner. En effet, celle-ci serait plus élevée au centre du scanner par rapport à la périphérie. De plus, cette variation serait essentiellement observée dans le sens perpendiculaire à la direction de balayage de la lumière du scanner [6].

Afin de pouvoir éliminer ces variations lors de la calibration, des tests ont été appliqués sur le scanner. Ces tests consistent à scanner un film entier sur toute la surface du scanner et à analyser la moyenne des pixels dans le sens perpendiculaire à la direction de scannage. Via Matlab, l'image du film a donc été subdivisée en petits carrés de 10 pixels et la moyenne de chaque carré de pixels a été calculée.

Les variations ont donc été analysées dans l'axe le plus court du scanner (axe horizontal) afin d'en retirer la zone centrale où les variations sont minimisées. Par ailleurs, les tests ont été effectués pour des films non exposés (couleur orange) et pour des films assombris uniformément.

Homogénéité de l'échantillon

Premièrement, les films radiochromiques peuvent présenter certaines fluctuations locales en fonction de l'orientation dans laquelle ils sont scannés à cause de variations dans la production de la couche active du film [6]. Plus précisément, celle-ci aurait un effet de polarisation sur la lumière du scanner qui varie en fonction de l'orientation du film. La densité optique mesurée peut donc changer en fonction de la variation dans la polarisation de la lumière si le film change d'orientation. Il est donc important d'une part de couper les échantillons dans la même orientation au sein du film et de maintenir cette orientation pendant le scan.

Deuxièmement, des fluctuations locales au niveau de la dose peuvent survenir sur les échantillons exposés. En effet, malgré que la distance entre le collimateur et l'échantillon soit calculée de sorte que ce dernier soit totalement compris dans le faisceau de rayons X, des fluctuations peuvent avoir lieu en fonction de l'orientation du film au-dessus du collimateur. Il est donc important d'effectuer les expositions en maintenant les échantillons dans la même direction afin de pouvoir visualiser la présence ou non d'inhomogénéités.

Imprécisions du scanner

Entre différents scans, il est possible que la densité optique mesurée puisse varier à cause de quelques imprécisions du scanner qui peuvent varier d'une prise à l'autre. Par contre, une étude [11] a montré que le temps d'échauffement de la lumière du scan avait un impact sur la densité optique résultante. Ainsi, il est important de scanner une première fois à blanc avant de scanner les échantillons. Pour finir, afin d'annuler les effets de ces imprécisions, chaque échantillon utilisé pour la calibration sera scanné 5 fois d'affilée. La densité optique sera basée sur une moyenne des 5 images pour chaque échantillon.

Influence de la lumière sur les échantillons

Étant donné le nombre important de scans consécutifs effectués sur tous les échantillons, il se peut que la lumière du scan ait un effet à long terme sur la densité optique résultante. Pour analyser cela, un échantillon non exposé a été scanné en permanence à la même position pour toutes les prises effectuées pour analyser l'uniformisation du scanner. En analysant la densité optique au cours de chaque scan, il est possible de vérifier si la lumière du scanner a un effet sur l'échantillon

3.1.4 Calibration

Après avoir terminé les différentes procédures de numérisation, les images scannées des échantillons ont été traitées via Matlab afin d'en extraire la densité optique pour les trois canaux de couleur (R, G et B) ainsi que pour le niveau de gris, et ce pour chaque échantillon présent sur l'image. À titre d'illustration, l'Annexe B montre un exemple d'image d'échantillons scannés sur laquelle les procédures de traitement d'image sont effectuées.

Ainsi, après isolation de chaque échantillon de l'image, la densité optique relative (RD) est calculée sur une moyenne de l'ensemble des pixels (M_{pix}) de l'échantillon par l'équation suivante [6] :

$$RD = \log\left(\frac{65535}{M_{pix}}\right), \quad (3.2)$$

où la valeur chiffrée 65535 correspond à la valeur d'intensité maximale d'un pixel puisque l'image originale a été enregistrée à 48 bit et que l'image isolée pour chacun des canaux de couleur possède une profondeur de 16 bit.

Afin d'extraire la courbe de calibration expérimentale qui relie la densité relative à la dose de rayons X, une analyse est effectuée sur la variation de la densité optique des échantillons pour différentes doses, énergies et épaisseurs du filtre de cuivre. Cette étape permettra de tirer des conclusions sur les influences de la densité et de déterminer quel canal de couleur possède la meilleure sensibilité optique. Les résultats de ces analyses sont présentés au point suivant.

Après avoir déterminé les paramètres influençant la densité optique, un modèle paramétrique doit être exploré pour s'ajuster le plus près possible de la courbe expérimentale dose-densité. L'équation du modèle pourra être définie si l'allure de la courbe expérimentale correspond à des fonctions déjà prédéfinies dans le domaine des mathématiques.

Une fois le modèle fixé, la courbe de calibration sera construite au moyen d'outils Matlab spécialisés pour la modélisation de données expérimentales (« Curve Fitting Toolbox »).

3.1.5 Comparaison des cartographies

L'ultime étape qui nous mène à la validation du programme SDMap consiste à comparer un exemplaire de cartographie généré par le programme par une simulation d'exposition avec un film radiochromique ayant été soumis à cette même procédure.

Afin d'extraire la répartition de la dose sur le film radiochromique, le film a été scanné en 4 parties à cause de la dimension du film dépassant celle du scanner. Chaque subdivision ayant été scannée 5 fois et moyennée pour éliminer des bruits éventuels provenant du scannage, le recollage des 4 parties s'est fait en utilisant la propriété d'information mutuelle.

Cette dernière consiste à trouver les parties qui se chevauchent en analysant la quantité d'information commune entre deux subdivisions.

Une fois le « collage » du film terminé, du traitement d'image semblable à celui effectué sur les échantillons est appliqué afin de pouvoir extraire la densité relative de chaque pixel (via l'équation 3.5 pour ensuite calculer les doses réparties à partir des coefficients de la courbe de calibration et de l'équation 3.4 déterminés plus tard dans les résultats.

Pour analyser de plus près les différences qui se présentent entre la réponse du film et la cartographie, la différence relative en pourcentage par rapport au résultat du programme SDMap a été calculée de la sorte :

$$Différence_{rel} = 100 * \left(\frac{Dose_{SDMap} - Dose_{Film}}{Dose_{SDMap}} \right). \quad (3.3)$$

Alors que la partie non exposée est à une dose nulle pour la cartographie du programme, celle-ci ne l'est pas pour le film, mais se trouve plutôt aux alentours de 2 cGy. Ceci est probablement dû à une légère différence de densité optique du film non exposé avec celle des échantillons non exposés utilisés durant la calibration.

En effet, il se peut que de légères différences soient présentes d'un film à un autre. Il est d'ailleurs vivement conseillé de recommencer tout le processus de calibration dès qu'un nouveau lot de films est utilisé pour la mesure de la dose.

Pour éviter de percevoir une grosse différence au niveau de l'arrière-plan, les doses des zones non-exposées sur le film ont également été mises à zéro, ces zones étant identifiées par rapport aux valeurs nulles présentes dans la cartographie de SDMap.

3.2 Résultats et discussions

Après avoir exposé la méthodologie globale permettant d'arriver à la validation du programme de cartographie SDMap, plusieurs résultats découlent des diverses analyses de l'influence sur la densité optique relative.

3.2.1 Influence des paramètres de numérisation

Réponse temporelle des échantillons

La Figure 3.4 représente l'évolution de la densité relative en fonction du temps des échantillons pris à 6 doses différentes pour une énergie de 60 kV.

Malgré que la réponse du film n'ait pas beaucoup varié, le graphe montre qu'un plateau a été atteint au bout de 20 heures environ. Au bout de 37 heures, le pourcentage d'assombrissement (augmentation de la densité) était de 3.18, 3.27, 3.9., 2.22, 1.89 et 1.11 % pour 15, 45, 100, 150, 200 et 380 cGy respectivement. L'assombrissement est donc plus accentué pour les doses allant de 15 à 100 cGy et est de moins en moins visible pour les doses allant de 150 à 380 cGy.

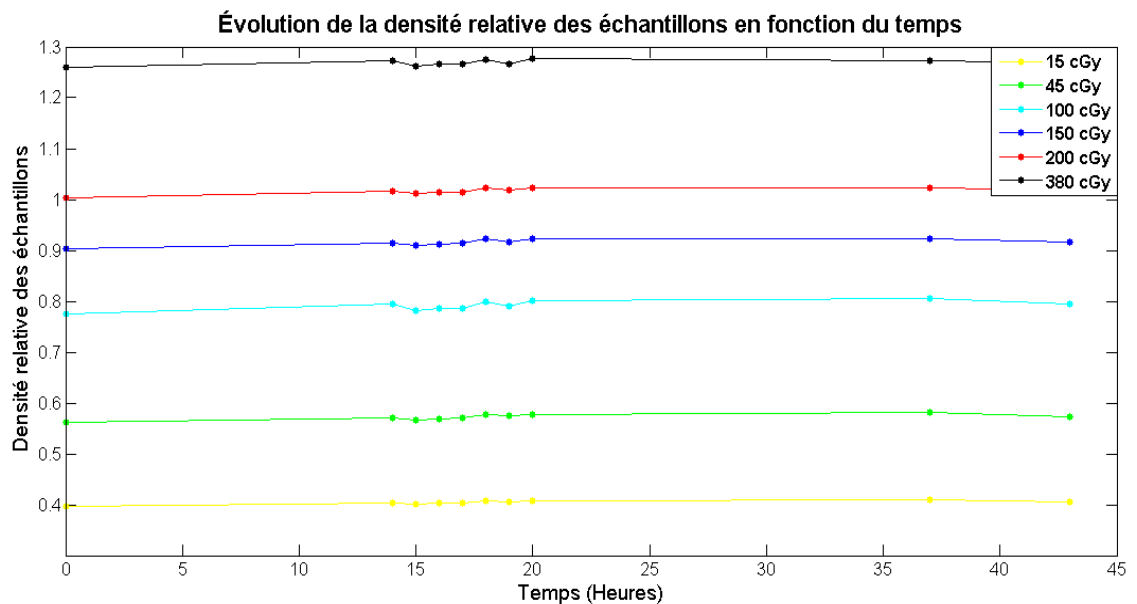


FIGURE 3.4: Évolution temporelle de la densité relative à 60kV.

Les résultats présentés ci-dessus concordent avec ceux trouvés dans la littérature sur les films Gafchromic XR-RV3 [6], ceux-ci ayant donc bien tendance à s'assombrir après exposition et à se stabiliser au bout d'une vingtaine d'heures.

La différence visible entre les doses faibles ($<100\text{cGy}$) et les doses fortes ($>100\text{cGy}$) est peut-être due à la couleur au temps zéro juste après l'exposition où les échantillons exposés au-delà de 100 cGy sont déjà très sombres et que les différences de densités sont plus difficilement perçues par le scanner.

Dans tous les cas, il est donc préférable d'attendre minimum 24h avant d'utiliser des films radiochromiques exposés pour mesurer la dose de rayons X administrée.

Homogénéité du scanner

En analysant l'allure spatiale de la moyenne des pixels des films le long de l'axe perpendiculaire à la direction de scannage, la majorité du centre du scanner s'est avérée homogène. Seules les extrémités présentaient une légère diminution d'intensité.

Selon la littérature [6], des analyses plus précises ont été réalisées sur cette problématique pour les films Gafchromic XR-RV3. En plus d'une diminution de l'intensité des pixels aux extrémités, leurs résultats ont montré que cette diminution était plus accrue pour des doses plus fortes.

Dans tous les cas, pour éviter que ces variations influencent la calibration, les extrémités des images scannées seront réduites de 1cm lors du traitement d'image.

Homogénéité de l'échantillon

Comme il a été mentionné dans la méthodologie, ces fluctuations locales peuvent avoir lieu soit à cause de la réaction de l'échantillon à la lumière du scanner, soit à sa réaction face à une exposition aux rayons X. Afin de visualiser ces fluctuations, la Figure 3.5 représente l'intensité des pixels répartie dans un échantillon ayant été exposé à 150 cGy pour une énergie de 80 kV.

Sur l'image, on perçoit une tendance de fluctuation verticale avec des intensités plus fortes vers le haut. Sachant que l'intensité est reliée à l'inverse de la densité optique et que cette dernière est proportionnelle à la dose, l'échantillon a absorbé plus de doses en bas qu'en haut.

Quelques fluctuations horizontales sont visibles mais moins évidentes que les fluctuations verticales.

Les variations observées dans le sens vertical peuvent s'expliquer par l'effet d'angulation de l'anode qui implique que le tube radiogène fournit moins de dose du côté de l'anode par rapport à la cathode. Hors, selon les caractéristiques techniques de l'appareil *Artis Zee* de Siemens et selon l'orientation des échantillons sur le collimateur lors de l'exposition, le côté de l'anode se situe vers le haut, là où l'échantillon présente une dose moins forte.

Ceci pourrait donc expliquer la tendance majeure de fluctuation verticale que l'on observe sur la Figure 3.5. Néanmoins, comme il a été dit dans la méthodologie, d'autres fluctuations moins visibles sont probablement dues à la réaction de l'échantillon, même face à la lumière du scanner et au faisceau de rayons X.

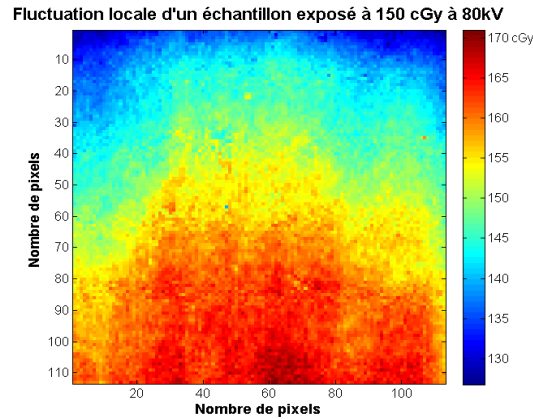


FIGURE 3.5: Fluctuations locales au sein d'un échantillon.

Influence de la lumière du scanner sur les échantillons

En analysant l'évolution de l'intensité des pixels d'un échantillon non-exposé ayant été scanné 67 fois d'affilée, les variations d'intensité moyenne se sont avérées inférieures à 1%.

Étant donné l'influence minimale de la lumière sur les films, ce paramètre sera négligé et les films pourront être scannés autant de fois que nécessaire.

3.2.2 Influence de la dose, de l'énergie et du filtre

Les paramètres liés à la numérisation ayant été étudiés, l'étape suivante consiste à analyser l'influence des 3 paramètres principaux ayant fait l'objet de l'expérimentation, à savoir la dose de rayons X, l'énergie et l'épaisseur du filtre de cuivre.

Influence de la dose sur la densité optique relative

La Figure 3.6 illustre la variation de la densité optique relative en fonction des 8 doses (15 à 800 cGy) pour les 4 canaux de couleur, à savoir le canal R, G, B et gris. Afin de vérifier si l'allure des courbes correspond à ce qui est présenté dans la littérature [6], le graphe a été mis à l'échelle logarithmique.

Sur le graphe, on observe une allure de courbe assez commune pour les 4 canaux, mais avec une sensibilité plus accrue pour le canal R par rapport aux trois autres. Le canal gris et le canal G sont quasi semblables tandis que le canal bleu se dessine plus à l'écart des autres avec une allure moins variée.

Afin de déterminer précisément quel canal est le plus sensible pour détecter des variations de densité optique, une analyse sur les pentes des courbes illustrées à la Figure 3.6 a permis de mettre en évidence que le canal rouge présentait une pente plus raide pour l'ensemble des doses et donc une sensibilité plus accrue que les autres canaux.

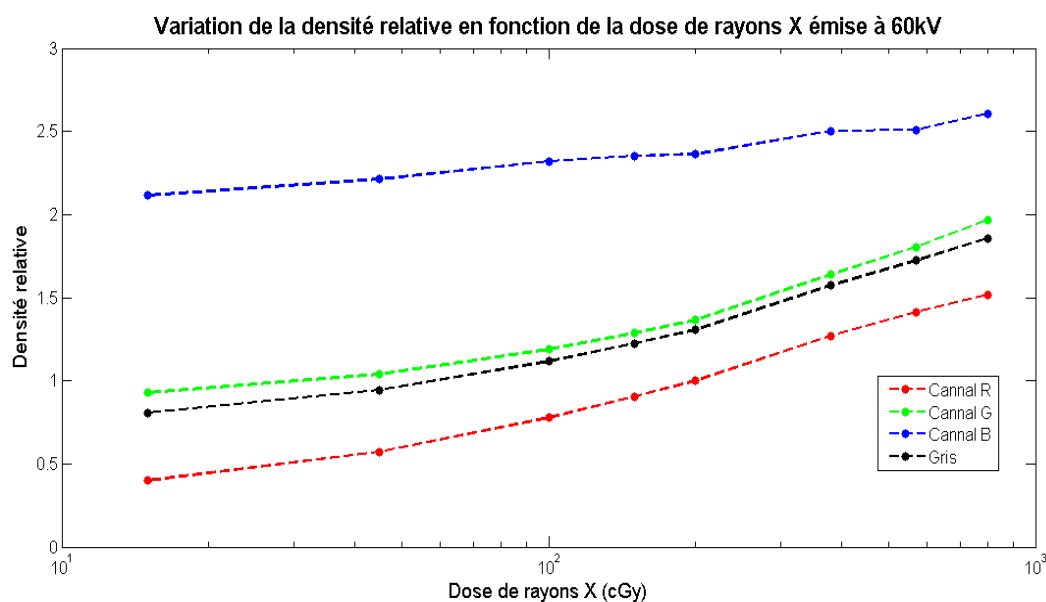


FIGURE 3.6: Variation de la densité optique en fonction de la dose selon l'échelle logarithmique.

Ceci justifie donc le choix du canal R comme référence de valeur de densité optique pour construire la courbe de calibration.

Influence de l'énergie sur la densité optique relative

Après avoir analysé l'influence de la dose d'exposition, la Figure 3.7 illustre le pourcentage de différence de l'évolution de la densité optique par rapport à la dose entre les échantillons exposés à une énergie de 80kV et ceux ayant été exposés à 60, 100 et 120kV.

Sur le graphe, on observe une certaine différence entre les 4 énergies, celle-ci ne dépassant pas 10%. Ainsi, pour chaque dose donnée, la différence de densité des trois énergies par rapport à 80kV est visible mais relativement faible.

Étant donné que la différence par rapport à l'énergie de référence est moins de 10%, il n'est pas nécessaire d'effectuer une analyse plus approfondie pour des énergies intermédiaires. De plus, lorsqu'un film radiochromique entier sera exposé lors d'une procédure type, il ne sera pas possible d'identifier l'énergie appliquée sur les zones touchées car celles-ci sont constituées de plusieurs acquisitions superposées dont chacune est réalisée à une énergie différente.

Néanmoins, l'intervalle d'énergie lors d'une même procédure est assez restreint. Ceci permet donc de définir approximativement l'intervalle d'énergie auquel un film a été exposé durant toute la procédure. Il sera donc préférable de construire des courbes de

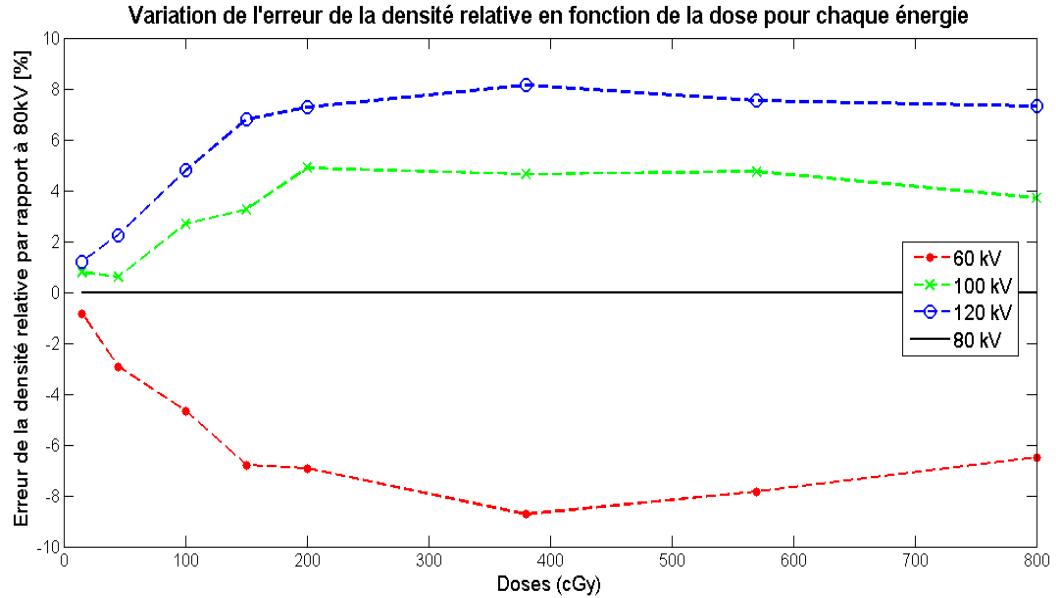


FIGURE 3.7: Influence de l'énergie sur la densité optique relative.

calibration pour les 4 énergies étudiées.

Influence de l'épaisseur du filtre de cuivre

Tout comme la dose et l'énergie, l'influence de l'épaisseur du filtre de cuivre a été étudiée. En produisant des courbes de variation de densité en fonction de l'épaisseur pour une dose fixe et deux énergies données, aucune variation clairement visible n'a été observée. En effet, les courbes possédaient une allure plutôt constante peu importe l'épaisseur du filtre.

Il ne sera donc pas nécessaire de tenir compte de ce paramètre, ce qui facilitera la construction des courbes de calibration.

3.2.3 Courbes de calibration

Comme la Figure 3.6 nous le montre, la courbe de la densité par rapport à la dose pour le canal R présente une allure semblable aux courbes logistiques. Par ailleurs, l'équation générale des courbes logistiques a déjà été utilisée dans la littérature pour modéliser les courbes de réponse optique à la dose [7] :

$$Y = \frac{a - d}{1 + \left(\frac{X}{c}\right)^b} + d, \quad (3.4)$$

où X représente la dose, Y la réponse du film et donc la densité optique, et a , b , c et d les paramètres.

Avec le programme de modélisation paramétrique de Matlab, il a été possible de modéliser la réponse des films à partir des courbes expérimentales de densité en fonction de la dose et de l'équation paramétrique ci-dessus.

La Figure 3.8 illustre le résultat de cette modélisation avec en rouge les courbes expérimentales pour les 4 énergies, et en bleu, les courbes de modélisation.

Sur le graphe, on observe que les courbes de calibration (courbes bleues) s'ajustent très bien aux courbes expérimentales et que l'erreur entre les deux est inférieure à 1%. L'équation proposée ci-dessus est donc appropriée pour modéliser le phénomène de réponse dosimétrique des films radiochromiques.

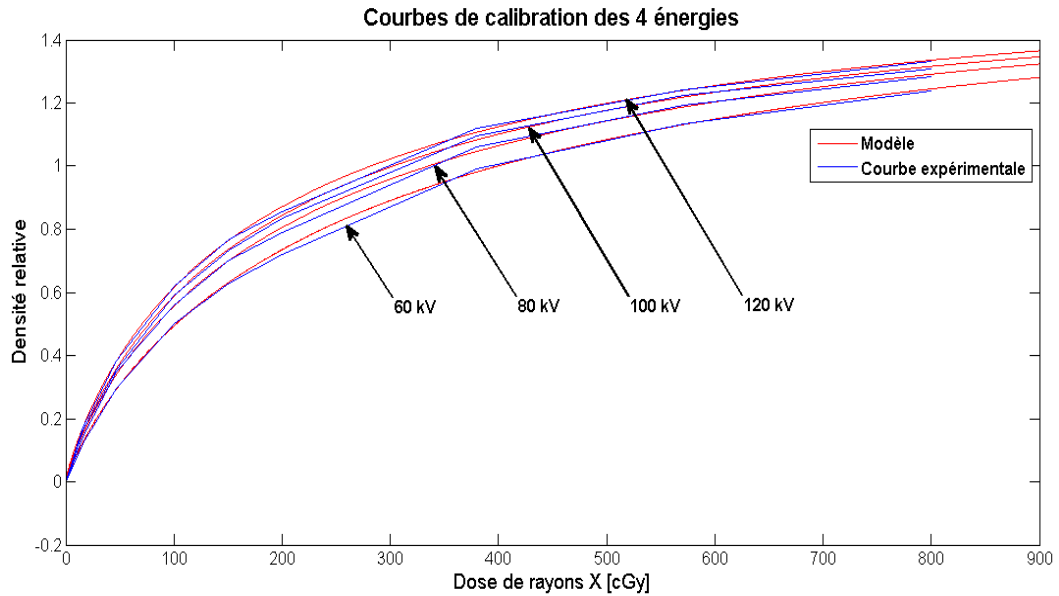


FIGURE 3.8: Courbes de calibration (bleu) et courbes expérimentales (rouge).

Selon l'article de L. Paelinck qui étudie la sensibilité des films radiochromiques, la précision des courbes de calibration serait plus accrue si la densité optique des échantillons non-exposés était soustraite de celle des échantillons exposés lors de la construction des courbes de calibration.

L'équation générale du calcul de densité optique relative d'un échantillon exposé deviendrait donc :

$$RD_{ech} = \log\left(\frac{65535}{M_{pix\ ech}}\right) - \log\left(\frac{65535}{M_{pix\ neutre}}\right), \quad (3.5)$$

où $M_{pix\ ech}$ est la moyenne des intensités de pixels de l'échantillon exposé et $M_{pix\ neutre}$ la moyenne des intensités de pixels d'un échantillon non-exposé servant de référence.

3.2.4 Comparaison avec SDMap

Afin de valider les résultats du programme SDMap, la comparaison des doses calculées par le programme avec celles du film radiochromique va nous permettre de percevoir les erreurs éventuelles entre les deux techniques.

La Figure 3.9 illustre la répartition de la dose en cGy sur le film radiochromique à gauche et la cartographie générée par le programme SDMap à droite pour une même procédure test avec le fluoroscope.

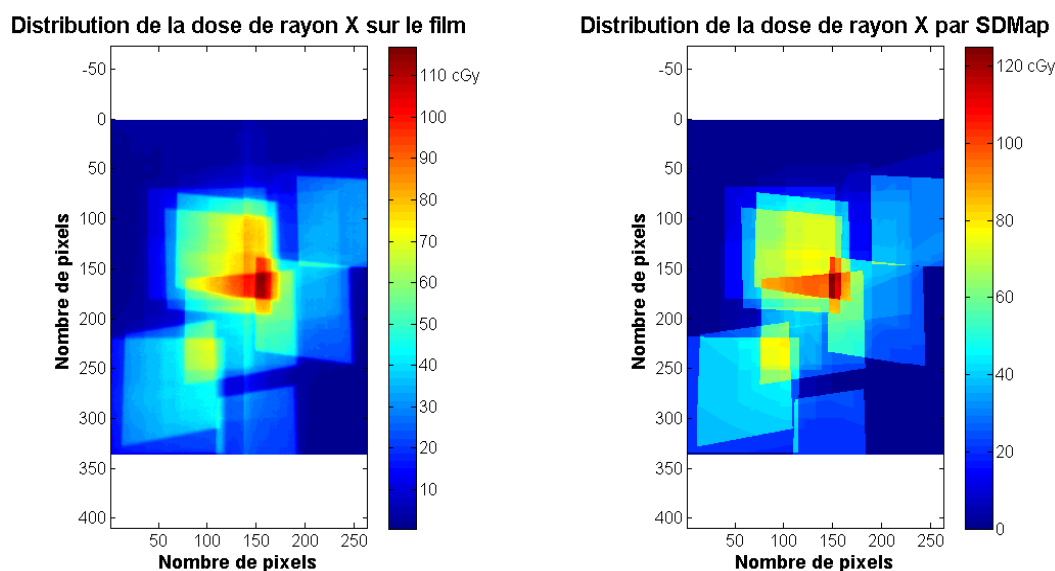


FIGURE 3.9: Comparaison de la réponse du film avec la cartographie de SDMap.

D'une manière générale, il est constatable que les deux résultats sont semblables. En effet, les zones touchées par le faisceau possèdent la même allure avec une quantité de dose équivalente.

Parmi les quelques différences observées, on remarque une netteté moins accrue pour la réponse du film, particulièrement au bord des carrés exposés. De plus, la dose semble être supérieure d'une dizaine de cGy pour le SDMap, ce qui veut dire que le programme a tendance à surestimer la dose.

Pour finir, une fluctuation horizontale de la dose est observée sur la réponse du film contrairement à la cartographie du programme. Ceci est particulièrement visible pour la partie centrale où la zone a été plus fortement exposée.

Afin de mieux percevoir les différences entre les deux techniques, la différence relative, exprimée en pourcentage, est représentée à la Figure 3.10.

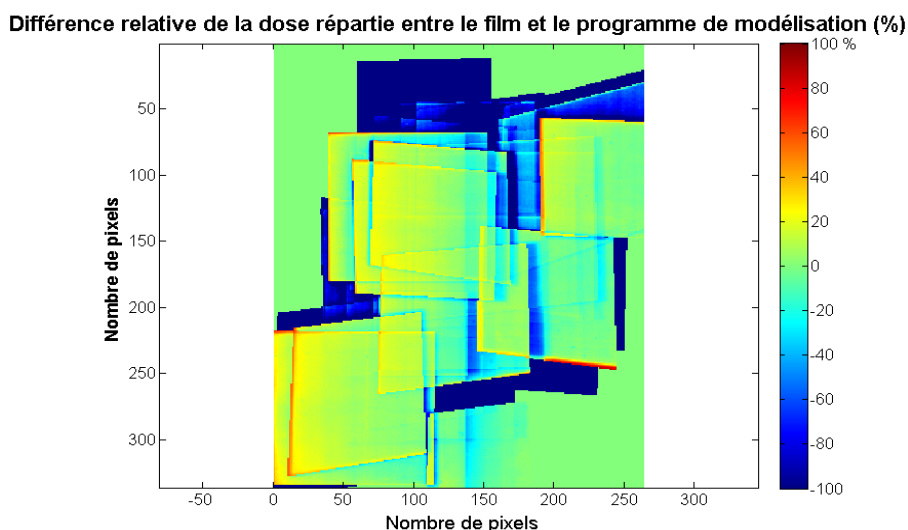


FIGURE 3.10: Différence relative entre la réponse du film et la cartographie de SDMap.

Sur l'image, une différence choc (zones bleu foncées à -100%) est observée et correspond aux zones où le film possède une dose plus forte que la cartographie. Étant donné que la différence relative est calculée par rapport aux résultats de SDMap (voir Équation 3.3), le pourcentage résultant est fortement négatif car la dose du SDMap est inférieure à 1. Les zones bleues sont donc uniquement dues à une sensibilité plus forte de la cartographie du programme par rapport à celle du film qui considère ces zones avec une même densité optique que les zones non-exposées.

Hormis les zones bleues, le pourcentage de différence ne semble pas dépasser les 20% sauf pour les bords des carrés de faisceau où l'on observe une légère bordure rouge. Cette différence aux extrémités est probablement due au décalage léger de la superposition des deux images ainsi qu'au léger rayonnement diffusé dû à la table qui est mesurable sur le film mais non-intégré dans le programme.

En effet, le programme estime que les extrémités des carrés de faisceau sont nettes alors qu'en réalité, la frontière entre une zone exposée et non-exposée n'est pas aussi abrupte, notamment à cause du rayonnement diffusé provenant de la table qui a tendance à rajouter de la dose aux extrémités.

Pour finir, on observe une tendance de différence relative dans le sens horizontal de l'image avec des doses plus fortes pour la cartographie de SDMap sur le côté gauche des carrés de faisceau. Ce phénomène pourrait s'expliquer par l'effet d'angulation de l'anode (« Heel Effect ») qui implique une dose moins forte du côté de l'anode (à gauche de

l'image) par rapport à la cathode (à droite de l'image). Étant donné que cet effet n'est pas encore inclus dans le programme, celui-ci surestime donc la dose du côté de l'anode par rapport au film puisque ce dernier a reçu à l'origine une dose plus faible.

Cependant, cette différence globalement perçue aux alentours de 20% peut également être due à un biais général présent dans toute l'image. Pour vérifier cela, une droite de corrélation, représentée à la Figure 3.11 a été calculée pour l'ensemble des valeurs de dose entre la cartographie et le film, la dimension spatiale étant totalement éliminée dans ce cas.

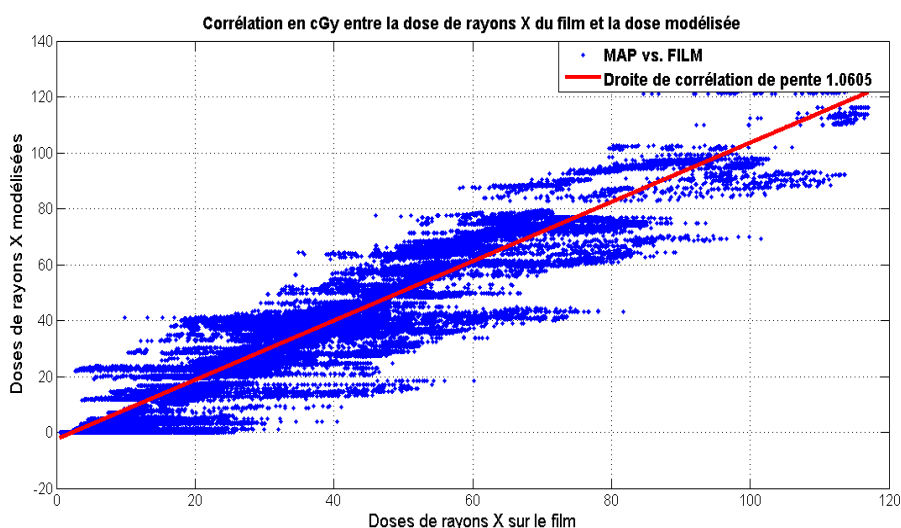


FIGURE 3.11: Droite de corrélation de la dose entre la réponse du film et la cartographie.

Comme on peut l'apercevoir sur le graphe, la corrélation moyenne entre les résultats de la cartographie et ceux du film n'est pas directement proportionnelle. Si l'on calcule la pente de la droite de corrélation estimée, celle-ci est à 1.06, ce qui équivaut à un biais global de 6% entre les deux images.

Étant donné que la dimension spatiale n'est pas prise en compte dans ce genre de graphe puisque l'on tient compte uniquement des valeurs de dose des deux images, ce biais ne peut s'expliquer que par une différence d'exposition spatiale comme c'est le cas pour l'effet d'angulation de l'anode. Un biais est donc présent au niveau de la quantification de la dose, probablement dû à une limitation du processus de calibration des films radiochromiques.

Ainsi, une des raisons possibles expliquant ce biais provient d'une certaine erreur de calcul de dose entre la chambre d'ionisation utilisée pour la calibration et la chambre d'ionisation interne de l'équipement sur laquelle se base le programme SDMap.

Une raison pouvant expliquer une partie du biais tient du fait que les mesures faites avec la chambre pour la calibration se sont effectuées au-dessus du collimateur. Hors, il est possible qu'entre la chambre d'ionisation interne de l'appareil et l'enveloppe de celui-ci, un filtre en aluminium soit placé en intermédiaire. La présence de ce filtre pourrait donc expliquer en partie la présence d'un biais général entre les deux techniques.

À titre d'illustration, la Figure 3.12 représente la différence relative en pourcentage entre les deux techniques avec la correction du biais global. On peut observer une diminution globale de la différence malgré la présence de fluctuations horizontales comme l'a montré la Figure 3.10. Cette fluctuation pourrait donc s'expliquer par l'effet d'angulation de l'anode, un phénomène qui fera l'objet de la phase suivante du projet.

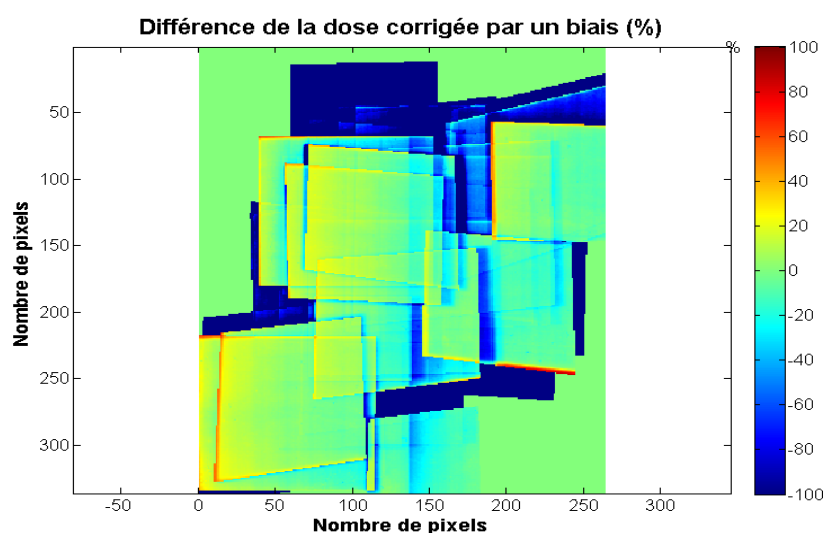


FIGURE 3.12: Différence relative entre la réponse du film et la cartographie de SDMap avec correction du biais global.

3.3 Conclusions et limitations

L'analyse faite sur les paramètres de numérisation a permis de mettre en évidence plusieurs phénomènes perturbateurs dont la plupart ont pu soit être corrigés, soit négligés. L'effet du temps sur la réponse du film et les inhomogénéités du scanner aux extrémités ont donc pu facilement être corrigés, tandis que l'influence de la lumière du scannage répétitif s'est avérée quasi insignifiante. Néanmoins, seul l'effet de fluctuation locale au niveau des échantillons de calibration n'a pu être corrigé jusqu'à présent.

Lors de l'analyse de l'influence de la dose, de l'énergie et du filtre sur la réponse du film, le canal R s'est avéré le plus sensible et a été sélectionné pour mesurer la densité optique de l'ensemble des échantillons.

Par ailleurs, les courbes de densité-dose ont présenté des allures de fonction logistique pour les 4 énergies, ce qui a permis la construction de 4 courbes de calibration à partir d'une équation paramétrique générique.

En ce qui concerne l'énergie, ce paramètre présentait une certaine influence sur la réponse du film, mais pas assez visible que pour affiner l'analyse pour d'autres valeurs d'énergie. Des courbes de calibration ont donc été construites pour les 4 énergies analysées.

Cependant, contrairement au programme SDMap, une limitation majeure des films radiochromiques est qu'il est impossible de connaître l'énergie d'irradiation pour chacune des acquisitions lors d'une même procédure puisque celles-ci induisent différents carrés de faisceau pouvant s'accumuler et se chevaucher.

Néanmoins, on peut estimer que les énergies sont maintenues proches d'un certain intervalle lors d'une même procédure, ce qui permet de se référer à la courbe de calibration correspondante.

La comparaison des résultats du film radiochromique avec ceux du programme SD-Map a permis de conclure que la réponse du film est assez proche de celle présentée dans la cartographie, en particulier pour la répartition spatiale des zones irradiées.

Au niveau de la quantification de la dose, certaines différences ont été perçues avec la présence d'un biais global entre les deux techniques. Ce biais actuellement non corrigé dans le programme est une limitation pour obtenir une comparaison précise des deux techniques et devrait faire l'objet d'une recherche plus approfondie.

De plus, l'éventuelle présence du filtre d'aluminium pouvant intervenir dans ce biais reste un élément à vérifier. Ainsi, si ce filtre est présent juste après la chambre d'ionisation de l'appareil, la procédure de prise d'échantillon pour la calibration devra être refaite depuis le début en prenant soin, cette fois, d'enlever le filtre dans le cas où cela est possible.

Pour finir, malgré la correction du biais global, l'effet d'angulation de l'anode du tube radiogène s'est avéré relativement visible sur l'image comparative, ce qui incite donc à une étude plus approfondie du sujet, étude qui sera entamée à la phase suivante du projet.

4 | Phase 2 : Modélisation du « Heel Effect »

Le chapitre précédent, qui consistait à comparer la réponse d'un film radiochromique avec les résultats du programme de modélisation lors d'une procédure test, a permis de mettre en évidence certaines fluctuations. Parmi les fluctuations identifiées, l'une d'entre elles pourrait provenir du phénomène d'atténuation de l'anode du tube radiogène, celui-ci n'étant pas encore modélisé dans le programme SDMap.

Le phénomène d'atténuation de l'anode, appelé plus couramment « Heel Effect », fait référence à la réduction de l'intensité du faisceau de rayons X du côté de l'anode qui se trouve dans le tube radiogène. Cet effet s'explique par la géométrie de l'anode et est illustré à la Figure 4.1 [10].

Lorsque les électrons qui sont générés par la cathode sont attirés vers l'anode chargée, ceux-ci frappent l'anode qui présente une légère inclinaison dont l'angle dépend d'un appareil à un autre [8]. À cause de cette inclinaison, la surface nette de bombardement d'électrons est augmentée. En observant de plus près le trajet des rayons X dans l'anode après avoir été frappée par les électrons (faisceau rouge sur l'image zoomée à droite de la Figure 4.1), la forme de l'anode implique un trajet plus court du côté de l'anode (faisceau de droite) que du côté de la cathode (faisceau de gauche). Cette différence de longueur de trajectoire implique une atténuation plus forte des rayons du côté de l'anode, d'où une diminution d'intensité de la dose transmise.

4.1 Méthodologie

Alors que ce phénomène a déjà été observé lors de la comparaison du film avec le programme SDMap, l'objectif de cette deuxième phase du projet consiste à modéliser le « Heel Effect » en bénéficiant des avantages offerts par les films radiochromiques utilisés pour la calibration.

Pour cela, les étapes abordées seront semblables à la phase précédente, à savoir l'irradiation des échantillons, l'analyse des profils de dose après numérisation et, pour finir, la comparaison entre le programme, où l'effet d'atténuation de l'anode est inclus, et le film radiochromique exposé dans une procédure test (voir phase 1).

4.1.1 Exposition des échantillons

Comme il a été expliqué à la Figure 4.1, ce dernier n'intervient que dans l'axe du tube radiogène et aucune fluctuation due à cet effet n'a lieu dans d'autres directions. Il ne sera donc pas nécessaire d'analyser le profil de dose en 2 dimensions, mais uniquement selon l'axe x qui est parallèle au tube (voir 2.2).

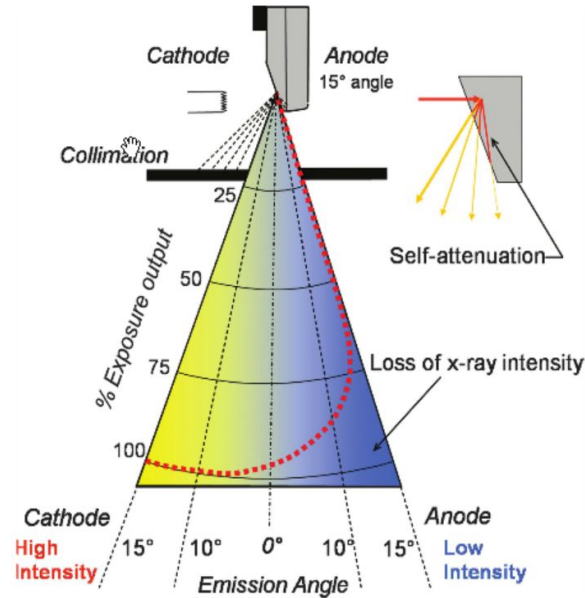


FIGURE 4.1: [10] Représentation du Heel Effect dans le tube radiogène.

Pour cela, des bandelettes de 35 x 2.5 cm seront coupées à partir d'un film radiochromique appartenant au même lot que celui ayant été calibré dans la phase précédente. En effet, il est fort recommandé de garder le même lot de films lorsqu'on y effectue des mesures dosimétriques, étant donné les possibilités de fluctuations entre différents lots de production [6].

Tout comme pour la calibration, le nombre de bandelettes exposées dépend du nombre de paramètres à analyser. Dans un premier temps, il a été décidé que seule l'influence de l'énergie sur le phénomène d'atténuation serait analysée sans tenir compte de l'influence de l'épaisseur du filtre de cuivre. Ainsi, seuls 4 échantillons ont été exposés pendant 3 minutes à différentes énergies (60, 80, 100 et 120 kV).

Pour pouvoir analyser l'effet de l'énergie sur le phénomène, tous les échantillons ont été exposés durant un même temps donné. Pour finir, afin d'éviter que le générateur du tube ne surchauffe à cause d'un surplus de puissance (dû à l'augmentation de l'énergie imposée), le courant est baissé à chaque échelon d'énergie à savoir 50, 35, 30 et 25 mA pour 60, 80, 100 et 120 kV respectivement.

Afin d'homogénéiser la taille des zones irradiées, les bandelettes sont exposées avec un faisceau dont la diagonale au détecteur est de 20 cm avec une distance source-détecteur de 100 cm et un déplacement vertical de la table à 5 cm en dessous de l'iso-centre (origine du système). Cette configuration permet de générer des zones irradiées carrées de 10 cm de côté.

À titre d'illustration, la Figure 4.2 montre le montage utilisé pour l'exposition (les plaques de plexiglass ayant servi pour d'autres analyses). Comme pour la calibration, les bandelettes sont placées la face orange vers la source pour limiter la sensibilité du film vis-à-vis de l'énergie[6]. De plus, elles seront annotées et identifiées par un chiffre afin de s'assurer que les bandelettes ont été coupées et placées dans le même sens lors de l'exposition, et ce pour éviter toute fluctuation dans la réponse du film [6].

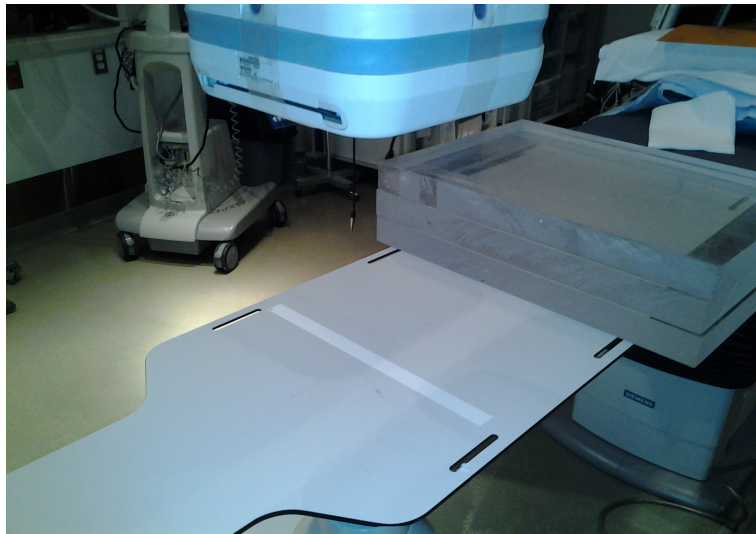


FIGURE 4.2: Montage d'exposition aux rayons X pour modéliser le Heel Effect.

4.1.2 Analyse des profils de dose

Après deux jours d'attente, suivant l'exposition des bandelettes pour s'assurer de la stabilité de la densité optique, celles-ci ont été scannées à 5 reprises dans le but de moyenniser les images pour diminuer l'effet des inhomogénéités du scanner [6].

Avec du traitement d'image pour extraire les bandelettes et après calcul de la densité relative de chaque pixel via l'équation 3.5, un profil de densité est généré sur les valeurs des pixels moyennées selon la largeur de la bandelette. Ainsi, grâce aux courbes de calibration faisant correspondre une dose à une densité relative pour une énergie donnée, un profil de dose sur la longueur de la bandelette est calculé selon l'axe du tube radiogène afin d'observer le phénomène d'atténuation de l'anode.

Étant donné que la dose administrée varie d'une énergie à une autre, les profils de dose seront normalisés par rapport à la valeur de dose au centre du faisceau et seront calculés par l'équation suivante :

$$Dose_{norm}[\%] = 100 * \left(\frac{Dose_i - Dose_{minimale}}{Dose_{centrale} - Dose_{minimale}} \right). \quad (4.1)$$

Cette configuration permettra d'annuler l'effet de l'énergie sur la dose qui est déjà pris en compte dans la calibration des films. Ainsi, seules les variations de la dose le long du faisceau seront étudiées pour chaque énergie puisqu'à la phase précédente, le programme SDMap posait comme hypothèse que la dose était répartie de façon homogène sur tout le carré de surface du corps du patient en contact avec le faisceau lors d'une acquisition.

Après analyse des profils de dose, la modélisation du phénomène d'atténuation de l'anode consiste à trouver une équation paramétrique modèle permettant de s'ajuster aux profils de dose obtenus expérimentalement.

Selon l'article de Behiels et al. [8], il existe un modèle mathématique pour le « Heel Effect » qui peut être déduit de calculs géométriques et trigonométriques. La Figure 4.3 illustre le trajet des rayons X dans l'anode, du point de génération jusqu'à la sortie des rayons du matériau.

Selon l'article, la dose reçue en un point p , pouvant aussi être identifié par un angle variable, peut être modélisée par l'équation suivante :

$$Dose(\phi) = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot D_{ave} \cdot \frac{\cos(\phi)}{\sin(\phi)}), \quad (4.2)$$

où I_0 est la radiation générée au point d'origine de l'anode (ω), μ le coefficient d'atténuation du matériau de l'anode, D_{ave} la distance moyenne entre le point de génération et le bord de l'anode, l'angle fixe de l'anode (8° pour l'appareil étudié) et ϕ l'angle qui varie en fonction de la position des points irradiés sur le film (p).

Cette équation pourra donc servir de base pour aboutir à un modèle optimal générant des courbes proches des profils de doses obtenus expérimentalement.

Néanmoins, lorsque ce modèle sera comparé aux profils de courbes obtenues expérimentalement, il se peut que l'équation paramétrique ne soit pas assez efficace pour ajuster les courbes modélisées avec les données expérimentales. Dans ce cas, des modifications de l'équation devront être effectuées jusqu'à ce que le modèle s'ajuste le plus près possible des données. Cette étape se fera au moyen d'outils Matlab (« Curve Fitting Toolbox ») qui permettent d'ajuster le modèle aux courbes expérimentales afin de produire l'équation paramétrique la plus optimale avec une erreur d'écart la plus petite possible.

Une fois le modèle fixé et les paramètres calculés pour chaque énergie, des courbes de facteurs de correction seront obtenues à partir des courbes modèles de dose en les normalisant par rapport à la dose centrale du faisceau. Ces facteurs devront donc être appliqués sur l'ensemble des points de la zone irradiée selon l'axe parallèle au tube.

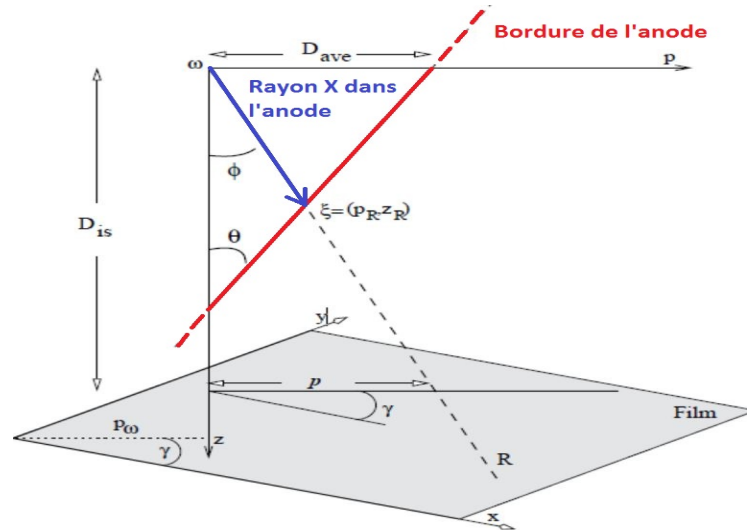


FIGURE 4.3: [8] Trajet des rayons X dans l'anode.

4.1.3 Comparaison des cartographies

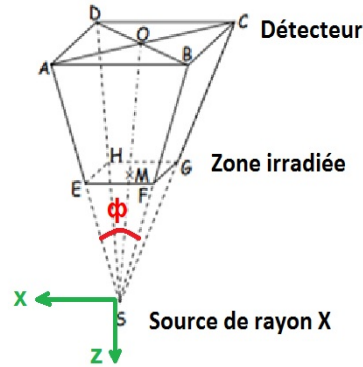
Après avoir modélisé le « Heel Effect » en élaborant des courbes de facteur de correction normalisé par rapport à la dose centrale de la zone irradiée, l'étape suivante consiste à visualiser cet effet en l'incorporant dans le programme SDMap.

Pour cela, le facteur de correction est incorporé à l'étape du calcul de dose en chaque point de la zone d'irradiation d'une acquisition (voir Figure 2.3). Cependant, pour faciliter l'incorporation du facteur de correction dans le programme, le facteur a été modélisé en fonction de l'angle ϕ au lieu de la longueur tel que représenté sur le schéma à la Figure 4.4, les axes faisant référence au même système référentiel défini pour l'appareil (voir Figure 2.2).

Dans le programme, l'axe ϕ sera donc obtenu à partir d'un calcul trigonométrique faisant intervenir la moitié du côté du faisceau selon l'axe X (du centre jusqu'au bord) et la distance entre la source et le point central du faisceau (point Q sur la Figure 4.4).

Une fois l'angle ϕ calculé pour chaque point du fantôme cylindrique modélisant le patient, un facteur de correction variant selon l'angle calculé est multiplié à la dose en chaque point. Cette étape permettra donc d'incorporer l'effet d'atténuation le long de l'axe parallèle au tube radiogène, et ce à chaque acquisition et en tous points appartenant à la zone irradiée.

Après génération de la nouvelle cartographie incluant l'effet d'atténuation de l'anode, celle-ci sera comparée à la réponse du même film utilisé dans la phase 1 pour la procédure test en utilisant les mêmes outils de comparaison (voir point 3.1.5).

FIGURE 4.4: Représentation de l'angle ϕ

4.2 Résultats et discussions

Après avoir exposé la méthodologie globale permettant de modéliser l'effet d'atténuation de l'anode et de l'intégrer dans le programme de cartographie SDMap, quelques résultats découlent des diverses analyses des profils de doses et de la comparaison des cartographies.

4.2.1 Analyse des profils de dose

La Figure 4.5 illustre le résultat du calcul du profil de dose normalisé par rapport au centre le long de l'axe formé par l'anode et la cathode du tube radiogène, et ce pour les 4 énergies.

Sur le graphe, on observe que la dose diminue bien du côté où se trouve l'anode (à gauche) par rapport à la dose administrée vers la cathode. En effet, la chute observée par rapport au centre est environ à 30 % tandis que la partie droite du côté de la cathode augmente d'environ 10% par rapport au centre.

Pour ce qui est de l'influence de l'énergie, on observe que la variation du pourcentage de dose par rapport au centre est semblable pour les 4 énergies. Seul le profil pour 80kV paraît dévier légèrement.

La différence d'environ 40% entre la dose acquise du côté de la cathode et celle du côté de l'anode correspond à ce que l'on retrouve dans la littérature[17], tout comme l'allure des profils de dose. De plus, la littérature démontre aussi que l'énergie n'a pas d'effet sur la variation du pourcentage de dose par rapport au centre du faisceau [17].

Pour modéliser le profil de dose normalisé, seule la partie centrale de la courbe du graphe est considérée, puisqu'elle correspond à la zone irradiée. Les courbes seront donc sectionnées de -5 à 5cm correspondant ainsi à la zone carrée irradiée dont le côté est de 10cm.

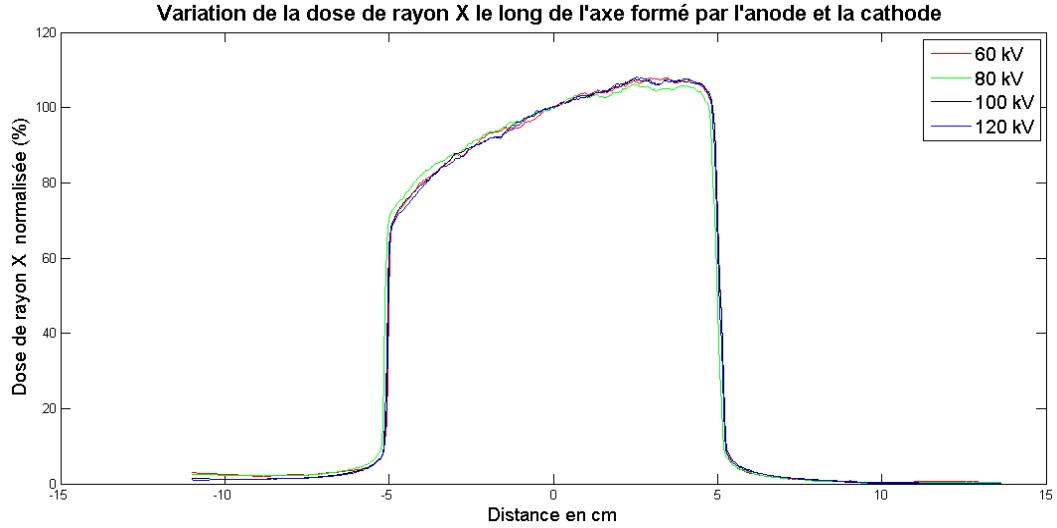


FIGURE 4.5: Profil de la dose normalisé en % en fonction de la longueur du côté de la zone irradiée pour les 4 énergies étudiées.

Comme il a été expliqué dans la méthodologie, les profils de dose pouvaient être modélisés via l'équation paramétrique 4.2. Néanmoins, avec l'outil Matlab « Curve Fitting Toolbox », il était possible de diminuer l'erreur d'écart de 2% en introduisant un terme trigonométrique supplémentaire. En rajoutant la normalisation par rapport à la dose centrale, l'équation finale modélisant le facteur de correction normalisé devient :

$$F_{corr} = \frac{A \cdot (\cos(\phi))^2 \cdot \exp(-\mu \cdot D_{ave} \cdot \frac{\cos(\phi)}{\sin(\phi)})}{Dose_{centre}} \quad (4.3)$$

Ainsi, grâce à l'outil Matlab, les valeurs des paramètres ont pu être calculées pour ajuster les courbes modèles aux profils de dose expérimentaux, et ce pour les 4 énergies. Une fois les valeurs des paramètres introduits dans l'équation 4.3 pour les 4 énergies, 4 courbes de facteurs de correction normalisés ont été générées et représentées à la Figure 4.6.

Comme pour les profils de dose, une légère déviation est observée pour l'énergie 80kV. Ainsi, afin de garantir la précision de la correction, les facteurs normalisés seront calculés à partir de l'équation 4.3 et avec des paramètres dont la valeur différera en fonction de l'énergie appliquée.

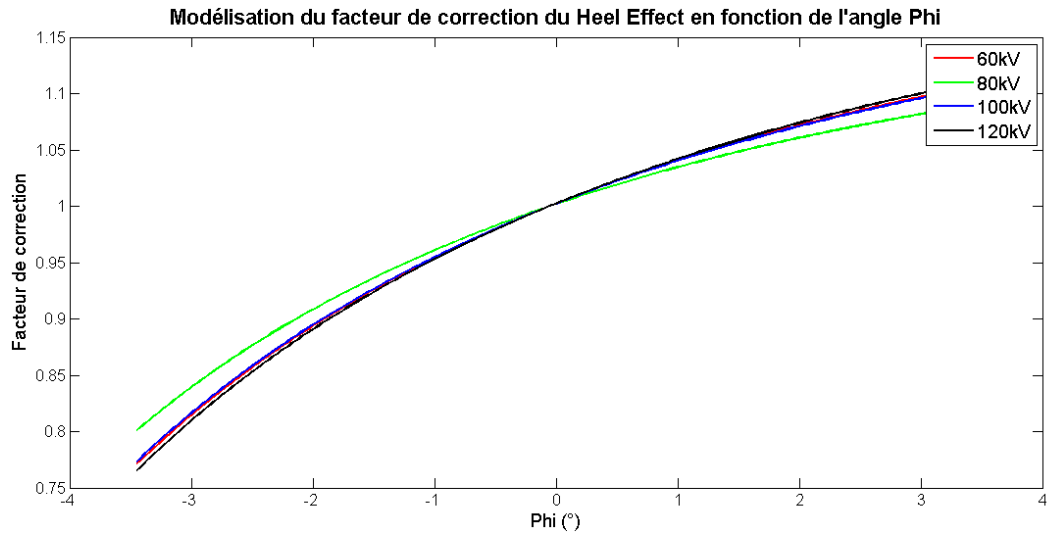


FIGURE 4.6: Modélisation du facteur de correction de l'effet d'atténuation de l'anode en fonction de l'angle ϕ .

4.2.2 Comparaison des cartographies

À présent qu'un modèle paramétrique a été exploré pour modéliser l'effet d'atténuation de l'anode, des courbes de facteurs de correction ont été générées pour chaque énergie étudiée (60, 80, 100 et 120 kV) et intégrée dans le programme SDMap tel qu'expliqué dans la méthodologie.

Afin de continuer de valider les résultats du programme SDMap, la comparaison des doses calculées par le programme avec celles du film radiochromique va nous permettre de percevoir le reste des erreurs éventuelles entre les deux techniques, puisque le « Heel Effect » est maintenant intégré au programme.

La Figure 4.7 illustre la répartition de la dose en cGy sur le film radiochromique à gauche et la cartographie générée par le programme SDMap incluant cette fois le « Heel Effect » à droite pour une même procédure test avec le fluoroscope.

Comparé à la Figure 3.9, il est constatable que les deux résultats sont plus proches l'un de l'autre, en particulier pour la fluctuation horizontale qui cette fois, est prise en compte par le programme via l'effet d'atténuation de l'anode.

Ainsi, seules les différences d'un point de vue netteté des zones irradiées sont quelque peu observées. Comme pour la phase 1, on remarque une netteté moins accrue pour la réponse du film, particulièrement au bord des carrés exposés.

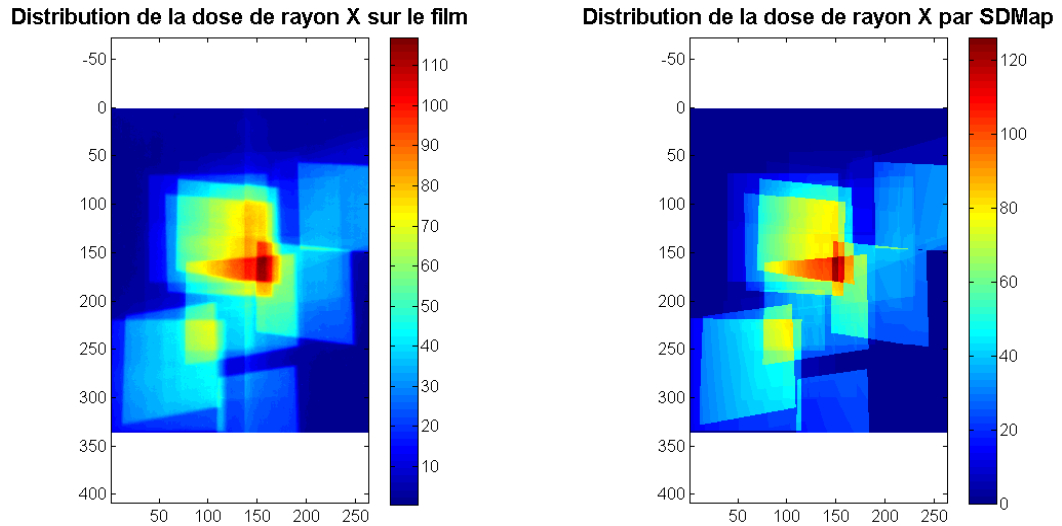


FIGURE 4.7: Comparaison de la réponse du film avec la cartographie de SDMap incluant l'effet d'atténuation de l'anode.

Tout comme dans la phase 1, la différence relative, exprimée en pourcentage, est calculée pour mieux percevoir les différences entre les deux techniques. Étant donné que le biais global sera toujours présent, la différence relative est déjà calculée avec le biais corrigé et est représentée à la Figure 4.8.

De manière semblable aux résultats de la phase 1, une différence choc (zones bleu foncées à -100%) est toujours observée et correspond aux zones où le film possède une dose plus forte que la cartographie, ce qui implique une sensibilité plus forte de la cartographie du programme par rapport à celle du film.

A présent que le « Heel Effect » est inclus, le pourcentage de différence ne semble pas dépasser les 5% sauf pour les zones bleues foncées et les bords des carrés de faisceau où l'on observe une légère bordure rouge, cette différence aux extrémités étant probablement due au décalage léger de la superposition des deux images ainsi qu'au léger rayonnement diffusé dû à la table.

Sur la Figure 4.8, une différence résiduelle de 5% semble donc se maintenir malgré la correction du biais et le « Heel Effect » inclus. Ainsi, en additionnant cette différence relative résiduelle avec le biais global présent entre les deux techniques (réduit à 5% après inclusion du « Heel Effect »), la différence relative totale est donc de maximum 10%. Cependant, on peut considérer ces différences comme relativement faibles car il s'agit d'une différence relative de maximum 10% de la dose ce qui donne une différence de 0.1 Gy pour une dose donnée de 1 Gy.

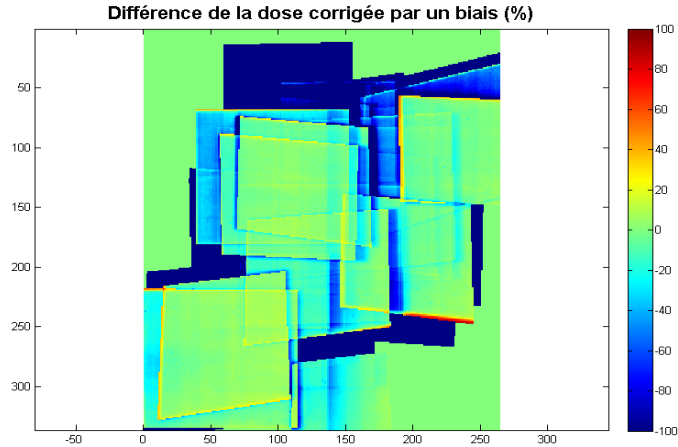


FIGURE 4.8: Différence relative entre la réponse du film et la cartographie de SDMap avec correction du biais global et correction du Heel Effect.

4.3 Conclusion et limitations

L'analyse faite sur les profils de dose utilisés pour visualiser l'effet d'atténuation de l'anode a permis de mettre en évidence une différence d'environ 40% entre la dose acquise du côté de la cathode et celle acquise du côté de l'anode. De plus, l'allure des profils de dose générés est semblable à ce que l'on retrouve dans la littérature en général lorsqu'il s'agit d'analyser le « Heel Effect ».

En ce qui concerne l'influence de l'énergie sur la variation du pourcentage de dose par rapport au centre du faisceau, celle-ci s'est avérée relativement faible. En effet, seule une légère déviation a été observée pour 80kV. Néanmoins, les 4 profils seront considérés séparément afin de garantir une haute précision au niveau de la correction du phénomène.

Grâce à la modélisation des profils de dose, un modèle paramétrique a pu être exploré pour s'ajuster aux courbes expérimentales avec une erreur d'écart inférieure à 2%. À partir de ce modèle, des courbes de facteur de correction normalisé ont été calculées pour chaque profil correspondant à une énergie, permettant ainsi d'intégrer ce facteur de correction au moment du calcul de la dose en chaque point dans le programme SDMap.

Lors de la comparaison de la réponse du film avec la cartographie du programme incluant cette fois le « Heel Effect », il a été constaté que les deux résultats étaient proches et que la fluctuation horizontale, observée à la phase précédente, a été largement réduite. L'effet d'atténuation étant à présent inclus dans le programme, seules des différences de netteté au bord des zones irradiées restent visibles.

Lors du calcul de la différence relative entre les deux techniques, une différence

résiduelle de 10% semble donc se maintenir malgré la correction du « Heel Effect » incluse. De manière comparable à la phase 1, la moitié de ce pourcentage résiduel est due à un biais global dont les causes possibles sont mentionnées au point 3.3, à savoir la présence du film d'aluminium et le biais induit par les mesures de la chambre utilisée pour la calibration et celle de l'appareil sur laquelle se base le programme SDMap.

Malgré la présence de quelques différences résiduelles, il est raisonnable de confirmer la validation du programme SDMap comparé aux résultats obtenus avec le film radiochromique. Par ailleurs, il s'est avéré que les différences résiduelles observées étaient pour la plupart positives, ce qui signifie que le programme a tendance à légèrement surestimer la dose appliquée au patient, ce qui est moins préoccupant puisqu'il s'agit de prévenir en cas de dépassement du seuil de dose autorisé.

Pour finir, en ce qui concerne la différence de netteté au niveau des bordures des zones irradiées, il est fort probable que cela soit dû au phénomène de diffusion induit par la table et le matelas, élément qui n'est pas pris en compte dans le programme SDMap.

Pour inclure l'effet de diffusion de la table et du matelas, il est possible d'inclure un terme exponentiel impliquant le coefficient d'atténuation et la largeur de la table et du matelas ($e^{\mu \cdot d}$, [13]). Ce terme devra donc être multiplié à la dose calculée en chaque point, tout comme le facteur de correction du « Heel Effect ».

Le phénomène de diffusion fera donc l'objet de la phase suivante du projet, mais les diffusions de la table et du matelas ne seront pas incorporées. En effet, la phase suivante consistera à étudier l'effet du rayonnement diffusé provenant du patient. Hors, dans le cas de la procédure test, aucun patient ne se situait sur la table d'examen.

5 | Phase 3 : Modélisation de la fraction du rayonnement rétro-diffusé

Dans les phases précédentes du projet, plusieurs allusions ont été faites par rapport au rayonnement diffusé, particulièrement en ce qui concerne le rayonnement réémis par la table et le matelas de l'équipement.

Dans cette étape du projet, il s'agit donc d'étudier le rayonnement diffusé réémis par le patient lui-même, et qui engendre un surplus de dose sur la surface de la peau irradiée.

Le rayonnement diffusé émis par le patient est bien supérieur à celui émis par la table et le matelas à cause de l'épaisseur du corps exposé qui est plus importante. L'effet de diffusion dû à la table et au matelas sera donc négligé dans un premier temps afin de prioriser la modélisation du rayonnement réémis par le patient.

Le rayonnement diffusé est constitué de rayons X déviés lors des interactions avec la matière et est à l'origine de deux phénomènes :

1. **L'effet Compton** : Étant la cause principale de la production de rayonnement diffusé au sein de la matière, celui-ci consiste à la diffusion d'un photon avec perte d'énergie [15]. Lorsqu'un photon incident arrive en contact avec la matière avec une énergie E , celui-ci entre en collision avec un électron d'une couche périphérique d'un atome, lui transférant ainsi une énergie E_t . L'énergie résiduelle E_r est alors emportée sous la forme d'un photon diffusé appelé photon Compton. Ce dernier est alors émis dans une direction quelconque et possède une énergie inférieure à l'énergie initiale.
2. **L'effet photoélectrique** : Il consiste en l'arrachement d'un électron de la couche profonde d'un atome grâce à l'absorption totale de l'énergie incidente du photon. Une fois arraché à une certaine énergie cinétique, l'électron est absorbé par la matière environnante produisant ainsi un rayonnement de fluorescence dû à l'ionisation ou l'excitation d'un atome environnant. Néanmoins, ce genre de rayonnement possède une faible énergie et n'intervient donc pas autant que l'effet Compton dans l'augmentation de la dose provenant du rayonnement diffusé [15].

Ainsi, toutes ces interactions que le rayonnement incident subit dans l'organisme provoquent la formation de photons secondaires diffusés et émis dans toutes les directions de l'espace.

En ce qui concerne la dose administrée, la diffusion de ces photons secondaires implique une accumulation supplémentaire de dose sur la surface irradiée. Ainsi, la dose

réellement administrée est non seulement supérieure à la dose présente dans le faisceau incident pour la zone du corps directement en contact avec le faisceau, mais elle se dépose également autour de la zone irradiée, là où le faisceau n'est plus directement en contact avec la peau.

À titre d'illustration, la Figure 5.1 schématise grossièrement la production du rayonnement diffusé au sein du corps du patient avec une accumulation supplémentaire sur la surface touchée et ses alentours (zone rouge sur le dessin).

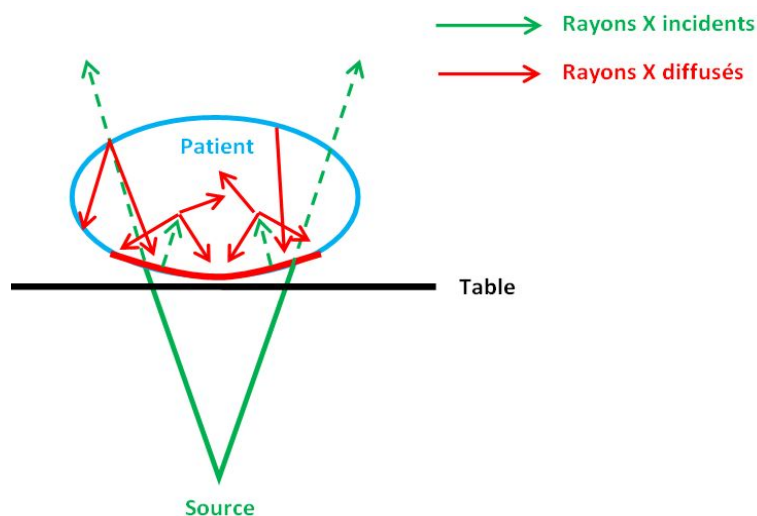


FIGURE 5.1: Schématisation du rayonnement diffusé au sein du corps d'un patient lors d'une exposition aux rayons X.

La modélisation quantitative du surplus de dose engendré par le rayonnement diffusé a déjà fait l'objet de nombreuses recherches, notamment par H. Benmakhlouf qui a élaboré à partir des simulations *Monte Carlo* des tableaux de facteurs de correction (supérieurs à 1) à multiplier à la dose calculée en chaque point de la région d'intérêt[9]. En raison des origines du rayonnement diffusé, le facteur variera selon la tension du tube, la taille du faisceau et l'épaisseur du filtre de cuivre.

Dans le cas du projet, cette modélisation quantitative est déjà incluse dans le programme SDMap, mais elle ne fait qu'augmenter la dose d'un certain facteur sur toute la zone irradiée et ce, à chaque acquisition. Cependant, étant donné que le rayonnement se diffuse dans toutes les directions, une certaine quantité de dose se dépose également sur les alentours de la zone touchée par le faisceau. La distribution de la dose sur la zone irradiée n'est donc pas constante comme le suppose le programme, mais peut varier à l'intérieur et autour de la zone touchée.

Cette problématique fera donc l'objet de la troisième phase du projet, à savoir l'amélioration de la modélisation du rayonnement diffusé.

5.1 Méthodologie

Pour améliorer la modélisation du rayonnement diffusé déjà incluse dans le programme SDMap, l'objectif consiste à analyser les profils de dose lus sur les films radiochromiques ayant été exposés, cette fois avec la présence d'un élément diffusant pour étudier l'effet du rayonnement diffusé. Tout comme pour l'effet d'atténuation de l'anode, le phénomène de diffusion sera analysé pour divers paramètres tels que l'énergie, la taille du faisceau et l'épaisseur du filtre de cuivre.

Étant donné que des facteurs de correction constants sont déjà inclus dans le programme, l'amélioration de la modélisation du phénomène se fera en améliorant le profil de répartition de dose sur la zone irradiée carrée qui se forme à chaque acquisition.

5.1.1 Exposition des échantillons

Contrairement au phénomène d'angulation de l'anode, le phénomène de diffusion se produit dans toutes les directions de l'espace. Néanmoins, afin de pouvoir isoler l'effet de diffusion du « Heel Effect », les échantillons seront exposés dans le sens perpendiculaire à l'axe du tube radiogène.

Pour préparer la procédure expérimentale, des bandelettes de 43 x 2.5 cm seront coupées à partir d'un film radiochromique appartenant au même lot que celui ayant été calibré dans la première phase. Étant donné que l'expansion de la dose diffusée sur le film n'est pas connue aux alentours de la zone irradiée, il est préférable d'avoir des bandelettes les plus longues possibles. Elles seront donc coupées dans le sens de la longueur des films radiochromiques.

Tout comme pour la calibration et la modélisation du « Heel Effect », le nombre de bandelettes exposées dépend du nombre de paramètres à analyser. Ainsi, comme il a été identifié dans l'article de Benmakhlouf [9], le rayonnement diffusé dépend de l'énergie du tube radiogène (60, 80, 100 et 120 kV), de la taille du faisceau incident (5 et 10 cm) et, pour finir, de l'épaisseur du filtre de cuivre (de 0, 0.3, 0.6 et 0.9 mm). Ces valeurs de paramètres ont été fixées dans un premier temps pour analyser l'allure des profils de dose afin de percevoir une éventuelle influence sur la répartition de la dose produite par les rayons diffusés. En effet, Benmakhlouf [9] identifie ces paramètres comme des paramètres influençant le surplus de dose accumulé sur toute la zone irradiée. Néanmoins, il n'est pas certain que ces mêmes paramètres influencent l'allure de la répartition de la dose au sein de la zone irradiée carrée obtenue à chaque acquisition.

Pour pouvoir analyser l'effet de l'énergie sur les profils de dose, l'ensemble des échantillons a été exposé durant trois minutes. Comme pour le « Heel Effect », le courant est baissé à chaque échelon d'énergie, à savoir respectivement 50, 35, 30 et 25 mA pour 60, 80, 100 et 120 kV.

Pour faire varier la taille de la zone d'irradiation carrée, les bandelettes sont exposées avec deux tailles de faisceau dont la diagonale au détecteur est imposée à 16 et 20 cm, avec une distance source-détecteur de 120 et 100 cm respectivement, et un

déplacement vertical de la table à 19 et 5 cm respectivement en dessous de l'isocentre. Cette configuration permet donc de générer des zones irradiées carrées de 5 et 10 cm de côté respectivement.

Pour finir, des mesures seront faites sur des bandelettes exposées pendant 3 minutes à 120 kV pour une région irradiée de 10 cm de côté afin d'éventuellement visualiser l'effet de l'épaisseur du filtre établi à 0, 0.3, 0.6 et 0.9 mm.

À titre d'illustration, la Figure 5.2 montre le montage utilisé pour la procédure expérimentale visant à modéliser le rayonnement diffusé. Afin de générer ces rayonnements, il est nécessaire de placer au-dessus des échantillons des blocs de plexiglass qui simulent la présence du patient sur le film. Pour cette expérience, 3 blocs de plexiglass avec une épaisseur de 5 cm chacun ont été superposés afin de garantir une situation semblable à celle d'une procédure réelle avec un patient. Toutes les mesures ont donc été faites avec, puis sans, plexiglass afin de permettre la comparaison entre le rayonnement diffusé et non-diffusé.

Comme pour la calibration et l'effet Heel, les bandelettes sont placées la face orange vers la source et seront annotées et identifiées par un chiffre pour limiter les fluctuations internes du film.

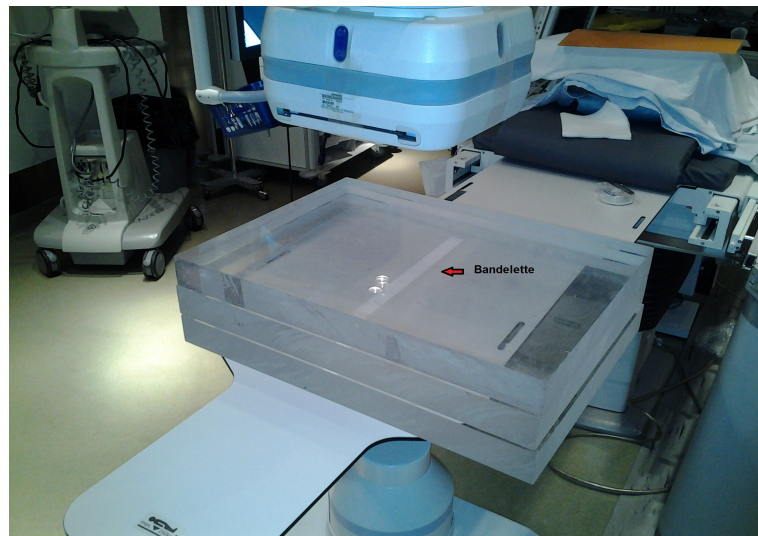


FIGURE 5.2: Montage d'exposition aux rayons X pour modéliser le facteur de diffusion.

5.1.2 Analyse des profils de dose diffusée

Après deux jours d'attente et une numérisation à 5 reprises pour chaque bandelette exposée (dont l'image est moyennée par la suite), un profil de dose est généré avec la même méthodologie que celle utilisée pour analyser les profils de dose pour l'effet d'atténuation de l'anode.

Avec l'ensemble des paramètres, 8 profils de dose sont générés pour 4 énergies et 2 tailles de régions irradiées (5 et 10 cm) ainsi que deux autres profils faisant intervenir l'épaisseur du filtre (0 ou 0.9 mm).

Une fois l'influence des paramètres observée, l'étape suivante consiste à analyser le profil de la fraction du rayonnement diffusé. Pour générer ces profils à partir des courbes de dose obtenues précédemment, la fraction du rayonnement diffusé est calculée par l'équation suivante :

$$Frac_{diff} = \frac{Dose_{avec\ diffusion} - Dose_{sans\ diffusion}}{Dose_{milieu\ avec\ diffusion} - Dose_{milieu\ sans\ diffusion}}. \quad (5.1)$$

La fraction du rayonnement diffusé est donc calculée par le rapport entre la différence du rayonnement diffusé et non-diffusé et la différence du rayonnement diffusé et non-diffusé au point central de la zone irradiée carrée.

Étant donné que l'objectif de cette phase consiste à modéliser la distribution non-uniforme de la dose sur la zone irradiée carrée, les profils de fraction de rayonnement diffusé seront étudiés selon les mêmes paramètres que ceux des profils de dose.

En effet, avec l'article de Benmakhlof [9], nous savons déjà que le surplus de dose dû à la diffusion dépend de l'énergie, du filtre et de la taille du faisceau. Néanmoins, comme il n'est pas certain que ces facteurs influencent la distribution de la dose diffusée, il est impératif d'analyser ces paramètres sur les profils de fraction de rayonnement diffusé obtenus.

Une fois que les paramètres influents sont identifiés, un modèle doit être exploré en fonction de l'allure obtenue des profils de fraction du rayonnement diffusé. Étant donné que le profil de facteur diffusé n'a pas été modélisé dans la littérature en ce qui concerne l'angiographie, il faudra trouver plusieurs modèles mathématiques à combiner qui pourraient ajuster les courbes modèles aux courbes expérimentales.

Ensuite, une fois le ou les modèle(s) fixé(s) et les paramètres calculés pour chaque énergie via l'outil *Curve Fitting Toolbox* de Matlab, des courbes de fraction de diffusé seront obtenues à partir des courbes modèles de dose et pourront servir de courbes de facteur correctif qui varie selon la position sur la zone irradiée supposée carrée. De manière semblable au « Heel Effect », ces courbes de facteur devront donc être appliquées sur l'ensemble des points de la zone irradiée selon l'axe perpendiculaire à celui du tube.

5.2 Résultats et discussions

À présent que la méthodologie utilisée pour étudier l'effet du rayonnement diffusé est claire, plusieurs résultats découlent de l'analyse des profils de dose, des profils de la fraction du diffusé et du modèle paramétrique exploré.

5.2.1 Profils de dose

La Figure 5.3 représente les profils de dose diffusée (avec plexiglass, en rouge) et non-diffusée (sans plexiglass, en bleu) pour une exposition faite à 60 kV avec une région irradiée (FOV) de 5 cm de côté (à gauche) et la même exposition avec une région irradiée de 10 cm de côté (à droite).

Sur les graphes, on observe le surplus évident de dose lorsque du rayonnement diffusé est produit au sein du plexiglass, ce surplus étant déjà pris en compte par le programme via les facteurs correctifs de Benmakhlouf [9].

Hormis le surplus de dose, un profil typique du rayonnement diffusé se dessine et est comparable à une gaussienne. En effet, le centre du profil de dose diffusée est plus arrondi et tiré vers le haut tandis que la chute de dose aux extrémités est moins abrupte comparée à celle du profil de dose non-diffusée.

En ce qui concerne l'influence de la région irradiée (FOV) sur l'allure des différents profils de dose diffusée, on observe que celle-ci est plus arrondie dans la zone centrale du profil pour une région irradiée plus grande.

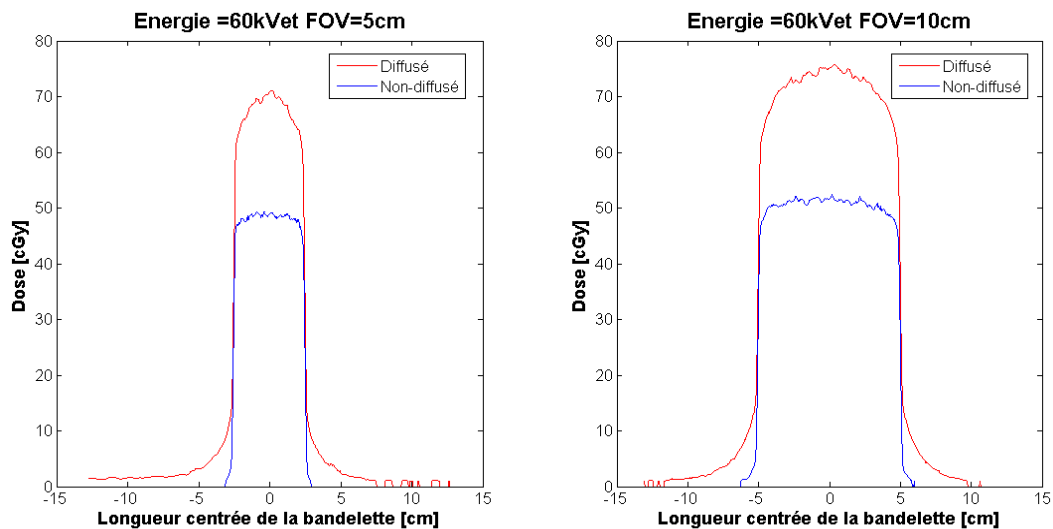


FIGURE 5.3: Profil de la dose diffusée et non diffusée (cGy) pour une énergie de 60 kV avec un FOV de 5 et 10 cm.

Les profils de dose diffusée obtenus dans les résultats sont semblables à ce que l'on peut trouver dans la littérature qui identifie des variations d'allures de courbes comparables à celles obtenues expérimentalement [17]. Il s'agira donc par la suite d'établir un modèle permettant d'ajuster la courbe de dose non-diffusée par un facteur correctif pour inclure ces allures de courbes produites par le rayonnement diffusé.

Pour ce qui de l'influence de la taille de la région irradiée, celle-ci influence fortement l'allure du profil de dose diffusé, particulièrement au centre de la courbe. Il s'agira donc de prendre en compte ce paramètre lors de la modélisation du phénomène.

La Figure 5.4 représente les profils de dose diffusée (avec plexiglass, en rouge) et non-diffusée (sans plexiglass, en bleu) pour une exposition faite à 60 kV avec une région irradiée (FOV) de 5 cm de côté (à gauche) et une exposition faite à 120 kV avec la même taille de région irradiée (à droite).

Sur les graphes, on peut constater qu'il n'y a pas de différences visibles entre les deux graphes d'un point de vue de l'allure des profils de dose diffusée. En effet, seule l'augmentation de l'écart de dose entre le profil diffusé et non diffusé est visible.

Cet écart est dû au rayonnement diffusé global et est déjà pris en compte dans le programme SDMap via les facteurs correctifs de Benmakhlouf [9]. De plus, une augmentation en dose pour les deux profils (diffusé et non-diffusé) est observée et est due à l'augmentation de l'énergie du tube radiogène.

En vertu des résultats obtenus sur les graphes, le paramètre d'énergie ne semble donc pas influencer l'allure des profils de dose diffusée.

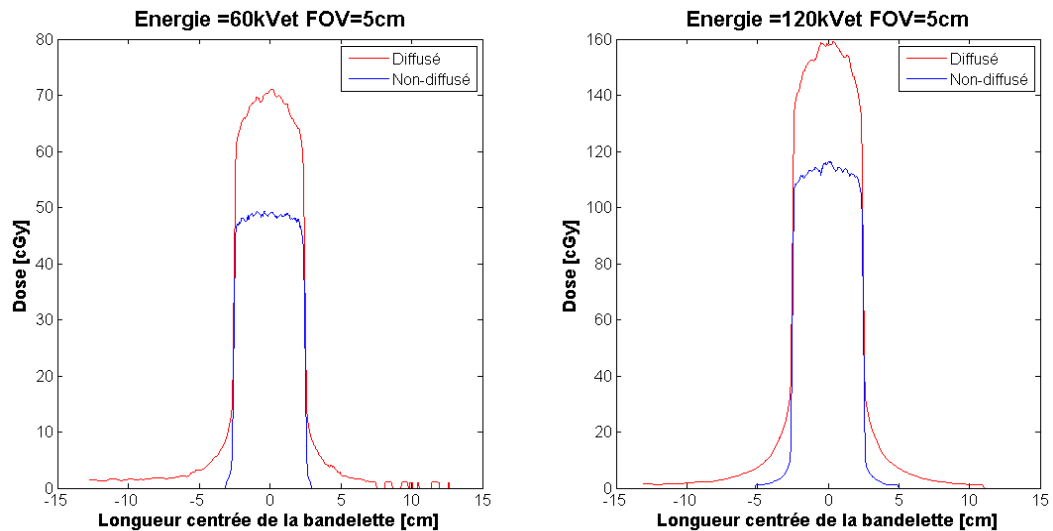


FIGURE 5.4: Profil de la dose diffusée et non diffusée (cGy) pour une énergie de 60 kV et 120 kV avec un FOV de 5 cm.

Pour finir, la Figure 5.5 représente les profils de dose diffusée et non-diffusée pour une exposition faite à 120 kV avec une région irradiée (FOV) de 10 cm de côté et une épaisseur de filtre de 0 mm (à gauche) et u 0.9 mm (à droite).

Sur la figure, aucune différence flagrante n'est visible entre l'allure des profils de rayonnement diffusé et non-diffusé. Tout comme pour l'énergie, seule la diminution de dose, lorsque le filtre est placé, est visible puisque ce filtre décale le spectre d'énergies vers les basses valeurs ce qui implique une dose transmise plus faible. Il s'agit d'ailleurs du principe de base de l'utilisation des filtres de cuivre qui servent à limiter l'exposition à des doses élevées.

Etant donné que l'allure des profils de dose diffusée ne varie pas avec ou sans filtre, ce paramètre ne sera donc pas inclus dans la modélisation de la fraction du rayonnement diffusé.

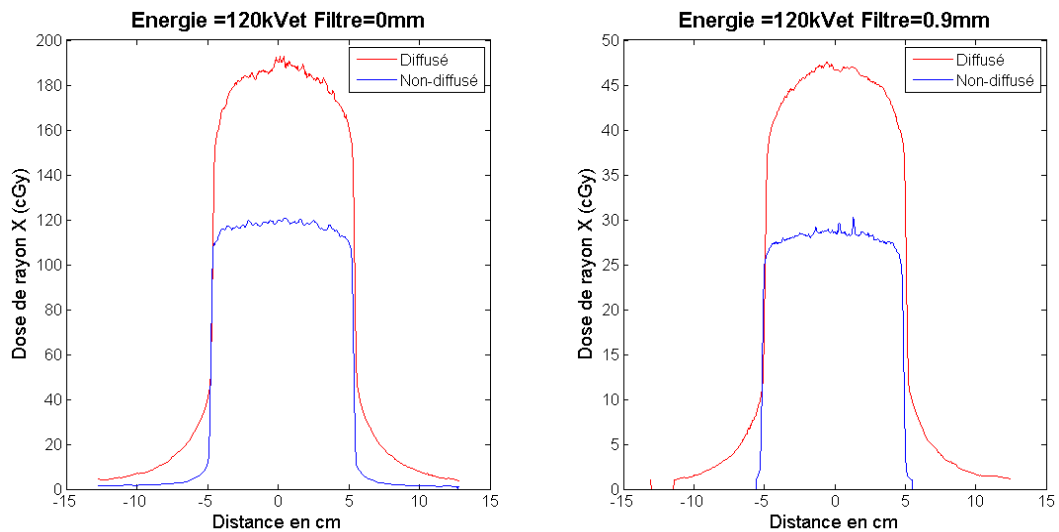


FIGURE 5.5: Profil de la dose diffusée et non diffusée (cGy) pour une énergie de 120 kV avec un FOV de 10 cm pour une épaisseur de filtre de 0 et 0.9 mm.

5.2.2 Profils de la fraction du rayonnement diffusé

Les résultats précédents ayant montré que seule la taille de la région irradiée influençait l'allure des profils de dose diffusée, il s'agit à présent de montrer les résultats du calcul de la fraction du rayonnement diffusé tel qu'expliqué dans la méthodologie.

La Figure 5.6 représente les profils de fraction de rayonnement diffusé pour les 4 énergies étudiées (60, 80, 100 et 120 kV) pour une taille de région irradiée de 5cm de côté.

Sur le graphe, on observe des courbes de profils de fraction de diffusé comparables à des gaussiennes. En effet, la partie en contact avec le faisceau a l'allure d'une gaussienne à petite déviation, tandis que les parties extrêmes ont une allure plus étendue.

Comme les résultats précédents l'ont montré, l'énergie n'influence pas la fraction du rayonnement diffusé puisque les 4 courbes paraissent semblables. Cela confirme donc que l'énergie n'est pas un paramètre à prendre en compte dans la correction de la fraction du diffusé.

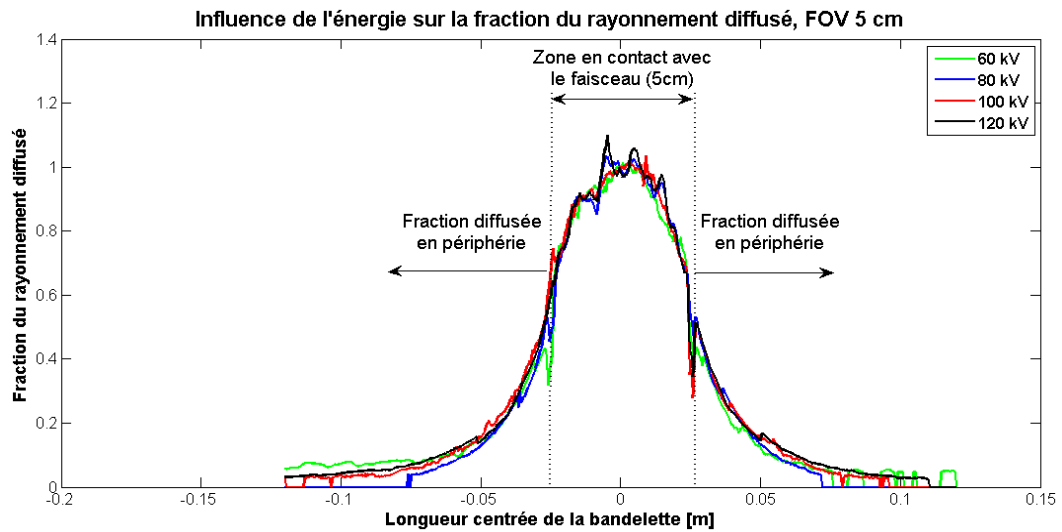


FIGURE 5.6: Profil de la fraction du rayonnement diffusé pour les 4 énergies étudiées.

De manière équivalente aux courbes de fractions du rayonnement diffusé pour différentes énergies, les courbes analysées avec ou sans la présence du filtre de cuivre ont abouti aux mêmes conclusions que pour le paramètre d'énergie. Ainsi, l'épaisseur du filtre ne sera pas tenue en compte dans la modélisation du facteur de rayonnement diffusé. Seule la taille de la région irradiée aura un impact sur l'allure des profils.

5.2.3 Modélisation de la fraction du rayonnement diffusé

À présent que des allures de courbes ont été identifiées pour la fraction du rayonnement diffusé, des modèles doivent être explorés pour la modélisation des profils.

Étant donné que les allures de courbes de la fraction de diffusé ressemblaient à une gaussienne, une équation impliquant la somme de plusieurs gaussiennes de moyennes et d'écart-type différents a été tentée avec l'outil Matlab *Curve Fitting Toolbox*. Cependant, l'outil n'a pas pu trouver de paramètres adéquats permettant d'ajuster le modèle aux données expérimentales.

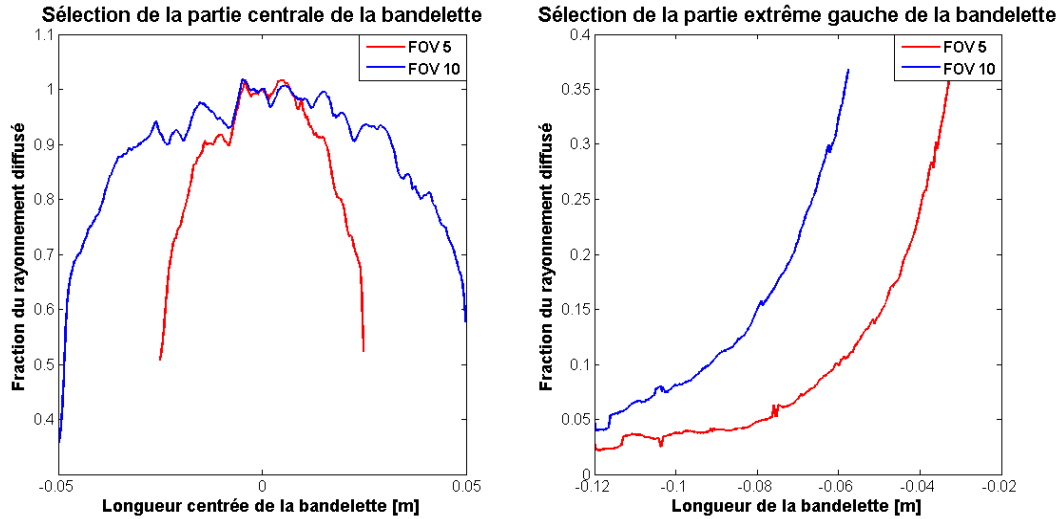


FIGURE 5.7: Profil de la fraction du rayonnement diffusé divisé en 2 parties pour une région irradiée de 5 et 10 cm.

Une autre alternative a donc été envisagée et consiste à séparer la courbe de profil en trois parties : la partie centrale, la partie extrême droite et la partie extrême gauche. La Figure 5.7 montre la séparation des courbes expérimentales en 3 parties, et ce pour une région irradiée de 5 et 10 cm puisqu'il s'agit du seul paramètre influençant la fraction du rayonnement diffusé. Sur le graphe, seules deux parties ont été illustrées étant donné que la partie de droite est en miroir à la partie de gauche.

En observant l'allure des parties sélectionnées, la partie centrale possède l'allure d'une demi-ellipse. La largeur de cette demi-ellipse est d'ailleurs plus courte pour la région à 5cm que celle à 10 cm.

Pour ce qui est de la partie extrême, l'allure des courbes sont profilées comme une exponentielle avec une différence claire entre les deux tailles de régions irradiées.

Pour modéliser la fraction du diffusé, les différentes parties des profils seront considérées séparément. Pour la partie centrale, l'équation paramétrique qui s'est avérée optimale pour s'ajuster aux données, correspond à l'équation d'une demi-ellipse à savoir $a.e^{b.x} + c.e^{d.x}$.

Pour les deux parties extrêmes, une somme de deux exponentielles a été utilisée pour modéliser la courbe de fraction du diffusé en dehors de la zone directement irradiée.

La Figure 5.8 représente le résultat des deux modèles paramétriques concaténés ensembles par interpolation linéaire, et ce pour les deux tailles de région irradiées. Les courbes bleue et rouge correspondent donc aux modèles complets de fraction de rayonnement diffusé pour les deux tailles.

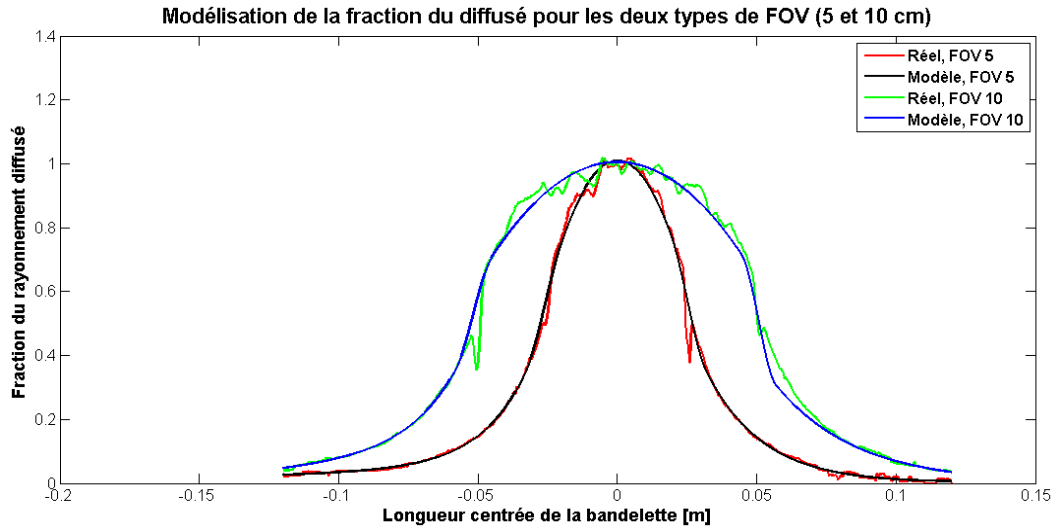


FIGURE 5.8: Modélisation de la fraction du rayonnement diffusé.

Les résultats montrent que l'écart entre le modèle et les courbes expérimentales est assez faible pour les deux profils, ce qui valide l'utilisation de ce modèle pour incorporer le phénomène de diffusion dans le programme SDMap. Le principe consistera donc à calculer d'abord l'écart de dose entre le rayonnement diffusé et non-diffusé en utilisant les facteurs de Benmakhlouf [9] puis de le multiplier au modèle de courbe de fraction de dose diffusée. Le résultat sera ensuite additionné à la dose de départ qui ne tient pas encore compte du rayonnement diffusé. L'équation suivante illustre le raisonnement pour intégrer la fraction du diffusé dans le calcul de dose du programme SDMap :

$$Dose_{diffusee} = (Frac_{modele} \cdot Ecart_{dose}) + Dose_{non\ diffusee}. \quad (5.2)$$

5.3 Conclusions et limitations

Grâce à la mesure des profils de dose sur les films radiochromiques, des profils de dose de rayons X diffusés ont pu être observés. Sans tenir compte des paramètres, l'ensemble des profils observés possédait l'allure d'une gaussienne étirée vers le haut au centre et étendue sur les alentours de la zone irradiée.

Lors de l'analyse de l'influence des paramètres sur les courbes de fraction de rayonnement diffusé, seule la taille de la région irradiée avait un impact sur l'allure des profils, contrairement aux paramètres d'énergie et d'épaisseur du filtre de cuivre.

En ce qui concerne la modélisation des courbes de fraction du rayonnement diffusé, celles-ci n'ont pas pu être modélisées par une seule équation paramétrique. Elles ont

donc été séparées et modélisées en trois parties, impliquant alors l'équation d'une demi-ellipse et celle d'une composition d'exponentielle. Les résultats obtenus après fusion des trois modèles montrent une ressemblance visible entre le modèle et les courbes expérimentales, ce qui a permis de valider le modèle composé pour incorporer le phénomène de diffusion dans le programme SDMap.

Néanmoins, pour pouvoir incorporer ce modèle dans le programme, plusieurs difficultés seront rencontrées. Premièrement, il faudra, au préalable, ajuster la taille d'échantillonnage des courbes modèles de la fraction du rayonnement diffusé car celles-ci sont basées sur une résolution de 72 dpi (0.035 cm par pixel), alors que la résolution des pixels du fantôme utilisé dans SDMap est de 0.625 cm. Pour pallier à cela, une interpolation entre le modèle et le fantôme sera nécessaire avant d'appliquer la correction.

Deuxièmement, il faudra également calculer les coordonnées des points situés aux alentours de la zone irradiée carrée pour chaque acquisition étant donné que du rayonnement diffusé se dépose aussi autour du faisceau en contact avec la peau.

En ce qui concerne les limitations de cette modélisation, plusieurs ajustements doivent encore être complétés dans le futur afin d'améliorer la précision du modèle. Jusqu'à présent, seules des tailles de 5 et 10 cm ont été considérées pour modéliser le rayonnement diffusé. Pour obtenir la correction pour des valeurs intermédiaires, une interpolation linéaire tridimensionnelle a été effectuée afin de générer des courbes de fraction de diffusé pour d'autres tailles de régions irradiées. Cette solution étant assez limitée, il est préférable de réaliser plus de mesures en faisant varier plusieurs fois le paramètre en prenant par exemple des tailles de 5, 6, 7, 8, 9, et 10 cm ainsi que des tailles supérieures. Ces mesures permettront d'affiner la modélisation du rayonnement diffusé pour des tailles de région intermédiaires souvent rencontrées lors d'une procédure d'angiographie.

Un autre ajustement non-négligeable est l'analyse du rayonnement diffusé en deux dimensions. Dans le cas de ce projet, étant donné que le « Heel Effect » et le phénomène de diffusion ont été étudiés simultanément, il était préférable d'isoler les deux phénomènes.

Hors, à présent que le facteur de correction a été modélisé pour le « Heel Effect », la solution consiste à prendre les mêmes mesures réalisées à la phase 3, mais dans le sens parallèle à l'axe du tube radiogène. L'effet d'atténuation de l'anode serait alors corrigé sur les profils de dose générés, ce qui permettrait d'étudier également le phénomène de diffusion dans la direction de l'axe Y (voir Figure 2.2).

Pour finir, un dernier élément qui n'a pas été pris en compte est l'influence de l'épaisseur du plexiglass. Dans cette phase, nous avons considéré une épaisseur de 15 cm pour simuler le patient. Hors, à cause de l'augmentation des interactions dans la matière, il devrait y avoir plus de rayonnement diffusé lorsque l'épaisseur est augmentée. Il est donc préférable d'envisager et d'étudier l'influence de ce 4ème paramètre et de voir si celui-ci intervient dans l'allure des profils de fraction de rayonnement diffusé.

6 | Phase 4 : Insertion d'un modèle anthropomorphique 3D

À présent que le programme SDMap a été validé avec la comparaison des films radiochromiques et que les phénomènes importants tels que le phénomène d'atténuation de l'anode ainsi que celui du rayonnement diffusé ont été modélisés et pris en compte, la dernière phase du mandat du projet consiste à inclure un modèle anthropomorphique 3D plus réaliste qu'un cylindre tridimensionnel pour représenter le patient.

Pour modéliser le corps du patient de façon plus réaliste, plusieurs méthodes existent déjà dans la littérature. Il existe même des logiciels capables de générer des fantômes anthropomorphiques à partir de certaines données telles que la taille du patient, son poids, son âge, etc. . . [18].

En 2010 [14], des chercheurs ont développé des simulations de CT scans de corps humains basées sur une anatomie proche de la réalité. Grâce à ces sections de CT scans modélisées, différents modèles anthropomorphiques ont pu être générés en fonction de l'objectif d'utilisation du fantôme.

En effet, les fantômes XCAT sont capables de fournir une représentation visuelle précise de l'anatomie humaine pouvant aller jusqu'à la modélisation du système nerveux. De plus, certaines versions de génération de fantôme ont permis de tenir compte de plusieurs paramètres physiologiques avec possibilité de mettre en évidence certaines activités au sein du corps modélisé. La Figure 6.1 illustre le genre de fantôme pouvant être généré à partir des tranches de CT scan modélisées.

En plus de fournir des détails précis sur l'anatomie et l'activité du corps humain, l'avantage principal de ces modèles est qu'il est possible de modifier les paramètres à sa guise afin d'adapter le fantôme au corps du patient lors d'une éventuelle procédure d'angiographie. Ainsi, grâce à leur modèles, plusieurs populations et plusieurs situations médicales peuvent être créées.

Cet avantage est d'ailleurs souvent utilisé pour des projets de recherches impliquant un large éventail de populations de patients à étudier. Comme il est possible de simuler plusieurs populations et plusieurs situations physiologiques avec le fantôme, le problème éthique et pratique ne se pose plus si les projets de recherches sont ouverts à l'utilisation des fantômes XCAT pour analyser une problématique.

Dans le cadre de ce projet, l'objectif est de fournir un modèle anthropomorphique de surface semblable au corps des patients et capable de s'adapter en fonction de plusieurs paramètres basiques. Ces paramètres font référence aux informations obtenues sur le patient avant l'examen à savoir son poids, son genre et sa taille. Ainsi, à partir de ces

données-là, l'objectif de cette dernière phase sera de trouver une version de fantôme capable de s'adapter et de fournir un modèle de surface de corps plus réaliste qu'un simple cylindre tridimensionnel.

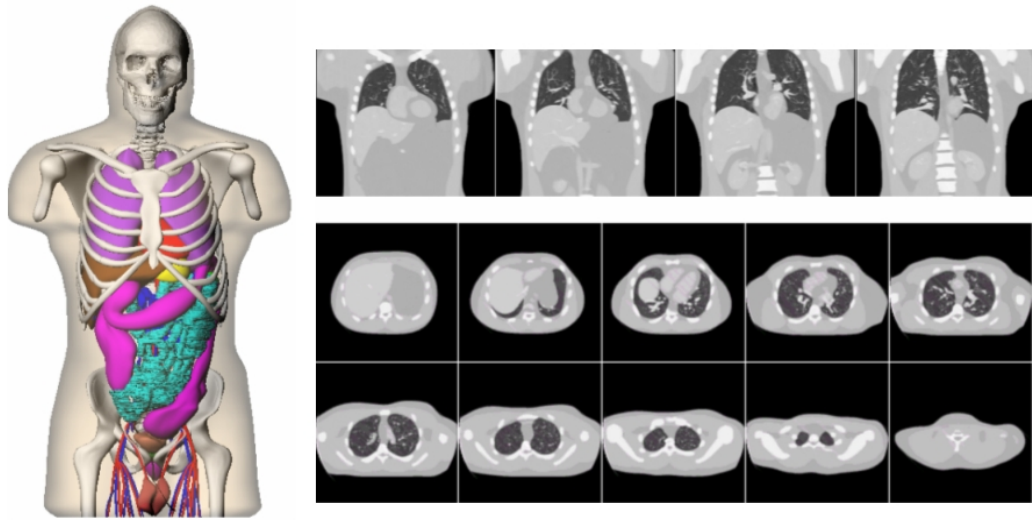


FIGURE 6.1: Fantôme XCAT version avancée générée à partir de simulations de scanners CT.

6.1 Méthodologie

Afin d'intégrer un modèle anthropomorphe réaliste, trois étapes essentielles ont permis d'accomplir le dernier mandat du projet, à savoir le choix de la version XCAT appropriée au projet, la génération d'un fantôme type et l'intégration du nouveau fantôme dans le programme SDMap.

6.1.1 Choix du modèle XCAT

En contactant les auteurs de la simulation des fantômes XCAT, ceux-ci proposaient deux versions de simulation de CT scans qui différaient selon la précision des détails et des paramètres modifiables dans le modèle (voir Figure 6.2).

Dans la première version de fantôme XCAT (à gauche sur la Figure 6.2), beaucoup de paramètres anatomiques sont déjà mis à disposition. En particulier, il est possible de générer plusieurs types de populations de patients à partir du poids, de la taille et du genre.

Cette version permet également d'imposer des seuils d'activités pour les organes et l'ensemble du corps. Ceci sert à choisir quels éléments anatomiques le modèle doit

mettre en évidence. Dans le cas du projet, il s'agira du corps tout entier puisque seul le contour du corps nous intéresse.

Dans la deuxième version (à droite sur la Figure 6.2), les détails sont encore plus flagrants et précis. Alors que l'autre version modélisait grossièrement les organes du corps humain, cette version propose une simulation beaucoup plus détaillée avec plus de paramètres anatomiques et physiologiques.

Néanmoins, un inconvénient majeur de cette version est qu'il n'est pas possible d'ajuster le poids. Les paramètres proposés sont tellement précis et se basent sur des mesures détaillées faites sur le corps du patient pour générer le fantôme correspondant. Dans le cadre de ce projet, l'objectif est de générer une population de fantômes à partir de différentes valeurs de poids et de taille pour les deux genres.

En effet, il s'agit de données inscrites par défaut dans le dossier du patient et il n'est pas possible d'imposer aux utilisateurs d'effectuer des mesures supplémentaires sur le patient lors d'un examen d'angiographie.

En plus de cela, il n'est pas utile pour le programme SDMap de modéliser l'anatomie interne du corps humain puisqu'il s'agit d'un calcul de dose à la peau. Seule la surface tridimensionnelle du fantôme nous intéresse.

Pour cette raison et pour la présence du paramètre de poids dans la première version XCAT, cette dernière sera choisie pour être introduite dans le programme SDMap en tant que nouveau fantôme anthropomorphique.

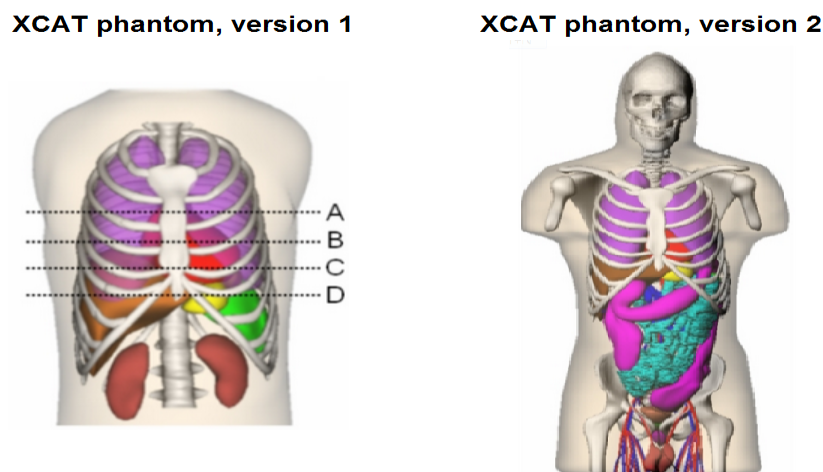


FIGURE 6.2: Fantôme XCAT - version 1 à gauche et version 2 à droite.

6.1.2 Génération du fantôme anthropomorphique

À partir d'un fichier texte contenant l'ensemble des paramètres, des simulations de tranches de CT scan sont générées via quelques exécutables programmés en C et fournis par les auteurs. Ces séries de tranches CT peuvent être configurées à la guise de l'utilisateur qui choisit la largeur des tranches de CT scan, la largeur des pixels des images de scans, la taille de la fenêtre contenant chaque image CT 2D, ainsi que les tranches de départ et de fin.

Tandis que les trois premiers paramètres consistent à définir la résolution globale du fantôme, les deux derniers permettent de sélectionner la partie du corps que l'utilisateur souhaite modéliser. Dans le cas de ce projet, l'ensemble du corps sera modélisé sur la table d'angiographie afin de rendre le modèle encore plus réaliste et selon la spécificité du patient (en fonction de sa taille, son poids, etc...).

Une fois que les séries de tranches de CT scan sont générées, celles-ci sont incorporées dans un outil Matlab permettant de développer une iso-surface dont le principe consiste à construire un analogue 3D de courbes de niveau, celles-ci étant définies par le seuil d'activité fixé.

Pour pouvoir générer la surface du fantôme anthropomorphique, les seuils d'activité ont été mis à 100 tandis que les seuils d'activité temporelle ont été mis à zéro puisque les paramètres physiologiques ne sont pas étudiés dans ce projet. En imposant un seuil égal partout dans le corps, l'outil Matlab d'iso-surface ne va tenir compte que des zones où l'image (CT scans) présente un seuil supérieur à 50, tout le reste (arrière-plan du CT scan) ayant un seuil largement négatif.

Le fantôme anthropomorphique généré est alors constitué d'un ensemble de sommets tridimensionnels (vertex) et de faces triangulaires formées chacune par 3 sommets.

6.1.3 Intégration au programme SDMap

À présent qu'un fantôme modèle est généré à partir des simulations XCAT, l'étape ultime consiste à intégrer ce modèle dans le programme SDMap.

Dans un premier temps, le modèle anthropomorphique est initialisé graphiquement et placé sur sa position de départ, c'est-à-dire couché sur le dos sur la table. Pour positionner le fantôme, des outils Matlab permettent de récupérer les coordonnées des sommets afin de les ajuster dans le système référentiel du projet et de positionner le modèle en imposant une distance de 5 cm entre le bout de la tête et le bord de la table.

Une fois le fantôme positionné dans ses coordonnées initiales, la sélection des régions irradiées, le calcul de dose et la mise à jour des positions du fantôme se font exactement comme le modèle cylindrique puisque le nouveau fantôme est aussi caractérisé par une série de coordonnées de sommets.

La seule adaptation à modifier dans le programme intervient dans le calcul du facteur du rayonnement diffusé. En effet, dans le programme d'origine, le facteur de diffusion

dépend de l'énergie, de l'épaisseur de filtre mais surtout de la surface de la région irradiée supposée carrée dans le programme.

Alors que le modèle cylindrique est constitué d'un grillage tridimensionnel où les faces sont carrées et formées par 4 sommets espacés par un intervalle constant, les faces du modèle anthropomorphique sont triangulaires et formées par 3 sommets équitablement espacés.

Pour calculer la surface de la région irradiée, la première étape consiste à identifier les sommets qui sont inclus dans la région ainsi que l'ensemble de faces correspondantes, sachant que chaque sommet peut être relié à plusieurs faces triangulaires.

Pour calculer la surface d'intérêt, le raisonnement consiste à calculer l'aire des facettes triangulaires (les triangles sont équilatéraux) et de prendre l'aire entière pour les faces dont les 3 sommets sont inclus dans la zone, $2/3$ de l'aire pour les faces dont seulement 2 sommets sont inclus et, pour finir, $1/3$ de l'aire du triangle pour les faces ayant un seul sommet présent dans la région d'intérêt. L'ensemble des aires est alors sommé pour constituer la surface globale de la région irradiée.

La Figure 6.3 illustre le raisonnement du calcul de l'aire de la région d'intérêt irradiée par le faisceau de rayons X à chaque acquisition.

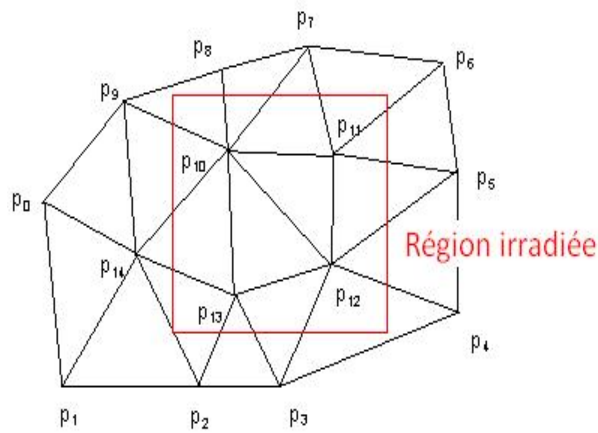


FIGURE 6.3: Calcul de la surface irradiée sur le grillage de sommets du modèle anthropomorphique.

6.2 Résultats

Le modèle anthropomorphique réaliste étant maintenant intégré dans la nouvelle version du programme SDMap, il est possible de visualiser en 3D la distribution de la dose sur un patient. La Figure 6.4 illustre le résultat de la distribution tridimensionnelle sur un patient.

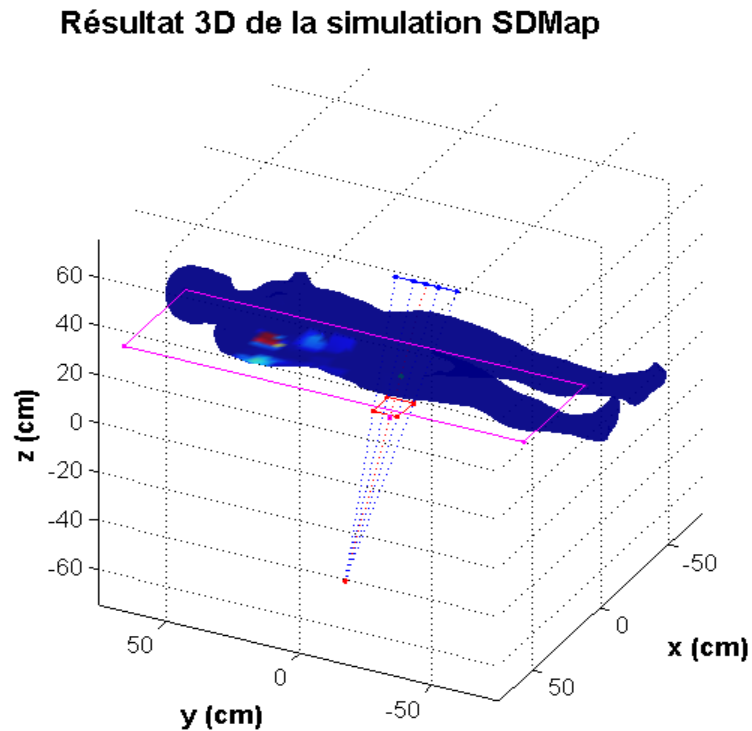


FIGURE 6.4: Répartition de la dose à la peau sur un fantôme anthropomorphique réaliste.

À présent que le patient est modélisé de façon plus réaliste, les utilisateurs pourront avoir une idée plus précise sur les zones du corps ayant été irradiées à des doses dépassant le seuil autorisé (2Gy – zones rouges).

Dans le cas de l'exemple illustré à la Figure 6.4, on peut clairement observer les zones où le faisceau a atteint la peau avec des zones plus fortement exposées que d'autres.

Afin d'identifier plus facilement la position des zones à risque, des vues bidimensionnelles sont également générées. La figure 6.5 est un exemple de la vue de dos du même patient représenté dans la vision 3D.

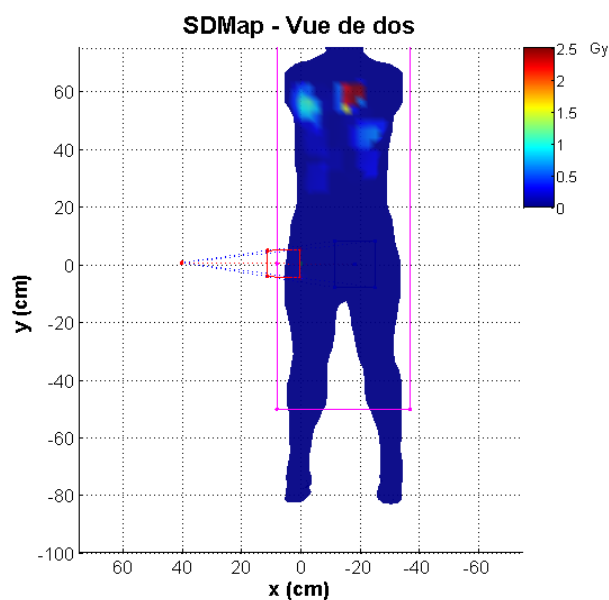


FIGURE 6.5: Répartition de la dose à la peau sur un fantôme anthropomorphique réaliste – Vue de dos

6.3 Conclusions et limitations

Grâce à l'intégration du modèle anthropomorphique XCAT ainsi qu'à l'amélioration de la quantification de la dose via l'intégration du «Heel Effect» dans le programme, les utilisateurs peuvent maintenant avoir accès à une représentation tridimensionnelle précise et réaliste de la répartition de la dose à la peau d'un patient ayant subi un examen d'angiographie.

Étant donné qu'un seul type de fantôme est utilisé pour l'instant dans le programme SDMap mis à jour, l'étape finale consistera à générer une banque de fantômes anthropomorphiques qui varient en fonction de leur taille, leur poids et le genre. Ainsi, lorsqu'un fichier DICOM aura été généré à la suite d'un examen d'angiographie, un fantôme spécifique sera généré pour chaque patient en fonction de ses caractéristiques. Ceci permettra d'améliorer le positionnement des zones irradiées sur le patient ciblé ayant présenté des zones à risque.

7 | Conclusion

Depuis les années 90, la littérature a publié plusieurs cas de patients ayant subi des effets néfastes à la peau à la suite d'un examen d'angiographie classique.

En effet, alors que les scientifiques croyaient contrôler la situation, certaines procédures d'imagerie exposent encore trop de rayons X aux patients malgré les solutions déjà mise en place pour optimiser au maximum la dose administrée.

En raison de cela, le service de génie biomédical a décidé de développer un programme de cartographie de la dose à la peau permettant de quantifier et de positionner les zones irradiées sur le corps des patients ayant subis des procédures d'angiographie cardiaques. Cependant, ce programme de modélisation présentait plusieurs limitations dont la non-considération de l'effet d'atténuation de l'anode, de la distribution variable de la fraction rayonnement rétro-diffusé et l'utilisation d'un modèle tridimensionnel non réaliste (cylindre). Ayant fait l'objet de ce projet, ces trois limitations ont donc été étudiées à l'aide de films radiochromiques et de modèles anthropomorphiques développés par des chercheurs afin d'aboutir à des résultats concluants et utiles pour mettre à jour le programme.

La phase 1 du projet consistait dans un premier temps à étudier les réponses des films radiochromiques et à valider les résultats du programme SDMap dans sa première version. Dans cette analyse, plusieurs faits saillants en découlent. Premièrement, les courbes expérimentales reliant la densité optique des films exposés à la dose de rayons X ont permis de développer un modèle de calibration à partir d'une équation paramétrique générique permettant ainsi de faire correspondre une densité optique des films à une certaine dose.

En ce qui concerne les facteurs étudiés sur la réponse des films tels que l'énergie et l'épaisseur du filtre, il s'avère que l'énergie présente une certaine influence sur la réponse du film tandis que le filtre ne montrait aucune influence sur la densité optique pour une même dose.

Pour finir, lors de la validation du programme avec la réponse d'un film entier lors d'une procédure test, les résultats du programme se sont avérés très satisfaisants confirmant ainsi la qualité de précision du programme SDMap dans la localisation et la quantification des zones irradiées.

Cependant, quelques limitations ont été identifiées telles que la présence d'un biais entre les deux réponses dû probablement au biais de mesure des deux chambres (celle du système et la chambre externe) ainsi qu'à l'éventuelle présence d'un filtre d'aluminium après la chambre interne faussant ainsi les mesures de calibration.

Dans la phase 2 du projet, l'effet d'atténuation de l'anode a été étudié à partir de profils de dose générés grâce aux films radiochromiques. L'analyse de ces profils a montré une différence d'environ 40% entre la dose administrée du côté de la cathode et celle du côté de l'anode. De plus, le paramètre d'énergie s'est avéré peu influençable sur le phénomène.

Ainsi, grâce à la modélisation des profils de dose, des courbes de facteur de correction normalisé ont été calculées permettant de construire des facteurs de correction à appliquer à chaque zone irradiée lors d'une acquisition. Après intégration des facteurs au sein du programme SDMap, les résultats de comparaison avec le film test ont été encore plus concluants, ce qui a permis de valider l'algorithme général du programme de cartographie.

Durant la phase 3 du projet, le phénomène de rayonnement rétro-diffusé a été exploré. Grâce à la mesure des profils de dose sur les films radiochromiques, des profils de dose de rayons X diffusés ont pu être observés.

Lors de l'analyse de l'influence des paramètres sur les courbes de fraction de rayonnement diffusé, seule la taille de la région irradiée avait un impact sur l'allure des profils contrairement au paramètre d'énergie et d'épaisseur du filtre de cuivre. Ainsi, des courbes de fraction de rayonnement diffusé ont pu être modélisées pour différentes tailles de région irradiée produisant des résultats semblables aux courbes expérimentales.

Néanmoins, pour pouvoir incorporer ce modèle dans le programme SDMap, plusieurs difficultés ont été identifiées à savoir l'ajustement de la résolution des courbes, le calcul des coordonnées des points environnants, l'influence de l'épaisseur de la matière diffusante et la modélisation bidimensionnelle du rayonnement rétro-diffusé.

Pour finir, la dernière phase du projet a permis d'aboutir à la réalisation d'un fantôme anthropomorphe tridimensionnel beaucoup plus réaliste avec la possibilité de générer une grande population de fantôme en faisant varier la taille, le poids et le genre.

Les résultats finaux du programme SDMap se sont avérés convaincants avec une visualisation d'un patient modélisé sur la table d'examen permettant ainsi aux utilisateurs d'identifier plus facilement les zones touchées.

En conclusion, une grande partie des limitations du programme SDMap ont été analysées et incorporées dans la nouvelle version du programme. Néanmoins, plusieurs tâches expérimentales restent encore à faire pour peaufiner les résultats.

De plus, d'autres limitations qui ne peuvent être corrigées par le programme sont la cause d'un manque de données fournies dans le rapport de dosimétrie généré par le système. Pour cela, il faudrait idéalement approfondir les recherches auprès des compagnies de conception des appareils d'imagerie afin que celles-ci puissent fournir les données nécessaires permettant de finaliser l'objectif global du projet.

Bibliographie

- [1] *Artis zee, Floor-mounted system for cardiology VC 14 Datasheet Siemens.*
- [2] *Calibration Method for GAFCHROMIC XR-R (ISP - International Speciality Products).*
- [3] Digital imaging and communications in medicine (dicom), part 3 : Information object definitions.
- [4] Guide sur les rayons x et la radioprotection.
- [5] Supplement 94 : Diagnostic x-ray radiation dose reporting (dose sr).
- [6] Tina L. Pike Michael S. Van Lysel Bradley P. McCabe, Michael A. Speidel. Calibration of gafchromic xr-rv3 radiochromic film for skin dose measurement using standardized x-ray spectra and a commercial flatbed scanner. *Medical Physics*, 38 n°4 :1919–1930, 2011.
- [7] P. J. Munson De Lean, A. and D. Rodbard. Simultaneous analysis of families of sigmoidal curves : application to bioassay, radioligand assay, and physiological dose-response curves. *American Journal of Physiology*, 235(2) :E97–E102, 1978.
- [8] D. Vandermeulen G. Behiels, F. Maes and P. Suetens. Retrospective correction of the heel effect in hand radiographs. Technical report, Université Catholique de Louvain, 2001.
- [9] Annette Fransson Hamza Benmakhlouf and Pedro Andreo. Backscatter factors and mass energy-absorption coefficient ratios for surface dose determination in diagnostic radiology. Technical report, Karolinska University Hospital, Department of Hospital Physics, Section of Diagnostic Radiology Physics, 2012.
- [10] Edwin M. Leidholdt Jr . John M. Boone Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott williams & Wilkins, 2012.
- [11] W De Neve L Paelinck and C DeWagter. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*, 52 :231–242, 2007.
- [12] National Council on Radiation Protection and Measurements. Radiation dose management for fluoroscopically guided interventional medical procedures :. In *NCRP Report n°168*, 2010.
- [13] Stephen Balter Kevin Johnson Daniel Siragusa Wesley E. Bolch Perry B. Johnson, David Borrego. Skin dose mapping for fluoroscopically guided interventions. *Medical Physics*, 38, n°10 :5490–5499, 2011.

-
- [14] Mendonca S Grimes J Tsui BM. Segars WP, Sturgeon G. 4d xcat phantom for multimodality imaging research. *Medical Physics*, 37(9) :4902–4915., 2010.
- [15] Le Marec Schouman Claeys Solacroup, Boyer. Faisceau de rayons x et image. *Bases physiques des rayons X - CERF*, 2001.
- [16] John W. Hopewell DSc Donald L. Miller MD Louis K. Wagner PhD Michael J. Zelefsky MD Stephen Balter, PhD. Fluoroscopically guided interventional procedures : A review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology RSNA*, 254 :326–341, 2010 numéro 2.
- [17] Stephen Rudin Vijay Rana, * Kamaljit Gill and Daniel R. Bednarek. Significance of including field non-uniformities such as the heel effect and beam scatter in the determination of the skin dose distribution during interventional fluoroscopic procedures. *Proceedings of SPIE*, 8313 83131N :1–9, 2012.
- [18] William Pavlicek Robert G. Paden Brian Chong Beth A. Schueler Kenneth A. Fetterly Steve G. Langer Yasaman Khodadadegan, Muhong Zhang and Teresa Wu. Automatic monitoring of localized skin dose with fluoroscopic and interventional procedures. *Journal of Digital Imaging*, 24, n°4 :626–639, 2011.

A | Tableau des effets indésirables de l'irradiation

Tissue Reactions from Single-Delivery Radiation Dose to Skin of the Neck, Torso, Pelvis, Buttocks, or Arms						
Band	Single-Site Acute Skin-Dose Range (Gy)*	NCI Skin Reaction Grade [†]	Approximate Time of Onset of Effects			
			Prompt	Early	Midterm	Long Term
A1	0–2	NA	No observable effects expected	No observable effects expected	No observable effects expected	No observable effects expected
A2	2–5	1	Transient erythema	Epilation	Recovery from hair loss	No observable results expected
B	5–10	1–2	Transient erythema	Erythema, epilation	Recovery; at higher doses, prolonged erythema, permanent partial epilation	Recovery; at higher doses, dermal atrophy or induration
C	10–15	2–3	Transient erythema	Erythema, epilation; possible dry or moist desquamation; recovery from desquamation	Prolonged erythema; permanent epilation	Telangiectasia [‡] ; dermal atrophy or induration; skin likely to be weak
D	>15	3–4	Transient erythema; after very high doses, edema and acute ulceration; long-term surgical intervention likely to be required	Erythema, epilation; moist desquamation	Dermal atrophy; secondary ulceration due to failure of moist desquamation to heal; surgical intervention likely to be required; at higher doses, dermal necrosis, surgical intervention likely to be required	Telangiectasia [‡] ; dermal atrophy or induration; possible late skin breakdown; wound might be persistent and progress into a deeper lesion; surgical intervention likely to be required

Note.— Applicable to normal range of patient radiosensitivities in absence of mitigating or aggravating physical or clinical factors. Data do not apply to the skin of the scalp. Dose and time bands are not rigid boundaries. Signs and symptoms are expected to appear earlier as skin dose increases. Prompt is <2 weeks; early, 2–8 weeks; midterm, 6–52 weeks; long term, >40 weeks.

* Skin dose refers to actual skin dose (including backscatter). This quantity is not the reference point air kerma described by Food and Drug Administration (21 CFR § 1020.32 [2008]) or International Electrotechnical Commission (57). Skin dosimetry is unlikely to be more accurate than $\pm 50\%$. NA = not applicable.

[†] NCI = National Cancer Institute

[‡] Refers to radiation-induced telangiectasia. Telangiectasia associated with area of initial moist desquamation or healing of ulceration may be present earlier.

FIGURE A.1: [16] Tableau résumant les effets sur la peau et sur les poils en fonction de la dose administrées et du temps suivant l'intervention.

B | Exemples d'échantillons scannés

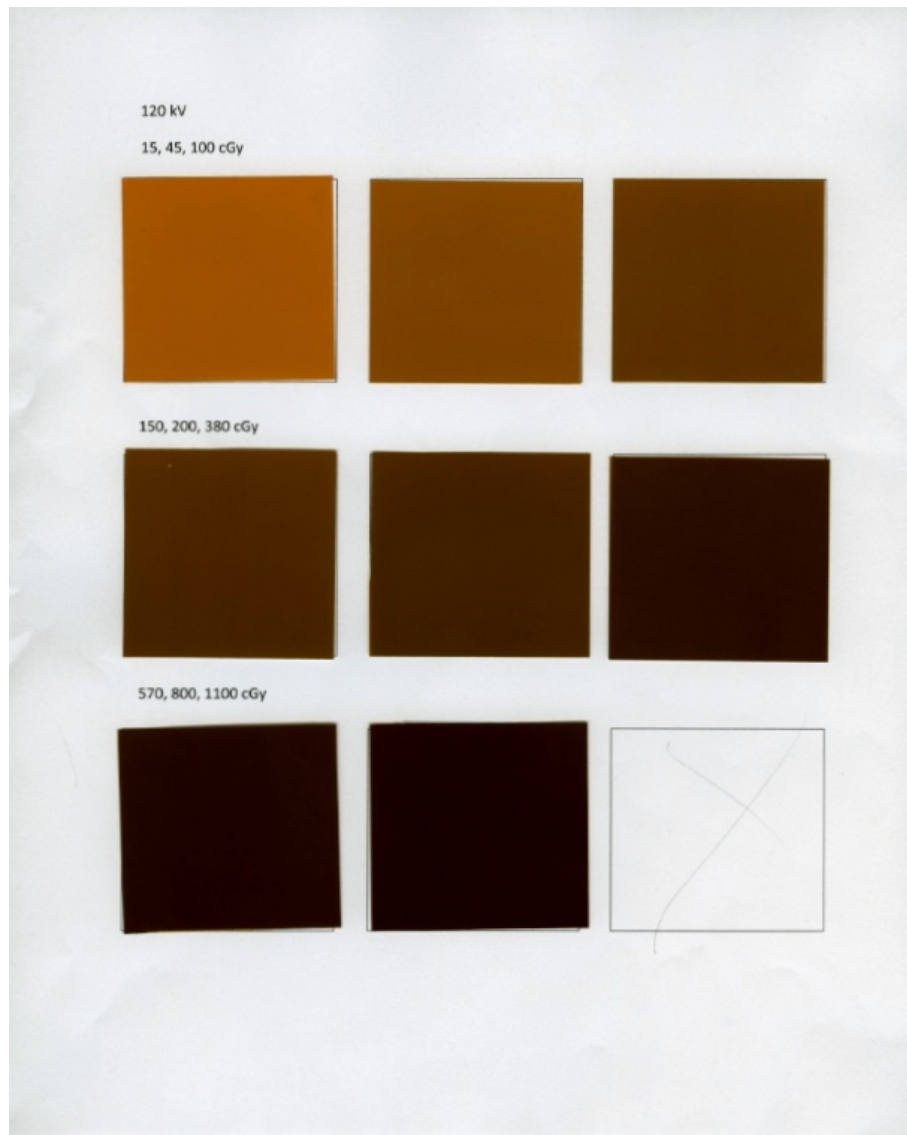


FIGURE B.1: Exemple d'échantillons scannés ayant été irradiés de 0 à 800 cGy à 120 kVp.