

Résumé

Des campagnes de dépistage du cancer du sein sont menées chaque année pour les femmes de plus de 40 ans. La mammographie s’est avérée être la modalité d’imagerie la plus efficace pour la détection du cancer du sein et la technique la plus utilisée dans les programmes de dépistage. Les récents développements technologiques ont vu une application étendue des techniques numériques, notamment la mammographie standard, la mammographie de Contraste Spectrale, la tomsynthèse mammaire et la tomographie par rayons X. Le besoin de contrôle qualité et d’informations techniques sur la mammographie est essentiel. Les publications réglementaires actuelles et futures sur l’exposition aux rayonnements ionisants à faible dose supposent implicitement la persistance d’un risque résiduel, quel que soit le niveau de dose d’exposition. Dans la littérature, plusieurs théories ont été proposées pour expliquer le risque biologique de cancer radio-induit dû au dépistage, comme les mécanismes de radiosensibilité individuelle et d’instabilité génomique. La dose glandulaire moyenne (DGM) est le facteur qui détermine le risque d’irradiation dans les examens de mammographie, selon la Commission internationale de protection contre les radiations (CIPR). En pratique, la DGM est obtenue en multipliant la dose à l’entrée en surface (DES) par des facteurs de conversion calculés par des simulations Monte Carlo (MC) et publiés dans la littérature. La simulation MC est un outil puissant pour estimer les grandeurs liées à la dosimétrie dans le cadre de la mammographie, car elle offre la flexibilité nécessaire pour étudier l’influence d’une grande variété de spectres de rayons X et de caractéristiques du sein. Cette étude vise à évaluer le risque d’effets stochastiques qui suivent l’exposition à des faibles doses de rayonnement en mammographie en proposant deux approches différentes. La première approche est basée sur le calcul de la DGM en déterminant la DES et le Kerma dans l’air (k_{air}) par des mesures expérimentales avec l’utilisation de deux types de détecteurs (OSL nanodots et AGMS-M+) et deux fantômes mammaire standards le PMMA et le MTM 100, en outre, les résultats expérimentaux servent à la validation des résultats de la plateforme GATE/GEANT4. En comparant les résultats de simulation avec les mesures expérimentales en conclut que l’utilisation de la plateforme GATE/GEANT4 et l’OSL nanodots ont le potentiel d’être des méthodes alternatives pour déterminer la DES, le k_{air} et la DGM en mammographie. La deuxième approche est basée sur l’estimation du risque de cancer radio-induit pour les organes à l’aide de la plateforme GATE/GEANT4 en appliquant les directives marocaines de dépistage du cancer du sein par la technique de mammographie numérique en prenant en compte deux vues (craniocaudale (CC) et médiolatérale oblique (MLO)), en considérant la tranche d’âge de 45-69 ans. Nous appliquons une nouvelle approche consistant à l’utilisation des fantômes voxélisés féminin EVA et FASH 3 fusionnés avec un sein hétérogène à trois couches avec différentes épaisseurs pour estimer le risque d’incidence du cancer sur les organes et le calcul du risque effectif total. Ces résultats montrent que le risque effectif de cancer radio-induit en utilisant un fantôme voxélisé et une distribution hétérogène du sein devrait être pris en compte dans la pratique clinique pour fournir des niveaux de référence diagnostique (NRD). Les résultats montrent aussi que la simulation Monte Carlo a été validée et peut être utilisée pour optimiser la dose et réduire le risque radiologique dans les applications cliniques de la mammographie.

ملخص

تُجرى حملات فحص سرطان الثدي كل عام للنساء فوق سن 40. أثبت التصوير الشعاعي للثدي أنه أكثر طرق التصوير فعالية للكشف عن سرطان الثدي والأسلوب الأكثر شيوعًا المستخدم في برامج الفحص. شهدت التطورات التكنولوجية الأخيرة تطبيقًا مكثفًا للتقنيات الرقمية، بما في ذلك التصوير الشعاعي للثدي القياسي، والتصوير الشعاعي للثدي المتباين الطيفي، والتصوير المقطعي بالأشعة السينية. لذا من الضروري مراقبة الجودة والمعلومات التقنية عند تصوير الثدي بالأشعة. تقترح المنشورات التنظيمية الحالية والمقبلة بشأن التعرض لجرعات منخفضة من الإشعاع المؤين وجود خطر بغض النظر عن مستوى جرعة التعرض. في المؤلفات السابقة، تم اقتراح العديد من النظريات لشرح الخطر البيولوجي للسرطان الناجم عن الإشعاع بسبب الفحص، مثل آليات الحساسية الإشعاعية الفردية وعدم الاستقرار الجيني. متوسط الجرعة الغدية هو العامل الذي يحدد خطر الإشعاع في فحوصات التصوير الشعاعي للثدي، وفقًا للجنة الدولية للوقاية من الإشعاع في الممارسة العملية، يتم الحصول على متوسط الجرعة الغدية عن طريق ضرب جرعة المدخل بعوامل التحويل المحسوبة بواسطة محاكاة مونت كارلو والمنشورة في المؤلفات السابقة، تعد محاكاة مونت كارلو أداة قوية لتقدير المقاييس المرتبطة بقياس الجرعات في تصوير الثدي بالأشعة، حيث توفر المرونة لدراسة تأثير مجموعة متنوعة من أطيف الأشعة السينية وخصائص الثدي. تهدف هذه الدراسة إلى تقييم مخاطر التأثيرات العشوائية بعد التعرض لجرعات منخفضة من الإشعاع في التصوير الشعاعي للثدي من خلال اقتراح نهجين مختلفين. يستند النهج الأول إلى حساب متوسط الجرعة الغدية عن طريق تحديد جرعة المدخل وجرعة الكيرما في الهواء عن طريق القياسات التجريبية باستخدام نوعين من أجهزة الكشف واثنين من أشباح الثدي القياسية، بالإضافة إلى ذلك، يتم استخدام النتائج التجريبية للتحقق من نتائج المحاكاة. من خلال مقارنة نتائج المحاكاة بالقياسات التجريبية، يتم استنتاج أن استخدام المحاكاة والنانودوت لديهم القدرة على أن يكونوا طرقًا بديلة لتحديد جرعة الدخول، الكيرما، ومتوسط الجرعة الغدية في التصوير الشعاعي للثدي. يستند النهج الثاني إلى تقدير مخاطر الإصابة بالسرطان الناجم عن الإشعاع باستخدام المحاكاة من خلال تطبيق الإرشادات المغربية لفحص سرطان الثدي باستخدام تقنية التصوير الشعاعي الرقمي للثدي مع الأخذ في الاعتبار الفئة العمرية بين 45-69 سنة. في هذه الدراسة نطبق نهجًا جديدًا يعتمد على استخدام الأشباح إيفا وفاش3 المندمجة مع ثدي غير متجانس من ثلاث طبقات بسمك مختلف لتقدير مخاطر الإصابة بالسرطان. تظهر النتائج أنه تم التحقق من صحة محاكاة مونت كارلو ويمكن استخدامها لتحسين الجرعة وتقليل المخاطر الإشعاعية في تطبيقات التصوير الشعاعي للثدي.

Imane FATHI

Evaluation des doses en mammographie par des mesures expérimentales et simulations Monte Carlo Gate : Application aux fantômes homogènes et numériques voxélisés

2021/2022, Sciences et Techniques



Université Hassan 1^{er}
Centre d'Études Doctorales en Sciences
et Techniques & Sciences Médicales



Institut Supérieur des Sciences de la Santé
Settat

THÈSE DE DOCTORAT

Pour l'obtention de grade de Docteur en Physique

Formation Doctorale: Sciences et Techniques

Spécialité: Physique Médicale

Sous le thème

Evaluation des doses en mammographie par des mesures
expérimentales et simulations Monte Carlo Gate : Application
aux fantômes homogènes et
numériques voxélisés

Présentée par :

Imane FATHI

Soutenue le: 01 avril 2022

A l'Institut Supérieur des Sciences de la Santé de Settati devant le jury composé de :

Pr. HARMOUCHI Mohammed	PES	Université Hassan 1er, FST Settati	Président
Pr. OUFNI Lhoucine	PES	Université Sultan Moulay Slimane, FST Béni Mellal	Rapporteur
Pr. ELANIQUE Abdellatif	PES	Université Ibno Zohr, FS Agadir	Rapporteur
Pr. RATTAL Mourad	PH	Université Hassan 1er, ISSS Settati	Rapporteur
Pr. ABOULFATAH Mohamed	PES	Université Hassan 1er, FST Settati	Examineur
Pr. LYAZIDI Aissam	PH	Université Hassan 1er, ISSS Settati	Examineur
Pr. EL BAYDAOUI Redouane	PH	Université Hassan 1er, ISSS Settati	Co-Directeur de thèse
Pr. MESRADI Mohammed Reda	PH	Université Hassan 1er, ISSS Settati	Directeur de thèse

Année Universitaire: 2021/2022

REMERCIEMENTS

Je commence au nom de Dieu Allah, tout-puissant, pour m'avoir donné la santé et l'état mental nécessaires pour mener à bien cette recherche.

Ces travaux n'auraient jamais vu le jour sans MESRADI Mohammed Reda, mon directeur de thèse. Je souhaite donc le remercier pour ce sujet de thèse passionnant. Je lui suis très reconnaissant pour l'aide et l'attention qu'il a porté à mes travaux, la qualité de son encadrement, sa manière originale et vivante d'appréhender le travail de recherche et sa passion quotidienne. Je le remercie pour son enthousiasme et sa disponibilité. Je le remercie également pour toute l'énergie qu'il a dépensée au cours de la rédaction de ce manuscrit.

Je tiens à remercier EL BAYDAOUI Redouane, codirecteur de cette thèse, pour son aide et ses compétences scientifiques qui m'ont permis d'apporter une nette amélioration à la qualité de cette thèse. J'exprime ma gratitude à Monsieur KRIM Mustapha, pour ses précieux conseils, pour sa disponibilité et pour son aide dans la rédaction de mon deuxième article et l'interprétation des résultats.

Je tiens à remercier le Professeur EL RHAZOUANI Omar pour son implication dans la supervision de cette thèse et pour ses précieux conseils techniques ; également pour m'avoir donné l'opportunité de faire des activités pédagogiques au long de cette thèse.

Je tiens à remercier MKIMEL Mounir pour m'avoir accompagné durant la réalisation des mesures expérimentales au sein du service de radiologie de l'hôpital Hassan 2, je lui en suis très reconnaissant, outre ses conseils et son soutien dans les travaux pratiques, il a également analysé et lu rigoureusement mes articles afin de me faciliter la phase de publication. Je tiens particulièrement à remercier Monsieur HALIMI Abdellah pour sa gentillesse et ses bons conseils qui m'ont permis de mener à bien une bonne

partie de ce travail. Je souhaite remercier les Professeurs OUFNI Lhoucine, ELANIQUE Abdellatif et RATTAL Mourad m'avoir fait l'honneur de faire partie de mon jury de thèse et pour avoir évalué mes travaux.

Je remercie Monsieur HILALI Abderraouf, directeur de l'Institut Supérieur des Sciences de la Santé, et SAAD EL madani, Directeur du laboratoire de Recherche STS, pour m'avoir accueilli au sein de leurs équipes et m'avoir permis de réaliser cette thèse.

Je ne saurais pas oublier l'accueil de Monsieur Driss BENCHEKROUN, Professeur à la faculté des sciences Ain Chock, Université Hassan II, dans son laboratoire. J'aimerais également remercier le Professeur FATHI Ahmed pour son aide et son soutien précieux lors mes années de thèse.

Je tiens à remercier tout particulièrement mes chers parents pour leur amour inconditionnel et leur soutien moral tout au long de la réalisation de ce travail de recherche ainsi que leurs souhaits sincères et leurs prières pour moi. Je dédie cette thèse à eux, sans qui, je ne serais pas là, et surtout je ne serais pas moi. Je profite de cette occasion pour remercier ma petite sœur pour son encouragement et son amour fraternel. Un grand merci à mon mari pour son soutien inestimable et qui reste ineffable et mes amis qui m'ont permis de profiter de passer des moments inoubliables. En particulier à Hajar IMAM, qui m'a beaucoup aidé à surmonter les moments de doutes, d'isolement. Une mention toute particulière d'admiration et d'un grand respect à toute la famille FATHI, la famille ELKHORASSANI, et la famille KHABABI, Merci.

ABSTRACT

Breast cancer screening campaigns are conducted each year for women older than 40 years. Mammography has been demonstrated to be the most effective imaging modality in breast cancer detection and the most used technique in screening programs. Recent technological developments have seen an extensive application of digital techniques including standard mammography, contrast-enhanced mammography, breast tomosynthesis, and X-ray breast Computed Tomography (bCT). The need for quality control and technical information on mammography is critical. Current and future regulatory publications on exposure to low dose ionizing radiation implicitly assume the persistence of a residual risk regardless of the level of exposure. In literature, several theories have been proposed to explain the biological risk of radiation-induced breast cancer due to screening, such as the mechanisms of individual radio-sensitivity and genomic instability. Mean glandular dose (MGD) is the factor determining the radiation risk in mammography examinations, according to the International Commission of Radiation Protection (ICRP). In practice, the MGD is obtained by multiplying the measured entrance surface dose (ESD) by conversion factors computed by Monte Carlo (MC) simulations and published in the literature. MC simulation is a powerful tool for estimating dosimetry related quantities in mammography since it provides flexibility for studying the influence of a wide range of X-ray spectra and breast characteristics.

This study aims to evaluate the risk of stochastic effects following exposure to low doses of radiation in mammography by proposing two different approaches. The first approach is based on the calculation of the MGD by determining the ESD and the air Kerma (k_{air}) by experimental measurements with the use of two types of detectors (OSL nanodots and AGMS-M+) and two standard breast phantoms

the PMMA and the MTM 100, in addition, the experimental results are used to validate the results of GATE/GEANT4 platform. By comparing the simulation results with the experimental measurements, it is concluded that the use of the GATE/GEANT4 platform and the OSL nanodots have the potential to be an alternative method for determining ESD, k_{air} and MGD in mammography.

The second approach is based on the estimation of organ risk of radiation-induced cancer using the GATE/GEANT4 platform applying the Moroccan breast screening guidelines using digital mammography (DM) technique taking into consideration two views (craniocaudal (CC) and mediolateral oblique (MLO)), considering the age range of 45–69 years. We apply a new approach consisting of the use of a female voxel phantom EVA and FASH 3 computational phantoms merged with three-layer heterogeneous mammographic phantoms with various thicknesses to estimate the incidence risks of cancer on organs and the calculation of the total effective risk. This finding shows that the effective risk for radiation-induced cancer using voxel phantom and heterogeneous breast distribution should be considered in clinical practice to provide diagnostic reference level (DRL). Results also show that Monte Carlo simulation has been validated and can be used to optimize dose and reduce radiological risks in mammography clinical applications.

RÉSUMÉ

Des campagnes de dépistage du cancer du sein sont menées chaque année pour les femmes de plus de 40 ans. La mammographie s'est avérée être la modalité d'imagerie la plus efficace pour la détection du cancer du sein et la technique la plus utilisée dans les programmes de dépistage. Les récents développements technologiques ont vu une application étendue des techniques numériques, notamment la mammographie standard, la mammographie de Contraste Spectrale, la tomosynthèse mammaire et la tomographie par rayons X. Le besoin de contrôle qualité et d'informations techniques sur la mammographie est essentiel. Les publications réglementaires actuelles et futures sur l'exposition aux rayonnements ionisants à faible dose supposent implicitement la persistance d'un risque résiduel, quel que soit le niveau de dose d'exposition. Dans la littérature, plusieurs théories ont été proposées pour expliquer le risque biologique de cancer radio-induit dû au dépistage, comme les mécanismes de radiosensibilité individuelle et d'instabilité génomique. La dose glandulaire moyenne (DGM) est le facteur qui détermine le risque d'irradiation dans les examens de mammographie, selon la Commission internationale de protection contre les radiations (CIPR). En pratique, la DGM est obtenue en multipliant la dose à l'entrée en surface (DES) par des facteurs de conversion calculés par des simulations Monte Carlo (MC) et publiés dans la littérature. La simulation MC est un outil puissant pour estimer les grandeurs liées à la dosimétrie dans le cadre de la mammographie, car elle offre la flexibilité nécessaire pour étudier l'influence d'une grande variété de spectres de rayons X et de caractéristiques du sein.

Cette étude vise à évaluer le risque d'effets stochastiques qui suivent l'exposition à des faibles doses de rayonnement en mammographie en proposant deux approches différentes. La première approche est basée sur le calcul de la DGM en déterminant la DES et le Kerma dans l'air (k_{air}) par des mesures

expérimentales avec l'utilisation de deux types de détecteurs (OSL nanodots et AGMS-M+) et deux fantômes mammaire standards le PMMA et le MTM 100, en outre, les résultats expérimentaux servent à la validation des résultats de la plateforme GATE/GEANT4. En comparant les résultats de simulation avec les mesures expérimentales en conclut que l'utilisation de la plateforme GATE/GEANT4 et l'OSL nanodots ont le potentiel d'être des méthodes alternatives pour déterminer la DES, le k_{air} et la DGM en mammographie.

La deuxième approche est basée sur l'estimation du risque de cancer radio-induit pour les organes à l'aide de la plateforme GATE/GEANT4 en appliquant les directives marocaines de dépistage du cancer du sein par la technique de mammographie numérique en prenant en compte deux vues (craniocaudale (CC) et médiolatérale oblique (MLO)), en considérant la tranche d'âge de 45-69 ans. Nous appliquons une nouvelle approche consistant à l'utilisation des fantômes voxélisés féminin EVA et FASH 3 fusionnés avec un sein hétérogène à trois couches avec différentes épaisseurs pour estimer le risque d'incidence du cancer sur les organes et le calcul du risque effectif total. Ces résultats montrent que le risque effectif de cancer radio-induit en utilisant un fantôme voxélisé et une distribution hétérogène du sein devrait être pris en compte dans la pratique clinique pour fournir des niveaux de référence diagnostique (NRD). Les résultats montrent aussi que la simulation Monte Carlo a été validée et peut être utilisée pour optimiser la dose et réduire le risque radiologique dans les applications cliniques de la mammographie.

Mots-clés : Simulation Monte-Carlo, GATE/GEANT4, AGMS-M+, DGM, OSL nanodots, Risque effectif.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

Abréviations	Terme
2D	deux dimension
3D	trois dimension
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BREP	Boundary Representation
bCT	breast Computed Tomography
CL	Contralatéral
CCD	Charge Coupled Device
CESM	Contrast Enhanced Spectral Mammography
CNR	Contrast to noise ratio
CT	Computed Tomography
DES	Dose d'entrée à la surface
DGM	Dose Glandulaire Moyenne
FG	Fraction Glandulaire
FOI	Field Of Interest
FRD	Facteur de rétrodiffusion
GATE	Geant4 Application for Emission Tomography
Geant4	for GEometry ANd Tracking
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LM-OSL	Linear modulation OSL
MC	Monte Carlo
MD	Mammographie digitale
MCNP	Monte Carlo N-Particle
NHSBSP	National Health Service Breast Screening Programme
OSL	Optically Stimulated Luminescence
PENELOPE	PENetration and Energy LOSS of Positrons and Electrons
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
PMT	Tube photomultiplicateur
ROI	Region of Interest
SNR	Signal to noise ratio
TLD	thermoluminescent dosimeters
TFT	Thin-film transistor
VOXEL	VOLUME pixel
vs	versus

TABLE DES MATIERES

Remerciements	i
Abstract	iv
Résumé	vii
Table des matières	xiii
Liste des figures	xx
Liste des tableaux	xxii
Introduction général	1
Contexte	1
Motivation	3
Justification	4
Objectifs	6
Organisation de la thèse	7
Chapitre I L'exposition radiologique en mammographie	9
I.1 Introduction	9
I.2 Cancer du sein et mammographie	10
I.2.1 Anatomie du sein	10
I.2.2 Rôle de la mammographie comme outil de dépistage et de suivie	13
I.2.3 Unité de mammographie du centre de santé de Settat et Berrechid	15
I.3 Éléments de la chaîne de mammographie numérique	16
I.3.1 Système de mammographie conventionnelle	16

I.3.2	Système de mammographie numérique	18
I.4	Principe physique de la mammographie	19
I.4.1	Production des rayons X	19
I.4.2	Rayons Bremsstrahlung	20
I.4.3	Rayons caractéristiques	22
I.4.4	Interaction des rayons X avec la matière	24
I.4.4.1	Effet photoélectrique	24
I.4.4.2	Diffusion Rayleigh	25
I.4.4.3	Diffusion Compton	26
I.4.5	Atténuation des rayons X dans la matière	28
I.4.5.1	Coefficient d'atténuation de masse	28
I.4.5.2	Coefficient massique d'absorption	29
I.4.5.3	Coefficient massique de transfert d'énergie	30
I.5	Qualité d'image en mammographie	30
I.5.1	Efficacité quantique	32
I.5.2	Rapport contraste-sur-bruit	32
I.5.3	Rapport signal sur bruit	32
I.6	Quantités dosimétriques en mammographie	33
I.6.1	Kerma	33
I.6.2	Dose absorbée	36
I.6.3	Dose équivalente et dose efficace	36
I.6.4	Dose glandulaire moyenne	37
I.7	La mammographie de point de vue radioprotection	39
I.7.1	Risques liés aux radiations	39
I.7.2	Principe de la radioprotection	41
I.7.2.1	Justification	41
I.7.2.2	Limitation	43
I.7.2.3	Optimisation	44
I.7.2.4	Optimisation, la ligne directrice de ce travail	44
I.7.3	Risque efficace en mammographie	46

I.8	Conclusion	50
Chapitre II L'évaluation de la dose en mammographie : dispositifs expérimentaux et plateforme Monte Carlo GATE/GEANT4 51		
II.1	Introduction	51
II.2	Dispositifs expérimentaux aspects généraux	52
II.2.1	Fantômes équivalent tissus	52
II.2.1.1	Fantômes standards	52
II.2.1.2	Fantômes anthropomorphiques	54
II.2.2	Principaux dosimètres utilisés en mammographie	55
II.2.2.1	Chambres d'ionisation	55
II.2.2.2	Détecteurs semi-conducteurs	56
II.2.2.3	Détecteurs thermoluminescence (TLD)	57
II.2.2.4	Détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSL)	57
II.3	Dispositifs expérimentaux disponibles à l'ISSS	58
II.3.1	Fantômes MTM 100	59
II.3.2	Fantômes standards en POLYMETHYL METHACRYLATE	60
II.3.3	Fantômes anthropomorphiques	61
II.3.4	Détecteur AGMS-M+	61
II.3.5	Le système Accu-Gold	62
II.3.6	Détecteurs OSL nanodots	63
II.3.6.1	Propriétés de base de $Al_2O_3 :C$	64
II.3.6.2	Matériaux synthétiques utilisés pour le dosimètre OSL	65
II.3.6.3	Aspects théoriques et pratiques des OSL	67
II.3.6.4	Modalités de stimulation	68
II.3.6.5	Landauer OSL nanodots et le microStar reader	68
II.4	Méthode Monte Carlo : plateforme GATE/GEANT4	73
II.4.1	Un bref rappel historique	73
II.4.2	Plateforme GATE/GEANT4	73
II.4.3	Le logiciel Geant 4	75
II.4.4	Outils pour interagir avec la simulation : Actors	77

II.4.5	Éléments clés pour la mise en route de la plateforme GATE/GEANT4	78
II.4.5.1	Définition de la géométrie	78
II.4.5.2	Définition de la physique	79
II.4.5.3	Définition de la source	80
II.4.5.4	Définition des Acteurs dédiés pour le calcul de la dose	82
II.4.5.5	Définition des moyens d'optimisation de la simulation	84
II.4.5.6	Méthodes d'optimisations disponibles dans la plateforme GATE/- GEANT4	85
II.4.6	Fantômes numériques anthropomorphiques comme outil de simulation	89
II.4.6.1	Fantômes stylisés (mathématiques)	91
II.4.6.2	Fantômes numériques voxélisés	92
II.4.6.3	Fantômes Hybrid	93
II.5	Conclusion	96
Chapitre III Validation de la plateforme Monte Carlo GATE/GEANT4 comme outil d'évaluation de la dose en mammographie : Application des fantômes standards		97
III.1	Introduction	97
III.2	Mesures expérimentales	98
III.2.1	Fantômes MTM 100	99
III.2.1.1	Kerma dans l'air (AGMS-M+ vs OSL)	99
III.2.1.2	Dose d'entrée à la surface (AGMS-M+ vs OSL)	100
III.2.2	Fantôme PMMA	103
III.2.2.1	Dose d'entrée à la surface (AGMS-M+)	103
III.3	Validation de la plateforme GATE/GEANT4	106
III.3.1	Caractérisation de la source : plateforme GATE/GEANT4	107
III.3.1.1	Modélisation des spectres à rayons X (GATE)	107
III.3.1.2	Modélisation des spectres méthode semi-empirique (IPEM)	111
III.3.1.3	GATE vs IPEM 78	112
III.3.1.4	Calcul de la distribution angulaire de la source	114
III.3.1.5	Nombre total de photons générés	116
III.3.2	Modélisation de la géométrie du sein	117

III.3.3	Calcul de la dose	118
III.4	Résultats de validation	120
III.4.1	Kerma dans l'air (GATE vs IPEM et AGMS-M+)	120
III.4.2	Dose d'entrée à la surface cas de MTM 100 (GATE vs OSL vs AGMS-M+)	121
III.4.3	Dose d'entrée à la surface cas de PMMA (GATE vs AGMS-M+)	123
III.5	Conclusion	124
Chapitre IV Validation de la plateforme Monte Carlo GATE/GEANT4 et application des fantômes voxelisés		126
IV.1	Introduction	126
IV.2	Description de la géométrie voxelisée dans la plateforme GATE/GEANT4	127
IV.2.1	Fantômes voxelisés à position debout : FASH 3	128
IV.2.2	Fantôme voxelisé à position couché : EVA	131
IV.2.3	Modèle du sein	134
IV.2.4	Optimisation des géométries voxelisées	134
IV.2.5	Paramètre de la simulation	136
IV.3	Dose à l'organe : applications aux fantômes numériques anthropomorphes voxelisés	137
IV.3.1	Composition homogène du sein : EVA	137
IV.3.2	Composition homogène du sein : FASH 3	139
IV.3.3	Composition homogène du sein (EVA vs FASH 3)	140
IV.3.4	Composition hétérogène du sein : FASH 3	142
IV.4	Dose glandulaire et risque radiologique	145
IV.4.1	DGM cas de MTM 100 (GATE vs OSL vs AGMS-M+)	145
IV.4.2	Variation de la DGM en fonction de l'épaisseur (AGMS-M+)	149
IV.4.3	DGM (fantômes standards vs voxelisés)	150
IV.4.4	DGM pour une composition hétérogène du sein	151
IV.5	Risque du cancer radio-induit	152
IV.5.1	Fantôme EVA	152
IV.5.2	Risque de cancer radio-induit pour le fantôme FASH 3	154
IV.5.2.1	Glandularité et cancer radio-induit	155
IV.5.2.2	Épaisseur du sein et cancer radio-induit	156

IV.5.3	Risque de cancer radio-induit pour le fantôme (FASH 3 vs EVA)	158
IV.6	Conclusion	160
Bibliographie		165

LISTE DES FIGURES

1	Montre la structure des seins.	10
2	Illustre l'Unité Terminale Ducto-Lobulaire (UTDL).	11
3	Le dépistage par mammographie comprend les vues craniocaudale (CC) et médiolatérale oblique (MLO) du sein droit (R) et gauche (L).	12
4	Exemples de signes de suspicion sur des images de mammographie. Un groupe de microcalcifications (à gauche) et une masse de tissu mou spiculée (à droite).	13
5	Photo du système Mammograph (Italray),(a) Hospital Hassan 2 (Département de radiologie), Settat, Maroc (b) Centre de Santé Urbain Hay Hassani Berrechid, Maroc.	15
a		15
b		15
6	Représentation d'un système de mammographie conventionnelle. (A) Mammographe, (B) plaques d'images et (C) lecteur de plaques.	17
7	Représentation d'un système de mammographie digitale. (A) moniteur attaché au système, (B) appareil de mammographie et (C) détecteur digital. Le détecteur des systèmes digitaux est situé à l'intérieur de l'appareil de mammographie, et n'est pas amovible.	17
8	Architecture interne du détecteur d'un système de mammographie digitale indirect.	18
9	Tube à rayons X.	20
10	Schéma représentatif de rayonnement de freinage.	21
11	Production de rayonnement caractéristique.	22

12	Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 28 keV par SRS-78.	23
13	Schéma représentatif de l'effet photoélectrique.	24
14	Diffusion Rayleigh.	26
15	Illustration d'une interaction Compton.	27
16	Relation entre le kerma de collision (K^{col}) et la dose absorbée (D) avec et sans CPE. . . .	35
17	Le LAR dans le tissu de la vésicule biliaire pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	47
18	Le LAR dans le tissu du sein pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	47
19	Le LAR dans le tissu thyroïde pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	48
20	Le LAR dans le tissu Utérus pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	48
21	Le LAR dans les tissus restants pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	49
22	Le LAR dans le tissu poumon pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	49
23	Le LAR dans le tissu estomac pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	49
24	Le LAR dans le tissu grand intestin le pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	50
25	Le LAR dans le tissu foie pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.	50
26	a) Disposition du fantôme ACR et b) Schéma des structures (modèle 156, Gammex-RMI Radiation Measurements Inc., Middleton, WI.	53
27	Fantôme d'essai développé par Pachoud et al. [110].	54
28	Un TLD pour le corps entier (A), un TLD pour les extrémités (doigts) (B) et un dispositif de mesure thermo-luminescence pour la détermination de la dose (C). TLD, dosimètre à thermoluminescence.	58

29	Fantôme MTM100 utilisé pour le contrôle qualité des installations de mammographie : détails des structures présentes dans le fantôme et utilisées pour calculer un score des- criptif de la qualité de l'image.	59
30	Les plaques de PMMA utilisé pour le calcul de la dose à l'entrée.	60
31	Montre le fantôme de dosimétrie ATOM homme et femme utilisé en mammographie. .	61
32	Multi capteur AGMS-M+ de Radcal.	62
33	Système de digitalisation Accu-Gold et son logiciel.	63
34	(a) Mesure de TL de la poudre d' Al_2O_3 :C irradiée avant et après la lecture OSL et (b) mesure OSL stimulée par le vert de la poudre d' Al_2O_3 :C irradiée. Les mesures TL et OSL ont été effectuées à l'aide d'un lecteur Risø TL/OSL-DA-15 avec des filtres Hoya U-340 devant la PMT. La poudre Al_2O_3 :C utilisée dans ces mesures est la même que celle utilisée dans la fabrication des dosimètres Luxel TM (Landauer Inc.).	64
35	Structure cristalline de Al_2O_3	65
36	Transitions électroniques possibles entre les niveaux d'énergie du dosimètre pendant (a) l'irradiation et (b) les étapes de lecture.	66
	a	66
	b	66
37	Schéma de la procédure globale de lecture de l'OSL.	66
38	Dosimètre InLight nanoDot de Landauer Inc montrant (a) l'élément sensible fermé et (b) l'élément sensible exposé.	69
	a	69
	b	69
39	Images du lecteur microStar TM	70
40	Étalonnage du nanodots.	72
41	Résumé de l'architecture en couche de la plateforme GATE/GEANT4.	75
42	Le diagramme des catégories de haut niveau de code Geant4. Le cercle ouvert sur les lignes de jonction représente une relation "d'utilisation" ; la catégorie à l'extrémité du cercle utilise la catégorie adjacente [136].	76

43	Diagramme d'un espace de phase. Lorsque la particule (ligne verte) traverse le plan circulaire (bleu), l'énergie, la position en rayon et en angle, et la direction donnée en angles sont enregistrées.	85
44	Le « job splitter » est utilisé pour générer des fichiers macro non paramétrés et entièrement résolus. Ainsi qu'un fichier de soumission spécifique à la plate-forme HT condor. . . .	88
45	L'architecture de Slurm.	90
46	Modèle mathématique ADAM et EVA.	91
47	Fantômes de corps entier FASH et MASH : (a) vues frontales de FASH et MASH, et (b) version voxélisée de FASH et MASH.	95
48	Représentation du dispositif expérimental en utilisant AGMS-M+.	101
49	Représentation du dispositif expérimental en utilisant OSL nanodots.	102
50	Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 26 kVp.	103
51	Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 28 kVp.	103
52	Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 30 kVp.	103
53	Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 32 kVp.	103
54	Le dispositif expérimental pour le calcul de la DES avec des plaques de PMMA.	104
55	Les valeurs DES obtenues par le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 32 mAs.	105
56	Les valeurs DES obtenues par le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 50 mAs.	105
57	Les valeurs DES obtenues par le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 80 mAs.	105
58	Représentation schématique de la géométrie considérée dans le cadre de la simulation de Monte-Carlo d'un tube à rayon X.	107
59	(a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre Mo/Mo et une tension de 28 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre Mo/Mo et une tension de 28 kV. . .	109

	a	109
	b	109
60	(a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre Rh/Rh et une tension de 28 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre Rh/Rh et une tension de 28 kV.	110
	a	110
	b	110
61	(a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre W/Rh et une tension de 30 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre W/Rh et une tension de 30 kV.	110
	a	110
	b	110
62	(a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre W/Cu et une tension de 49 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre W/Cu et une tension de 49 kV.	111
	a	111
	b	111
63	Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 26 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope PhysicsLists.	113
64	Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 28 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope PhysicsLists.	113
65	Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 30 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope PhysicsLists.	114
66	Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 32 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope PhysicsLists.	114
67	Vue supérieure de l'ouverture du collimateur en 3D.	115
68	Vue 2D pour le calculer de l'angle θ .	116
69	La géométrie adoptée pour les simulations GATE, selon les vues de-dessus et de profil.	118
70	Illustrations 3D et 2D de la distribution de dose déposée dans le fantôme du sein.	119

71	Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 26 kVp.	122
72	Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 28 kVp.	122
73	Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 30 kVp.	122
74	Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 32 kVp.	122
75	Les valeurs DES obtenues par la simulation GATE et le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 32 mAs.	123
76	Les valeurs DES obtenues par la simulation GATE et le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 50 mAs.	123
77	Les valeurs DES obtenues par la simulation GATE et le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 80 mAs.	124
78	Fantôme sans sein coupé en utilisant l'image J.	128
79	Fantôme avec sein compressé fusionné avec le fantôme FASH 3.	130
80	Fantôme avec sein compressé fusionné avec le fantôme EVA.	132
81	Principe de la réplique d'un volume dans GEANT4.	135
82	Système de réplique suivant deux axes et de paramétrisation suivant le troisième pour un volume « nested ».	136
83	Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme EVA pour le vue CC.	137
84	Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme EVA pour le vue CC et CC+MLO.	138
85	Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme FASH 3 pour la vue CC.	139
86	Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme FASH3 pour le vue CC et CC+MLO.	140
87	Démontre l'effet de la glandularité sur la dose à l'organe pour une mammographie de dépistage.	143

88	Démontre l'effet de la glandularité sur la dose à l'organe pour une mammographie de dépistage.	144
89	Dose glandulaire moyenne (DGM) mesurée avec GATE comparée à AGMS-M et OSL pour différents kVp en (a) ; Dose glandulaire moyenne (DGM) mesurée avec GATE comparée à AGMS-M et OSL pour différents mAs en (b).	146
	a	146
	b	146
90	Montre les DGM pour des différents fantômes.	150
91	Montre les DGM pour les différentes fractions glandulaires.	151

LISTE DES TABLEAUX

1	Liste des facteurs de pondération des tissus de la publication 103 de la CIPR (2007).	37
2	Résume les essais randomisés communs sur le dépistage mammographique du cancer du sein.	42
3	LAR sur la durée de vie pour les tissus ayant reçu une dose de rayonnement pendant la mammographie de dépistage pour chaque âge féminin, tel qu'indiqué dans le tableau 12D-1 du rapport BEIR-VII (NAS, 2006).	46
4	Les doses pour les caractéristiques de tube à rayon X de Italray pour le filtre Mo/Mo pour une énergie 28 kVp et une CDA de 0.3 mm Al et une mAs de 32.	71
5	Listes de physique adaptées aux applications médicales [68].	80
6	Mise en œuvre de modèles physiques des bibliothèques d'interaction électromagnétique à faible énergie Livermore (emlivermore), Penelope (empenelope) et Standard (emStandard).	81
7	Les résultats expérimentaux de K_{air} et leurs différences.	99
8	Détails géométriques des quatre configurations anode-filtre considérées dans la simulation de Monte-Carlo.	108
9	Tableau montre le nombre généré en GATE et son facteur correctif pour la source 28 kVp et 32 mAs.	117
10	Composition élémentaire en masse des tissus mammaires selon Hammerstein et al. (1979) [109].	118

11	La comparaison de simulation Monte Carlo avec les résultats expérimentaux et les résultats semi-empiriques de K_{air} et leurs différences.	121
12	Masses d'organes/tissus pour le fantôme voxelisé FASH 3 [225].	129
13	Masses d'organes/tissus pour le fantôme EVA [226].	133
14	Dose aux organes résultant d'un examen complet de la mammographie, en vue CC, pour un spectre de rayons X Mo/Mo 28 kVp calculés par la plateforme GATE/GEANT4.	141
15	Évaluation des coefficients de conversion, CDA et DGM pour différent kVp.	147
16	Évaluation des coefficients de conversion, CDA et DGM pour différent mAs.	147
17	Comparaison des DGM affichés par le mammographe Italray et mesurés par AGMS-M+.	148
18	Calcul du DGM, en considérant une épaisseur de sein de 10 à 90 mm.	149
19	Risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de mammographie avec un tube à rayons X de 28 kV pour le fantôme EVA.	153
20	Risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de mammographie avec un tube à rayons X de 28 kV pour le fantôme FASH3.	154
21	Comparaison du risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) pour le sein hétérogène.	156
22	Comparaison du risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) pour les seins hétérogènes de différente épaisseur.	157
23	Risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de mammographie avec un tube à rayons X de 28 kV.	159
24	La validation de la méthode de simulation de Monte Carlo avec l'utilisation du fantômes voxelisé par rapport aux résultats obtenus par Chusin et al [251].	159

INTRODUCTION GÉNÉRAL

Contexte

Le cancer du sein est le type de cancer le plus fréquent chez les femmes avec 10.414 nouveaux cas de cancer du sein qui ont été diagnostiqués au Maroc en 2019. La détection, le diagnostic et le traitement précoces sont importants pour le pronostic, et des programmes de dépistage du cancer du sein au sein de la population ont été mis en place dans de nombreux pays.

La méthode d'examen standard actuelle est la mammographie numérique, car il est actuellement la technique la plus performante pour la détection précoce du cancer du sein chez les femmes asymptomatiques. Toutefois, la mammographie utilise des radiations ionisantes, donc le risque de cancérogenèse sous l'effet cumulatif des radiations peut être associé pour la glande mammaire et aussi les autres organes exposés [1]. En plus du fait que le groupe cible de la procédure est constitué de femmes en bonne santé a déclenché une discussion approfondie sur les risques possibles associés à ces examens, en particulier le cancer du sein radio-induit, et certaines études risques-bénéfices ont été rapportées.

Sur le plan dosimétrique, La dose glandulaire moyenne, (DGM) est la quantité dosimétrique recommandée utilisée pour exprimer le risque radiologique lors d'une mammographie de dépistage [2] [3]. Cependant, certaines limites ont été identifiées dans l'utilisation de cette mesure. Premièrement, la DGM n'inclut que la dose de rayonnements du sein examiné, ignorant la dose de rayonnement reçue par les tissus corporels en raison des rayonnements diffusés. Deuxièmement, l'âge de l'individu, qui a une incidence sur la radiosensibilité des tissus, n'est pas pris en compte dans le calcul des DGM. Troisièmement, les données générées par les DGM (mGy) sont très techniques et sont influencées par les

récents développements technologiques ont vu une application importante des techniques numériques à la mammographie.

Depuis ces dernières années, de nombreuses avancées ont été observées dans le domaine de l'imagerie de sein :

- La mammographie numérique 2D utilise un détecteur numérique au lieu du film à écran fluorescent. Il acquiert et enregistre une image numérique du sein qui est stockée électroniquement plutôt que sur un film. Chaque pixel est donc une moyenne des informations obtenues à travers toute l'épaisseur du sein. Cette méthode électronique permet de stocker et de partager les images plus facilement que la mammographie sur film et les algorithmes de traitement d'image permettent de manipuler le contraste des images.
- La tomosynthèse mammaire est une nouvelle technique permettant une imagerie tridimensionnelle en coupe de la glande mammaire. Dû il améliore la détection des cancers dans les seins denses et la sensibilité de la mammographie pour la détection d'anomalies subtiles telle que les distorsions architecturales ou les asymétries de densité.
- L'angiomammographie ou la mammographie de Contraste Spectrale (CESM) est un autre développement récent de la mammographie couplant une imagerie du sein par rayons X et l'utilisation de produits de contraste iodé intraveineux. Elle permet d'obtenir à la fois des informations morphologiques similaires à la mammographie et des images fonctionnelles de perfusion tumorale.
- La tomographie par rayons X (bCT) une méthode alternative qui utilise généralement un détecteur à écran plat et un large faisceau de rayons X pour générer des images 3D du sein. Contrairement à la tomographie traditionnelle, ici seul le sein est exposé au faisceau de radiations [4]. Cela permet à la fois d'améliorer la qualité de l'image et d'épargner au reste du corps de la patiente une exposition inutile aux radiations.

Durant plusieurs années, de nombreux groupes d'experts ont publié différents actes proposant des principes pour le bon pratique en mammographie ; seuls les principaux groupes internationaux sont mentionnés ici :

- L'American Association for Physicists in Medicine (AAPM)[5] fondée en 1958, en est une organisation scientifique et professionnelle qui regroupe environ 7000 scientifiques. Le but de cette association est d'améliorer les pratiques cliniques utilisant des rayonnements ionisants (pas seulement la mammographie) de manière à améliorer la qualité mais aussi assurer une plus grande

sureté de ce type de diagnostic. Les publications TG- 35, 195, et 282 sont considérés par tous comme des documents de référence en assurance qualité en mammographie [6]–[8].

- L’International Committee on Radiological Units (ICRU) fondé dès 1928 s’est donné pour première mission de proposer des unités de mesure reconnues internationalement et utiliser dans le cas d’applications médicales entre autres [9]. Dans le cas de mammographie, la publication ICRU 82 propose une méthodologie de calcul de la dose de rayonnement délivrée à la glande mammaire aussi que la publication ICRU 74[10].
- The Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) a été créée dans les années 1995 afin d’étudier les avancées dans tous les aspects de la physique et l’ingénierie dédiée à la médecine. Cette organisation regroupe des membres provenant du secteur de la santé, des universités et de l’industrie, et permettant la mise en commun des connaissances dans le domaine. La publication IPEM Report 89 est considéré comme le document de référence en assurance qualité en mammographie ou Royaume-Uni [11].
- L’Agence internationale de l’énergie atomique (AIEA), Créée par les Nations unies en 1957, l’AIEA est tenue de contribuer au développement des utilisations civiles de l’énergie nucléaire. Il soutient des activités visant à éduquer et former des professionnels sur tous les aspects liés à la dosimétrie des patients et à la radioprotection dans l’Afrique à travers des projets tels que le RAF 6053 et RAF 9067. Aussi que l’élaboration des guides d’établissement des programmes de contrôle qualité en imagerie médicale tel que le rapport n° 457 [12].
- L’American College of Radiology (ACR), fondé en 1923, son objectif principal est de servir les patients et la société par le pouvoir de faire progresser la pratique, la science et les professions de soins radiologiques. Les manuels ACR de contrôle de qualité est considéré comme les documents de référence en assurance qualité en mammographie [13], [14].
- La Commission internationale de protection radiologique (CIRP) est responsable des quantités physiques et opérationnelles de base de dosimétrie [15].

Des autres organisations comme la Commission européenne, dont les publications ont fourni de matériel utile dans le même contexte [16].

Motivation

Le cancer du sein est très répandu; c'est une maladie qui provoque de l'anxiété et de l'ambiguïté dans la vie des victimes. Il frappe au hasard et lorsque des examens de routine sont effectués, il est impossible de prévoir si le patient est affecté avant que les résultats ne soient fournis. Par conséquent, chaque examen de routine doit être approfondi et précis. L'ambiguïté des résultats de la radiographie augmente avec la densité des seins et si les systèmes de mammographie ont une sensibilité relativement bonne pour les femmes aux seins moins denses, les femmes aux seins denses connaissent une importante réduction de la sensibilité. En outre, les femmes ayant des seins denses sont plus prédisposées à développer un cancer du sein. Il faut donc développer des outils pour accroître l'efficacité des équipements de diagnostic du cancer du sein.

Il est maintenant bien accepté que la bonne pratique diagnostique de mammographies est fortement liée à la qualité technique et aux compétences de ceux qui enchaînent l'acte diagnostique, c'est pour cela notre approche peuvent servir à informer les professionnels de la santé intéressés par la radiographie sur la radioprotection, en transmettant correctement les résultats obtenus aux patients, aussi due l'absence des niveaux de référence diagnostique (NRD) au Maroc pour la mammographie qui se considère non seulement regrettable, mais constitue également un facteur limitant l'application du principe ALARA recommandé par le comité international de radioprotection. Les efforts doivent être faits pour comme première démarche la construction des NRD pour chaque établissement puis les généraliser pour tout le pays.

Justification

Les techniques de mammographie, comme toutes les autres techniques d'imagerie, connaissent actuellement de nombreux changements par exemple la mise en valeur de l'imagerie numérique, la réduction de la dose de rayons X et l'analyse d'images assistée par ordinateur, mais aussi et surtout dans les contraintes appliquées du point de vue légal et en ce qui concerne l'assurance qualité.

La loi n° 142-12 qui était publiée en 2014 par l'Agence Marocaine de Sûreté et de Sécurité Nucléaires et Radiologiques (AMSSNuR) apporte plusieurs avancées en matière de sûreté et de sécurité nucléaire en radiologie, aussi en ce qui concerne la radioprotection et notamment l'utilisation de rayonnement ionisant dans les pratiques médicales. L'ancienne réglementation avant 2014 mit la responsabilité de

la radioprotection du patient sur le médecin réalisateur de l'acte, c'était alors la loi 142-12 avec les avancées qu'il apporte, assigne cette responsabilité à AMSSNuR, parmi les missions de L'AMSSNuR c'est la mise en place des réglementations législatives que ça soit des décrets, des arrêtés ou des prescriptions techniques. Aussi la décision de l'exigence du recours au radiophysicien dans les actes que ça soit les actes diagnostiques (conventionnel ou interventionnel) ou thérapeutique. La directive de l'étude réalisée par AMSSNuR en 2019 a pour but de former et qualifier des personnes, conformément aux orientations de la loi n° 142-12 et les recommandations de l'AIEA.

Le contrôle des doses délivrées aux patients peut se faire par deux méthodes :

- Par mesure à l'aide d'instruments dosimétriques dûment calibrés tels que les dosimètres thermoluminescents (TLD), les dosimètres luminescence stimulée optiquement (OSL), chambre d'ionisation et films GafChromic.
- Par calcul de la dose à l'organe utilisant les méthodes de Dance et al. [17], Wu et al. [18] et Boone et al. [19] affiché par la console de l'unité de mammographie numérique.

Les techniques Monte Carlo peuvent constituer un outil de calcul puissant dans le cas du transport des particules. L'utilisation des simulations de Monte Carlo dans la recherche en imagerie médicale est très répandue en raison de sa flexibilité et de sa capacité à estimer des quantités difficiles à mesurer empiriquement. Différents codes basés sur ces techniques ont d'ailleurs été utilisés pour définir les grandeurs dosimétriques requises pour l'utilisation dans les différentes techniques d'imagerie de sein. Des codes tels que GEANT4 [20], EGS et EGS nrc [21] ou PENELOPE [22] mais aussi MCNP5 [23] et MCNPX [24], sont utilisés par différents groupes afin de calculer de nombreux paramètres et notamment des distributions de dose.

Le bon déroulement d'un acte diagnostique par mammographie passera donc obligatoirement par une connaissance la plus précise possible des éléments utilisés lors de la délivrance de la dose, c'est-à-dire la dose glandulaire moyenne, la dose à l'entrée en surface et le k_{air} . En plus, la variation de la DGM en variant l'épaisseur du sein aussi que la dose aux différents organes en considérant une acquisition typique de mammographie.

En mammographie, la connaissance de la répartition de l'énergie des photons (spectre des rayons X) produits par le tube à rayons X est importante pour l'optimisation du système d'imagerie [25], [26], la dosimétrie du sein [19], [27] la microdosimétrie [28], et la radioprotection. Aussi pour le développement de nouvelles modalités d'imagerie [29], il est fondamental d'utiliser un spectre de rayons X adéquat, qui

peut être obtenu par des mesures par un spectromètre ou par des codes de modélisation. En raison de la complexité des mesures spectrales, plusieurs codes informatiques ont été développés pour calculer les spectres de rayons X en fonction des paramètres du tube à rayons X (kVp, angle de la cible, filtre, distance foyer-détecteur, etc.). En particulier, deux types de codes ont été largement utilisés : les codes semi-empiriques [30] [31] et les codes basés sur les méthodes MC [32].

Objectifs

La mammographie est une procédure radiographique peu coûteuse, rapide et moins ionisante pour l'examen des seins. Toutefois, comme tous les examens radiologiques, cette procédure présente plusieurs inconvénients : elle peut avoir des effets stochastiques et il est essentiel d'établir que, pour les seins denses, une forte dose de rayonnement est délivrée pour fournir des images. Au cours des dernières années, une tendance à l'extension et à la réalisation de protocoles est apparue et des groupes de recherche proposent leurs modèles et méthodes (Sechopoulos, 2015 [33] ; Baptista, 2015 [34] ; Fedon, 2018 [35]). Il existe très peu de publications dans la littérature qui utilise deux méthodes expérimentales et la simulation pour étudier la dose absorbée en mammographie.

L'objectif principal de notre recherche est de créer une dosimétrie personnalisée capable d'évaluer la dose en mammographie pour différentes conditions anatomiques : les fantômes en PMMA et le fantôme mammaire standard " MTM100 " exécuté avec l'appareil de mammographie Italray puisque les valeurs dosimétriques sont affectées par la forme du sein, les matériaux adoptés, l'épaisseur du sein, et la source polychromatique de rayons X.

D'autre part, la nouvelle législation de la Commission européenne souligne le droit du patient à être informé du risque de rayonnement X associé aux examens radiologiques. Ceci est particulièrement important pour les pratiques de dépistage dans lesquelles des personnes en bonne santé sont examinées. De nombreux pays disposent d'un programme national de mammographie de dépistage organisé avec des recommandations différentes. Le risque de radiation lié à la mammographie de dépistage est un point essentiel pour la justification du dépistage. Actuellement, il existe peu de publications qui donnent des méthodes permettant d'estimer le risque lié à la mammographie de dépistage ; de même, il n'existe pas des données qui pourraient être facilement comprises par les patientes marocaines. Cette thèse vise donc à proposer une méthode d'évaluation et de communication du risque de cancer radio-induit lié aux mammographies de dépistage.

Pour cela, les objectifs opérationnels sont les suivants :

- Étude de la dose à l'entrée en surface (DES) pour comparer la simulation Monte Carlo utilisant le code GATE avec des mesures expérimentales.
- L'évaluation de l'utilité de l'utilisation des OSL nanodots dans le programme d'assurance qualité comme dosimètres alternative pour la mammographie.
- La création d'une dosimétrie personnalisée capable d'évaluer la dose glandulaire pour différentes épaisseurs de sein.
- Modélisation de la source des rayons X pour différentes combinaisons anode filtre pour la plateforme GATE/GEANT4 et validation de ce modèle par rapport à IPEM 78 .
- Évaluation et optimisation de la dose en fonction des paramètres d'exposition afin de réduire les risques radiologiques lors des mammographies cliniques.
- Comparaison de génération du spectre des rayons X par les listes de physique Livermore, Standard et Penelope dans la plateforme GATE/GEANT4.
- L'Analyse de la distribution de l'énergie et de la dose dans le volume total en 2D et 3D lors de l'irradiation par mammographie.
- Utilisation d'un fantôme dosimétrique anthropomorphe permettant de réaliser des mesures de distribution de dose dans les différentes tissus.
- Évaluation de la dose à l'organe chez les fantômes FASH 3 et EVA par la plateforme GATE/GEANT4 pour la mammographie.
- Estimation du risque de cancer radio-induit pour la mammographie numérique.

Organisation de la thèse

Cette thèse est structurée en quatre chapitres. Outre la première partie qui présente une introduction générale ainsi que le cadre dans lequel la thèse a été réalisée, mets en évidence notre motivation en expliquant les choix effectués et en énumérant les objectifs; et la dernière partie qui présente une conclusion qui est extraite de l'analyse des chapitres 1, 2,3 et 4, aussi, elle décrit les développements futurs possibles. Les différents éléments seront répartis comme suit :

- Le chapitre 1 L'exposition radiologique en mammographie : Dans ce chapitre, des informations générales sur le cancer du sein et le sein féminin sont abordées. Ces informations aident à comprendre l'effet des variations normales de l'anatomie des seins, en particulier la densité

et la taille des seins, sur la dosimétrie des rayonnements. La présentation de la mammographie en général : le contexte et le déroulement de l'examen. On décrira de manière détaillée les paramètres dosimétriques associés, la manière de les obtenir ainsi que les principes physiques pour ce type de traitement.

- Le chapitre 2 L'évaluation de la dose en mammographie : dispositifs expérimentaux et plateforme Monte Carlo GATE/GEANT4 : Ce chapitre présente la caractérisation de certains dispositifs de dosimétrie comme l' OSL nanodots, et l'AGMS-M+ ainsi qu'une mise en place des fantômes standard et anthropomorphe, en plus de la définition de quelques notions essentielles en simulation Monte Carlo et aborde les outils de simulation de la plateforme GATE/-GEANT4. Il traite ensuite les travaux menés sur la conception du système de mammographie. Le transport des particules et le calcul de dose est présenté avec un intérêt particulier dans ce chapitre.
- Le chapitre 3 Validation de la plateforme Monte Carlo GATE/GEANT4 comme outil d'évaluation de la dose en mammographie : Application des fantômes standards : Ce chapitre analyse les résultats obtenus au département de radiologie de l'hôpital Hassan 1, à Settat, Maroc. Ce chapitre décrit une activité complémentaire réalisée dans le domaine de la dosimétrie clinique du sein. Une comparaison entre les différents résultats est également effectuée dans ce chapitre aussi que la validation la plateforme GATE/GEANT4 par les doses calculées pour des différents types de dosimètres et de fantômes standard. Une comparaison du spectre de rayon X entre la simulation et l'outil IPEM 78 est réalisée dans ce chapitre.
- Le chapitre 4 Validation de la plateforme Monte Carlo GATE/GEANT4 et application des fantômes voxelisés : Ce chapitre comprend le calcul du risque en fonction de la dose glandulaire moyenne pour des fantômes standard et voxelisés. Aussi que le développement d'une méthodologie pour l'estimation du risque de cancer du sein radio-induit basé sur l'estimation de la dose par la méthode Monte Carlo qui sera appliqué aux fantômes voxelisés EVA et FASH 3 fusionnés avec un fantôme de sein hétérogène.

CHAPITRE I

L'EXPOSITION RADIOLOGIQUE EN MAMMOGRAPHIE

I.1 Introduction

Ce chapitre comprend les éléments de base sur lesquels repose la mammographie et qui représentent une partie importante dans la construction et le traitement de la problématique mis en avant dans ce travail de thèse. En effet dans ce chapitre ces éléments sont organisés en trois parties, la première est portée sur la problématique du cancer du seins et comment la mammographie joue un rôle majeur comme outil de diagnostic majeur de la part qu'il fournit une bonne qualité d'image et un aspect dosimétrique plus au moins optimisé. La deuxième décrit les principaux composants utilisés dans les services de mammographie auxquels sont appliquées les technologies de mammographie conventionnelle et de mammographie numérique. La troisième expose les principes physiques des modalités d'imagerie mammaire, y compris la mammographie, la tomosynthèse, et la tomographie par rayons X (bCT). La dernière section de ce chapitre est consacrée aux principales grandeurs utilisées dans la dosimétrie du sein et le calcul de risques d'irradiation associés à un examen de mammographie.

I.2 Cancer du sein et mammographie

I.2.1 Anatomie du sein

Le sein de la femme mature est situé sur la paroi thoracique antérieure [36]. La base du sein s'étend du niveau de la deuxième à la sixième côte longitudinalement, et entre la limite du sternum et la ligne axillaire moyenne transversalement, figure 1. La majorité du tissu mammaire est généralement située dans son quadrant latéral supérieur. La structure interne du sein est similaire pour toutes les femmes. Cependant, sa taille et sa forme diffèrent en fonction de nombreux facteurs : la nationalité ou l'origine ethnique, le régime alimentaire, l'âge, le statut de la parité féminine et le statut ménopausique. Les seins sont asymétriques et ne contiennent aucun muscle, ils sont soutenus par des liga-

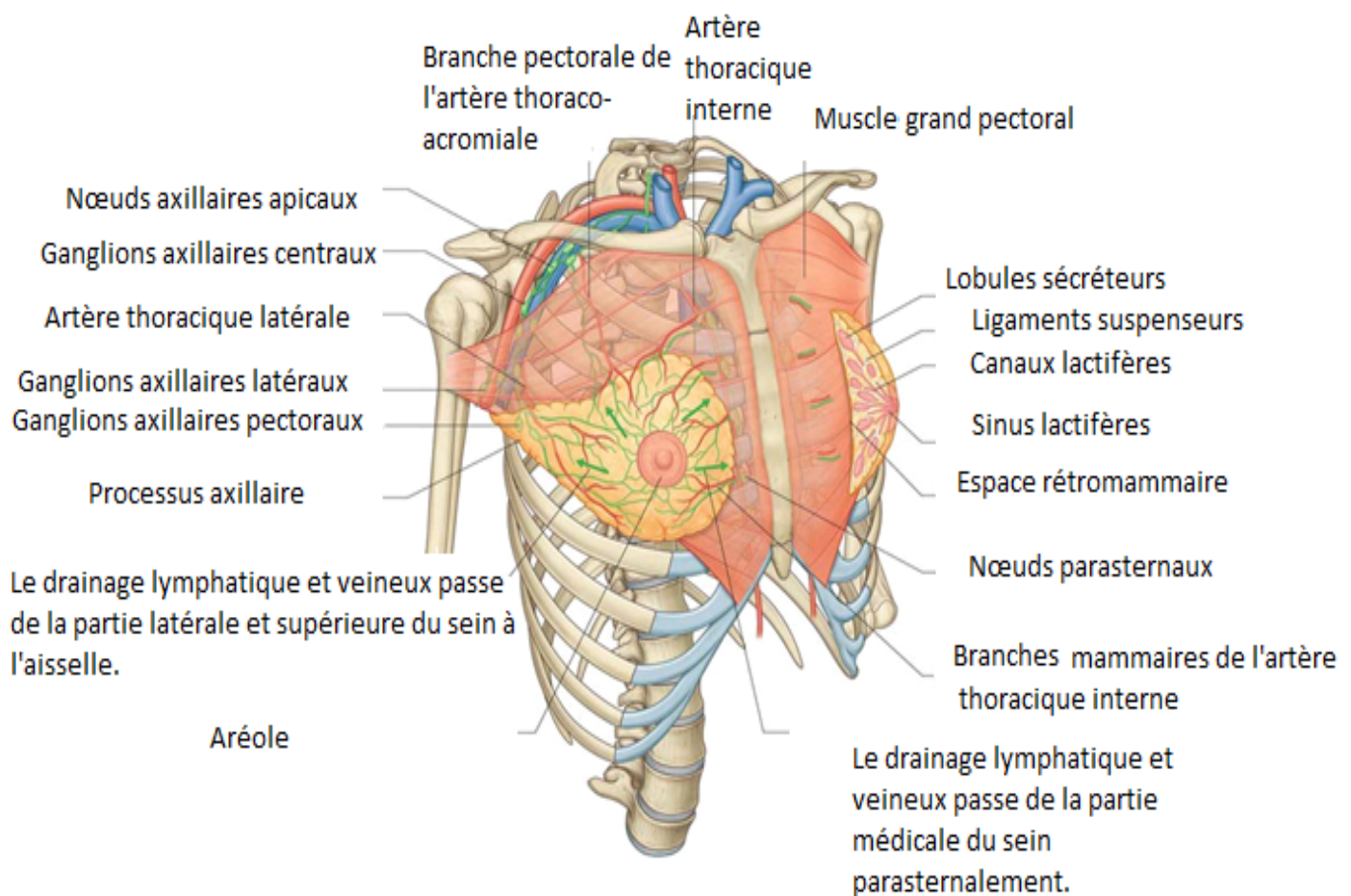


FIGURE 1 – Montre la structure des seins.

ments et ils sont constitués d'une glande mammaire, de tissu conjonctif contenant des vaisseaux sanguins lymphatiques, de collagène et de tissu graisseux. C'est ce tissu graisseux qui leur donne forme et volume, recouvert par la peau, ils possèdent en leur centre une zone pigmentée appelée aréole, qui entoure le mamelon (orifice d'éjection du lait). La glande mammaire est constituée de 15 à 25 lobes

qui contiennent 10 à 100 lobules qui possèdent un certain nombre d'acini, où le lait et les hormones sont produits. L'unité fonctionnelle du sein est connue sous le nom d'Unité *Terminale Ducto-Lobulaire* (UTDL) qui est composée d'un acinus, d'un canal terminal intralobulaire et d'un canal extralobulaire, figure 2. Les acini et les canaux sont formés d'une cellule épaisse de couche épithéliale entourée d'une couche myoépithéliale et d'une membrane basale. La fraction de tissu glandulaire dans le sein est appelée densité mammaire [37].

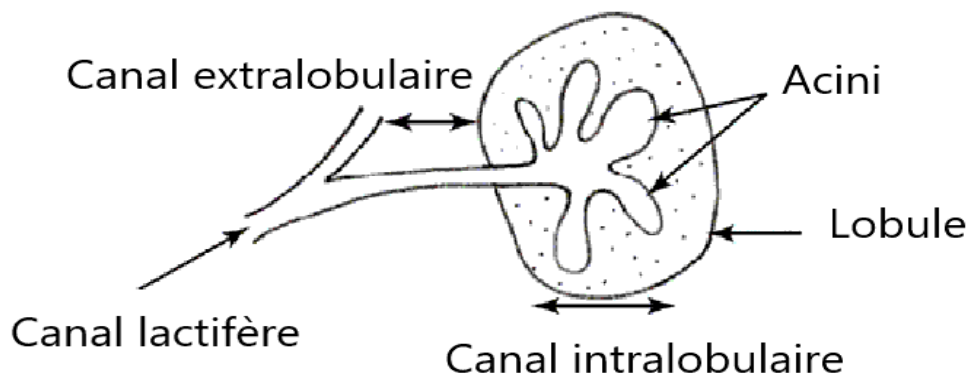


FIGURE 2 – Illustre l'Unité Terminale Ducto-Lobulaire (UTDL).

Le cancer du sein peut être considéré comme un groupe de maladies dans lesquelles des cellules anormales se divisent sans contrôle à l'intérieur du sein, et qui souvent envahissent ensuite les tissus environnants ou forment des métastases dans des régions éloignées du corps. Le cancer de sein le plus souvent a pour origine les cellules qui forment les canaux (cancers canauxiaux), mais il peut également provenir des cellules qui forment les lobules (cancers lobulaires) [38]. Les cancers qui ne se sont pas propagés au-delà de leur zone localisée sont appelés *in situ*, par exemple le carcinome canalaire *in situ* (CCIS) et le carcinome lobulaire *in situ* (CLIS). Cependant, le cancer du sein apparaît plus fréquemment comme un cancer invasif. Contrairement au cancer *in situ*, dans le cas d'un cancer invasif, les cellules tumorales ne se circonscrivent pas par la zone localisée.

Dans le monde entier, le cancer du sein est la tumeur maligne la plus fréquente chez la femme, avec près d'un demi-million de décès chaque année [39]. Au Maroc, le cancer du sein représente un sérieux problème de santé publique. Il s'agit du premier cancer chez les femmes et du troisième de tous les cas de cancer enregistrés. Ce bilan épidémiologique fait de ce type de tumeur l'un des plus importants problèmes de santé publique dans les pays en développement. À ce jour, aucune mesure de prévention primaire réellement acceptable ne permet d'empêcher les femmes de développer un cancer du sein. Sans cette possibilité, les femmes âgées de 45 à 69 ans sont invitées à passer tous les deux ans des examens de mammographie de dépistage, dans le cadre du programme de dépistage du cancer du

sein [40]. La mammographie est aussi utilisée lorsque les femmes sont orientées vers un examen en raison de symptômes cliniques, tels que des nodules, des changements de taille ou de forme, et des modifications de la peau ou du mamelon, où qu'il y ait une suspicion de cancer. La mammographie standard est une méthode bien établie pour examiner le sein dans le but de détecter et de diagnostiquer précocement le cancer du sein. La procédure utilise des rayons X de faible énergie pour générer des images 2D du sein comprimé (Figure 3).

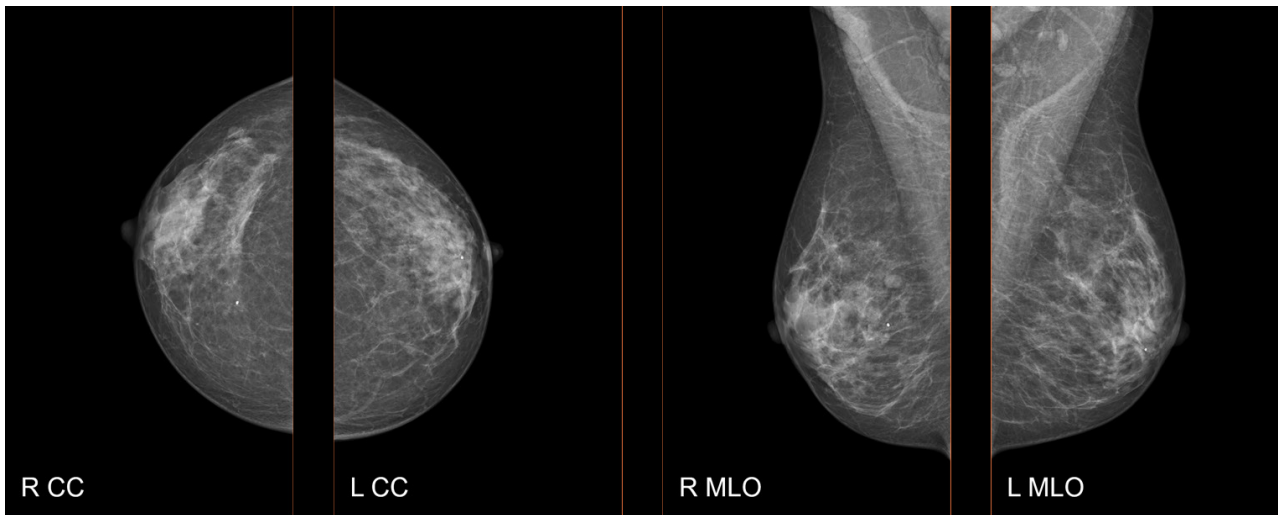


FIGURE 3 – Le dépistage par mammographie comprend les vues craniocaudale (CC) et médiolatérale oblique (MLO) du sein droit (R) et gauche (L).

Au cours de la lecture d'image, le radiologue recherche différents types de résultats suspects dans le sein, tels que des microcalcifications, des masses ou d'autres structures qui peuvent être des signes de cancer (figure 4). En cas de suspicion de cancer, le bilan clinique comprend une palpation, une imagerie complémentaire par mammographie, échographie dans la plupart des cas, et IRM dans certains cas. Si la suspicion de cancer demeure, une aspiration à l'aiguille fine (avec cytopathologie) ou une biopsie à l'aiguille fine (avec histopathologie) est réalisée pour établir un diagnostic définitif. En cas de résultat négatif, un suivi sous forme de mammographie supplémentaire ou d'examen d'échographie peut-être effectuer si cela est jugé nécessaire.

Le Maroc appartient à la moyenne catégorie de l'indice de développement humain (IDH) (valeur IDH 0,647) avec une population totale de 36,5 millions d'habitants en 2019 [41]. Selon le rapport publié par le Registre du cancer du Grand Casablanca du Maroc en 2016, le cancer du sein était le cancer le plus fréquent chez les femmes marocaines, représentant 35,8% de tous les nouveaux cancers chez les femmes. La majorité (67%) des cancers du sein chez la femme diagnostiquée à Rabat, la capitale, entre 2005 et 2008 étaient de stade II ou III [42]. Cependant, aucune donnée récente n'est disponible. Le taux

de survie globale à cinq ans rapportés pour les patientes âgées de 40 à 65 ans atteintes d'un cancer du sein pendant la même période était de 83% [42].

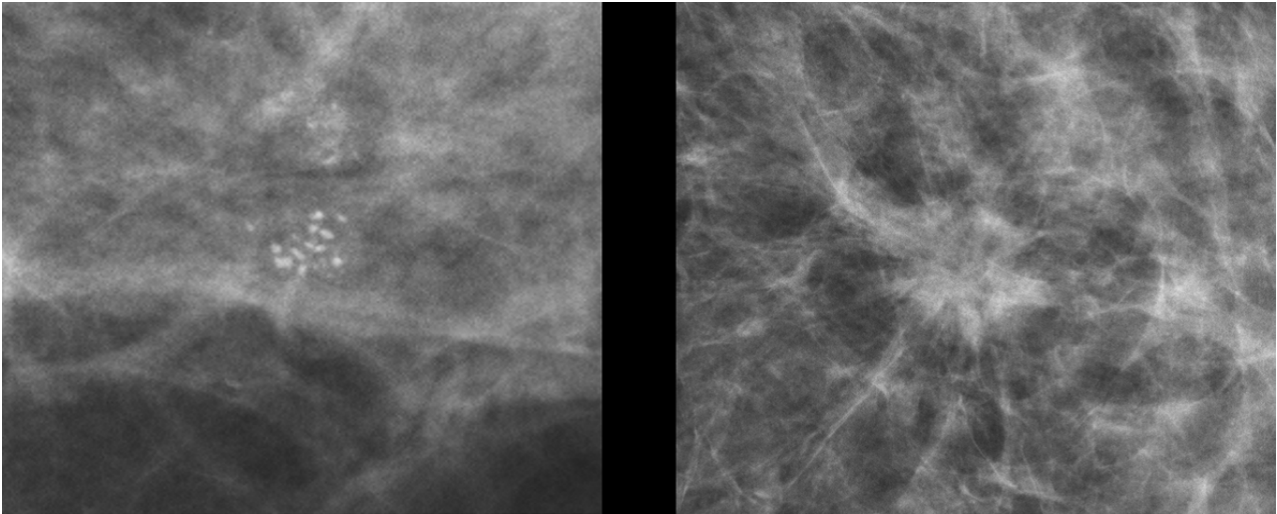


FIGURE 4 – Exemples de signes de suspicion sur des images de mammographie. Un groupe de microcalcifications (à gauche) et une masse de tissu mou spiculée (à droite).

1.2.2 Rôle de la mammographie comme outil de dépistage et de suivie

La mammographie est probablement la procédure médicale la plus scrutée et la plus débattue de notre époque, mais il n'y a pratiquement aucun désaccord sur deux points. Premièrement, il n'existe aucun autre outil de dépistage du cancer du sein qui présente une meilleure combinaison de sensibilité et de spécificité. Deuxièmement, telle qu'elle est pratiquée aujourd'hui, la mammographie pourrait être améliorée. La mammographie a deux utilisations principales, le dépistage et le diagnostic, et il existe de grandes différences médicales et économiques entre les deux. La mammographie de dépistage est une procédure à base de rayons X appliquée à une femme qui ne présente aucun signe ou symptôme de maladie du sein est utilisée pour la détection précoce du cancer du sein. L'objectif principal du dépistage n'est pas de détecter le cancer du sein à un stade précoce, mais de sauver des vies. Un avantage supplémentaire du dépistage est que les petites tumeurs détectées par le dépistage peuvent être traitées efficacement avec des régimes moins agressifs et moins durs que les grosses tumeurs.

La mammographie de diagnostic (également appelée mammographie de résolution de problèmes) utilise la même procédure à base de rayons X, mais elle est adaptée par le radiologue pour les patientes en cas de signes ou de symptômes spécifiques. Le principe fondamental du dépistage de toute maladie est que la découverte de la maladie avant l'apparition des symptômes permet de la détecter à un stade moins avancé, et que l'instauration d'un traitement à ce moment-là réduira les effets indésirables de

la maladie. L'Organisation mondiale de la santé (OMS) a exposé les principes d'un dépistage efficace en 1968 et ils sont aussi vrais aujourd'hui qu'à l'époque. Dans leur forme la plus simple, les lignes directrices de l'OMS en matière de dépistage englobent cinq points essentiels, chacun d'entre eux s'appliquant au cancer du sein et à la mammographie :

- La maladie faisant l'objet du dépistage est grave et prévalente,
- Le test est sensible et spécifique,
- Le test est bien toléré,
- Le test est peu coûteux, et
- Le test modifie le traitement ou le résultat.

Ces principes impliquent que la maladie doit être suffisamment répandue dans la population ou la sous-population faisant l'objet du dépistage pour justifier le test des individus qui ne présentent aucun signe ou symptôme de la maladie. La valeur de différents programmes de dépistage et/ou de différentes technologies est susceptible d'être différente pour différentes sous-populations, et la détermination des stratégies optimales nécessite une étude approfondie [43].

Le programme de dépistage du cancer du sein a été introduit et déployé au Maroc en 2010, les principaux acteurs de la mise en œuvre du programme, en plus du ministère de la Santé, étaient la Fondation Lalla Salma pour la Prévention et le Traitement du Cancer et le Fonds des Nations Unies pour la Population. L'âge cible du programme de dépistage biennal était initialement de 45 à 69 ans. Le protocole a été révisé en 2016 pour abaisser l'âge de début du dépistage à 40 ans. Les centres de détection précoce du cancer (27 au total dans le pays) sont des centres de diagnostic équipés d'installations de mammographie, notamment l'unité de mammographie du centre de santé de Settati et Berrechid, faisant l'objet de ce travail de thèse. Chaque centre de santé publique reçoit un objectif annuel de dépistage. Au cours des années 2015 et 2016, 1.1 et 1.5 million de femmes ont été dépistées, respectivement. En 2015, 62.8 % de la population cible annuelle a été couverte, la positivité de l'examen clinique des seins était de 3.2 %, le taux d'évaluation complémentaire des femmes dépistées positives était de 34.1 % et le taux de détection du cancer du sein était de 1.0/1000 femmes [44]. la qualité et la performance du dépistage et du service de diagnostic est particulièrement important par le développement technique de l'équipement, ce qui a permis d'augmenter la sensibilité et de réduire la dose de radiation de la mammographie.

I.2.3 Unité de mammographie du centre de santé de Settât et Berrechid

Pour le calcul de dose, un système Mammographe (Italray) disponible à l'Hospital Hassan 2 (Département de radiologie), Settât, Maroc et celui du Centre de Santé Urbain Hay Hassani Berrechid, Maroc ont été utilisés. Le mammographe de Settât et un système de mammographie qui permet l'acquisitions d'images en tant que système de mammographie conventionnelle tandis que le mammographe de Berrechid est un système de mammographie digital. La seule différence entre les deux systèmes c'est au niveau du détecteur. Le système Mammographe (Italray) digital est équipé d'un détecteur intégré de $(24 \times 30$ et $18 \times 24)$ cm² au sélénium amorphe (aSe), tandis que le système Mammographe (Italray) conventionnelle est équipé d'un récepteur d'image de type films-écrans. Les combinaisons anode/filtre Mo/Rh et Mo/Mo sont disponibles pour les deux systèmes. Le système Mammographe (Italray) possède différentes modalités d'acquisition : Manuel (où, dans une plage déterminée, nous pouvons choisir la tension (kV) ou le produit courant temps (mAs), automatique et semi-automatique. La plage de tension est de 20-49 kV, réglable par incréments de 1 kV. Le système Mammograph (Italray) utilise le tube à rayons X de type (I.A.E. XM12I), l'angle de l'anode est de 12.5° et son diamètre est de 80 mm. La distance entre la source de rayons X et le récepteur d'image est de 65 cm. Ce système permet également de régler manuellement la force de compression appliquée à un examen.



(a)



(b)

FIGURE 5 – Photo du système Mammograph (Italray), (a) Hospital Hassan 2 (Département de radiologie), Settât, Maroc (b) Centre de Santé Urbain Hay Hassani Berrechid, Maroc.

Le choix de cet appareil de mammographie est motivé par le fait qu'il est le plus utilisé au niveau national, aussi qu'il fait partie des campagnes de dépistage du cancer du sein ainsi que cet appareil couvre

l'ensemble des examens réalisés dans la région de Settat-Berrechid. Or, il est important d'évaluer la dose pour avoir une idée sur le risque radiologique associé à ce type d'appareil. D'autre part, il y a un manque d'études sur la dose de radiation en mammographie. De telles études pourraient contribuer à l'élaboration de lignes directrices et de recommandations fondées sur des données probantes concernant la dose de rayonnement dans le dépistage par mammographie.

1.3 Éléments de la chaîne de mammographie numérique

Le processus d'acquisition des images mammographiques s'est amélioré. Plus récemment, la demande d'équipements numériques a pour objectifs, par exemple, de réduire l'utilisation de films radiographiques et d'améliorer la qualité des images diagnostiques. L'utilisation de la technologie numérique est récente, et les premières études relatives aux équipements de mammographie numérique ont été réalisées il y a moins de deux décennies [45]. Bien que les équipements conventionnels produisent des images de haute qualité pour la détection des lésions mammaires, ils présentent encore des limites pour la localisation du cancer du sein dans les tissus glandulaires denses. L'une de ces limites se situe au niveau du processus d'acquisition, car le film radiographique peut présenter un faible contraste, notamment lorsque les conditions d'exposition et le traitement du film produisent des densités optiques plus faibles dans les régions contenant les lésions [46]. Après l'introduction de la mammographie numérique, l'équipement a été apporté au pays, et plusieurs services dans les principales villes du pays ont commencé à utiliser la mammographie numérique [47]. Au Maroc, le système de mammographie sur film d'écran a été remplacé par l'utilisation de la mammographie conventionnelle et la mammographie numérique. Les figures suivantes (figure 6 et figure 7) montrent les composants de la mammographie conventionnelle et de mammographie numérique, respectivement.

1.3.1 Système de mammographie conventionnelle

Le système de mammographie conventionnelle est une technique qui utilise le principe des plaques aux phosphores appelés également les écrans radioluminescents à mémoire ERLM ou écrans à luminescence photostimulable constituent une (alternative numérique) du couple écrans/film traditionnel, permettant l'acquisition et le traitement de l'image.

Ils sont contenus dans des cassettes spécifiques qui permettent leur utilisation avec tous les systèmes de mammographie conventionnelle. Brièvement, le cycle d'utilisation d'un ERLM comporte trois expo-



FIGURE 6 – Représentation d'un système de mammographie conventionnelle. (A) Mammographe, (B) plaques d'images et (C) lecteur de plaques.

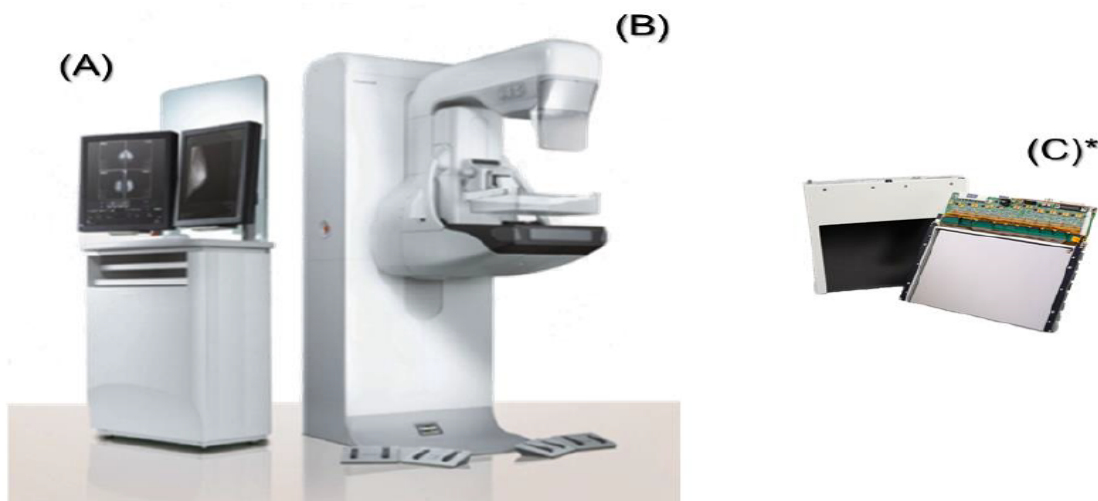


FIGURE 7 – Représentation d'un système de mammographie digitale. (A) moniteur attaché au système, (B) appareil de mammographie et (C) détecteur digital. Le détecteur des systèmes digitaux est situé à l'intérieur de l'appareil de mammographie, et n'est pas amovible.

sitions : une première exposition aux radiations ionisantes (X, gamma, ..) « écrit » l'image, une seconde exposition à un faisceau étroit de lumière visible (typiquement un laser HeNe) « lit » l'image ligne par ligne, et une dernière exposition à une lumière visible intense (typiquement plusieurs tubes néon) « efface » l'image en vue d'un nouveau cycle d'utilisation du même ERLM. L'écran est flexible, et présente une épaisseur de 1mm. Il est composé de quatre couches :

- Une couche protectrice en polyéthylène.
- Une couche dense (200 à 300 microns) de cristaux inorganiques (diamètre moyen de 5 à 10 microns). Cette couche est incluse dans un polymère organique antistatique pour une répartition homogène. Elle est également colorée afin d'éviter la diffusion lumineuse.

- Une couche support en polyéthylène, noircie au carbone pour prévenir la réflexion du laser, et empêcher sa rétrodiffusion.
- Une couche dorsale protectrice. Cet écran se trouve dans une cassette dont la face d'entrée est en fibre de carbone (faiblement absorbant).

I.3.2 Système de mammographie numérique

Contrairement aux systèmes de mammographie conventionnelle, l'équipement de mammographie numérique est composé d'un tube à rayons X, d'un contrôleur numérique et d'un système de détection électronique (écran plat). L'absorption du rayonnement au moyen de ce système de détection est efficace, et il est possible de visualiser l'image radiographique obtenue sur un moniteur de poste de travail après quelques secondes.

Les systèmes de mammographie digitale peuvent être classés comme directs ou indirects. Le système indirect consiste en une couche de matériau scintillateur dans le détecteur, qui convertit les photons des rayons X en photons du spectre visible à collecter par des transistors à couche mince (TFT) ou par un dispositif à couplage de charge (CCD), comme le montre la figure 8. Ainsi, ces photons seront convertis en un signal électrique pour produire l'image numérique.

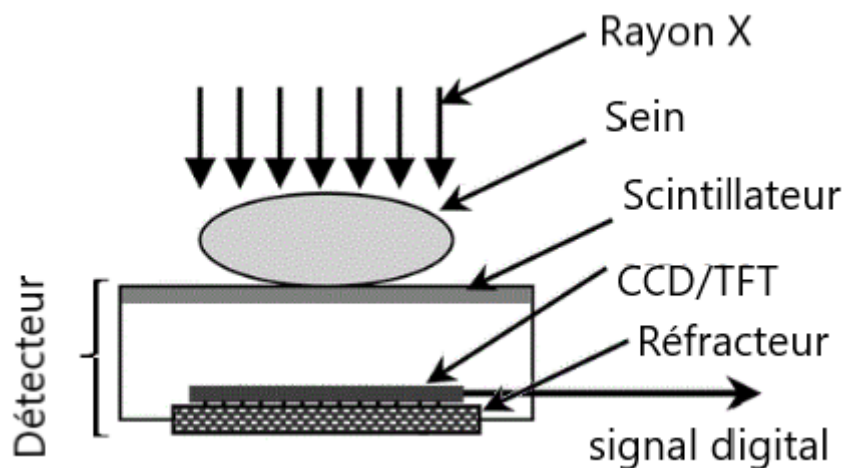


FIGURE 8 – Architecture interne du détecteur d'un système de mammographie digitale indirect.

La différence des systèmes directs par rapport à ces derniers est l'absence de l'étape de conversion intermédiaire, car dans ce cas les photons des rayons X libèrent des électrons directement dans le matériau de la plaque électronique, généralement formé par un substrat à base de sélénium amorphe (a-Se), couplé par le TFT [48]. Le plus grand avantage de l'utilisation de ces systèmes numériques réside dans la réduction de la dose de radiation et l'amélioration de la résolution spatiale. : Il convient

de noter que ces systèmes produisent des images en un temps réduit, et qu'elles peuvent être stockées dans l'ordinateur lui-même ou dans le système de l'entreprise.

I.4 Principe physique de la mammographie

I.4.1 Production des rayons X

En 1895, le physicien allemand Wilhelm Roentgen a découvert que lorsqu'un faisceau d'électrons entre en contact avec un matériau cible, des rayons X sont produits. Cette production de rayons X était principalement fonction de deux interactions physiques entre les électrons et la matière, où les électrons perdent une partie de leur énergie par Bremsstrahlung et par rayonnements caractéristiques.

Dans le tube d'un appareil à rayons X, les faisceaux de rayons X sont générés lorsque des électrons très énergétiques interagissent avec la matière et convertissent ainsi leur énergie cinétique en rayonnement électromagnétique. Au cours du processus d'interaction, la plupart des collisions d'électrons avec la cible produisent de l'énergie thermique (chaleur), environ 99 % dans la gamme d'énergie utilisée en radiologie. La cible doit donc être un matériau ayant un point de fusion élevé et la capacité de dégager la chaleur [49] [50]. Ce n'est qu'à des énergies beaucoup plus élevées que l'efficacité des rayons X augmente sensiblement, ce qui peut être atteint avec un accélérateur linéaire de l'ordre de 30 à 95 % selon l'énergie du faisceau d'électrons. Ce concept de production de rayons X est une considération importante dans le cadre initial du projet, car l'efficacité peut avoir un impact sur la qualité ultérieure des données ; ce point sera abordé au chapitre 2.

Le tube à rayons X ou ampoule est un dispositif qui consiste en une ampoule à vide en verre ou en métal composée de deux électrodes, l'anode et la cathode. Le tube à rayons X, pour des raisons pratiques et de sécurité, est installé à l'intérieur d'une enceinte métallique plombée qui permet la fixation des collimateurs pour définir le champ de rayons X, il contient aussi un générateur qui est la source d'énergie responsable de fournir la tension nécessaire pour accélérer les électrons. Le générateur permet également de contrôler la sortie des rayons X en sélectionnant la tension, le courant et le temps d'exposition, car ils fonctionnent de manière à créer un faisceau de rayons X dont l'intensité, la pénétration et la distribution spatiale sont bien définies. La figure 9 présente le schéma de base d'une ampoule à rayons X. En mammographie, étant donné que des tensions plus faibles sont utilisées, des matériaux cibles tels que le rhodium ou le molybdène sont couramment utilisés en raison de leurs arêtes K ap-

propriétés, avec un rayonnement caractéristique plus proche de la tension du tube. En bCT, comme une tension plus élevée est appliquée, qui peut aller de 40 à 150 kV, le choix de l'anode est le tungstène.

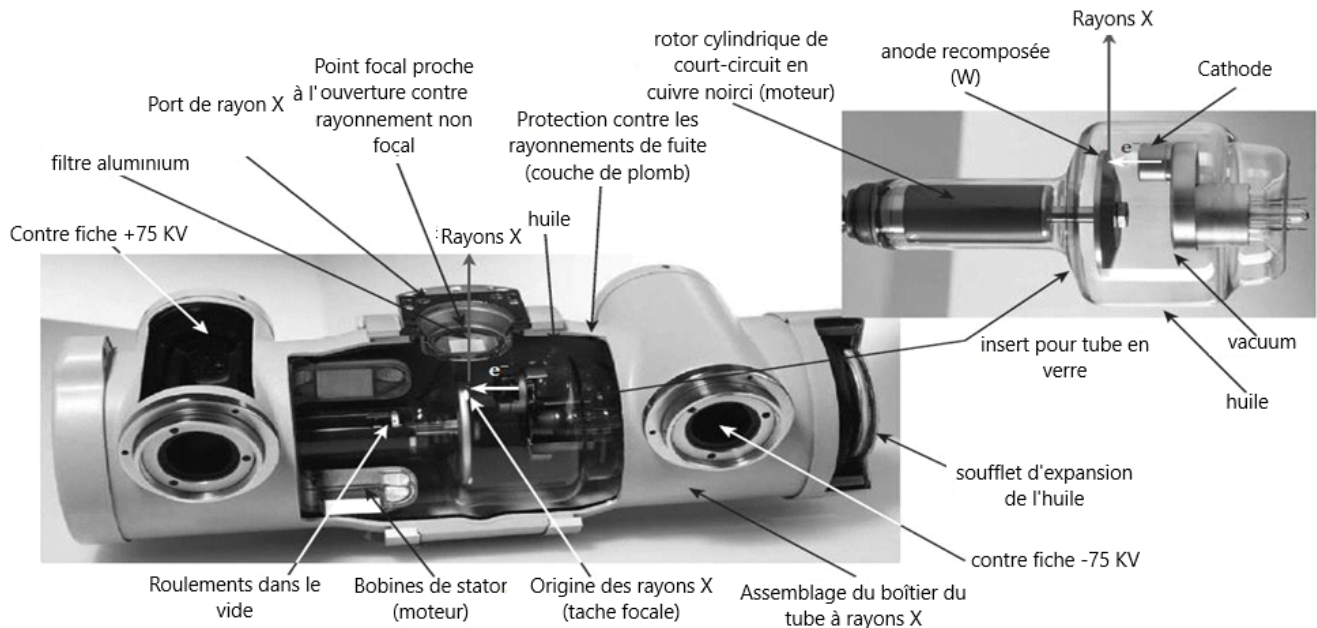


FIGURE 9 – Tube à rayons X.

I.4.2 Rayons Bremsstrahlung

Les rayons de freinage ou Bremsstrahlung résultent de l'interaction coulombienne entre un électron incident de haute énergie cinétique et le noyau de l'atome cible. Au cours du processus d'interaction, les électrons sont décéléré et perdent une partie de leur énergie cinétique, changent de trajectoire et émettent de l'énergie sous forme d'ondes électromagnétiques, comme le montre la figure 10. Le rayonnement de bremsstrahlung est produit lorsque l'électron se rapproche du noyau de l'atome, l'électron gravite alors partiellement autour du noyau en raison des fortes forces coulombiennes entre l'électron négatif et le noyau positif. Le résultat est l'émission d'un rayon X d'une énergie égale à la différence entre l'énergie initiale et l'énergie finale de l'électron ; c'est-à-dire en prenant E égal à l'énergie incidente de l'électron, alors $h\nu = E - E_1$ où E_1 est l'énergie finale de l'électron et $h\nu$ égal à l'énergie du rayon X ; h est la constante de Planck, et ν est la fréquence. Lorsque l'électron est complètement arrêté $E_1 = 0$, alors $E = h\nu$ et les rayons X produit sont égaux à l'énergie de l'électron incident, c'est un concept important du point de vue de la radiographie ou de la mammographie, car il indique que l'énergie maximale du rayon X ne peut être que celle de l'électron, qui est gouverné par le potentiel d'accélération dans le tube à rayons X [51]. Le rayonnement de bremsstrahlung constitue une proportion importante du

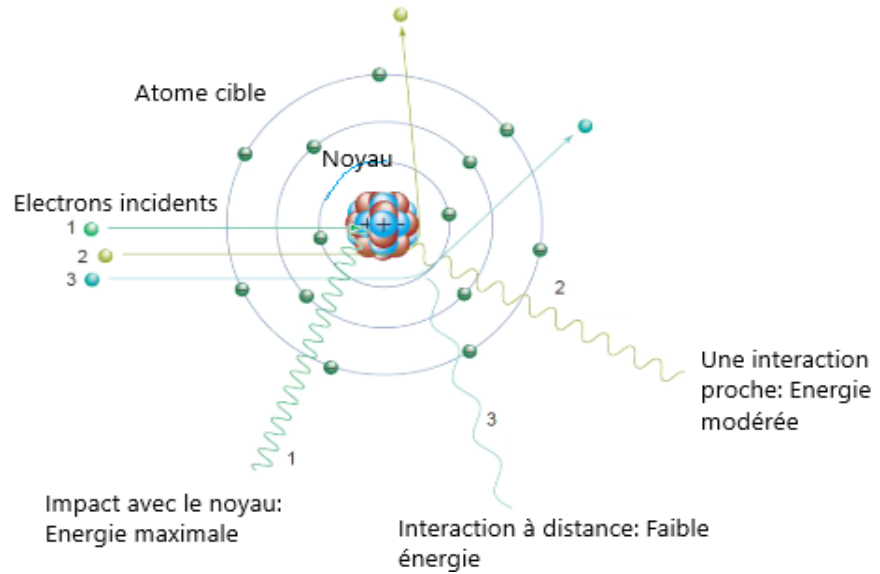


FIGURE 10 – Schéma représentatif de rayonnement de freinage.

spectre des rayons X, et la probabilité d'une interaction bremsstrahlung est fortement influencée par Z du matériau cible et la masse de la particule incidente. Le rayonnement bremsstrahlung total produit par atome est proportionnel à Z^2/m^2 , l'efficacité augmente donc pour les matériaux à Z élevé, mais diminue pour les particules incidentes de masse élevée [51]. Bien que l'efficacité globale de la production de rayons X soit très faible, un électron produira presque un million de fois plus de bremsstrahlung que celui d'un proton de particule alpha. Comme le bremsstrahlung est considéré comme une perte d'énergie par collision et la production de chaleur comme une perte d'énergie radiative, le rapport des deux pour un faisceau d'électrons peut être décrit comme suit :

$$\frac{\text{Perte radiative}}{\text{Perte d'énergie par collision}} = \frac{E_k Z}{8.2 \times 10^5} \quad (1)$$

Où E_k est l'énergie cinétique du photon incident en keV [49]. Cependant, de manière plus générale, l'efficacité de la production de rayons X, c'est-à-dire le rapport entre l'énergie produite par les rayons X et l'énergie d'entrée des électrons incidents, est estimée comme suit :

$$\text{E f cacité} = 9 \times 10^{-10} ZV \quad (2)$$

Où V est la tension du tube en volts [52]. En termes d'énergies de mammographie, ce chiffre est très faible. Prenons l'exemple d'un tube à rayons X de 30 kV avec une cible en Mo, l'efficacité peut être

calculée comme suit : $\text{Efficacité} = 9 \times 10^{-10} (42) (3 \times 10^5) = 0,1 \%$.

L'énergie et l'angle d'irradiation de ces photons dépendent de la proximité de l'électron avec le noyau et de l'énergie cinétique de l'électron, et peuvent prendre n'importe quelle valeur énergétique, puisque le faisceau de photons a un spectre continu [53].

I.4.3 Rayons caractéristiques

Le deuxième phénomène composant un spectre de rayons X est le rayonnement produit par l'interaction entre l'électron et l'anode qui entraînent l'ionisation des électrons de l'orbite interne des atomes de l'anode, ce qui résulte l'émission de rayons X de fluorescence caractéristiques. L'électron de la couche interne de l'atome donc sera éjecté si l'énergie cinétique de l'électron incident dépasse l'énergie de liaison, le trou résultant dans le cortège atomique interne après ionisation de l'atome est réoccupé par un électron d'une couche plus externe. Du point de vue de la mécanique quantique, l'électron en transition perd de l'énergie sous la forme d'un photon égal à la différence entre les états d'énergie orbitale. Ce phénomène est très similaire au mécanisme d'excitation par fluorescence des rayons X, sauf que les atomes sont excités directement par des électrons énergétiques, plutôt que par des photons de rayons X; la figure 11 décrit ce processus.

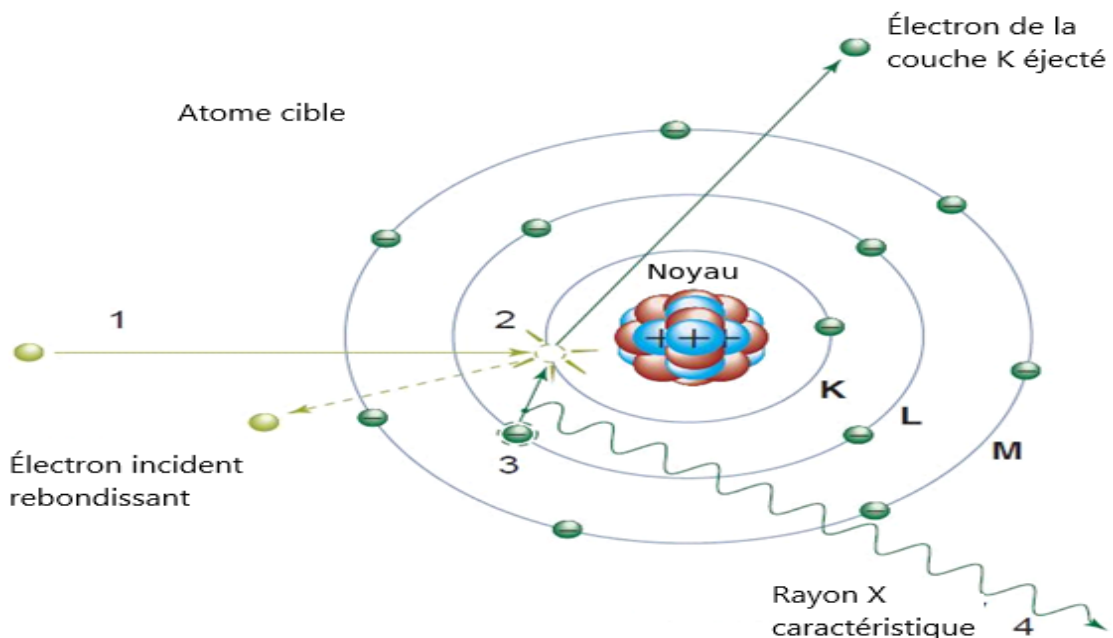


FIGURE 11 – Production de rayonnement caractéristique.

Contrairement aux énergies des rayons de bremsstrahlung, le rayonnement caractéristique a des valeurs d'énergie discrètes. En général, ces valeurs peuvent être décrites comme suit :

$$h\nu = E_L - E_K \quad (3)$$

Ici E_L et E_K décrivent les couches à partir desquelles la transition s'est produite, L $\rightarrow$ K dans ce cas. Dans cette équation, les énergies de liaison prennent une valeur négative pour rester cohérentes avec une perspective de mécanique quantique.

La proportion de rayons X caractéristiques dans un spectre est minime, mais augmente avec la tension du tube : environ 5 % pour une anode en W à 80 kV, mais passe à environ 10 % à 100 kV. Il s'agit d'une facette importante du spectre mammographique, car les rayons X caractéristiques, qui se présentent comme des pics sur un spectre, constituent le fondement d'un spectre mammographique idéal. Le spectre idéal pour la mammographie est celui qui minimise la dose pour une qualité d'image diagnostique optimale, et cela se produit autour de 20 keV [54]. Avec des matériaux de filtrage appropriés, les rayonnements bremsstrahlung de faible et de plus haute énergie peuvent être en grande partie minimisés, car ils ne contribuent généralement pas à la qualité de l'image, mais contribuent à une dose inutile tout en prétendant aux pics caractéristiques. Cela conduit à une bande d'énergie beaucoup plus étroite et plus proche d'un spectre monoénergétique. La figure 12 ci-dessous donne une représentation visuelle de la façon dont le rayonnement bremsstrahlung et le rayonnement caractéristique apparaissent dans un spectre de rayons X.

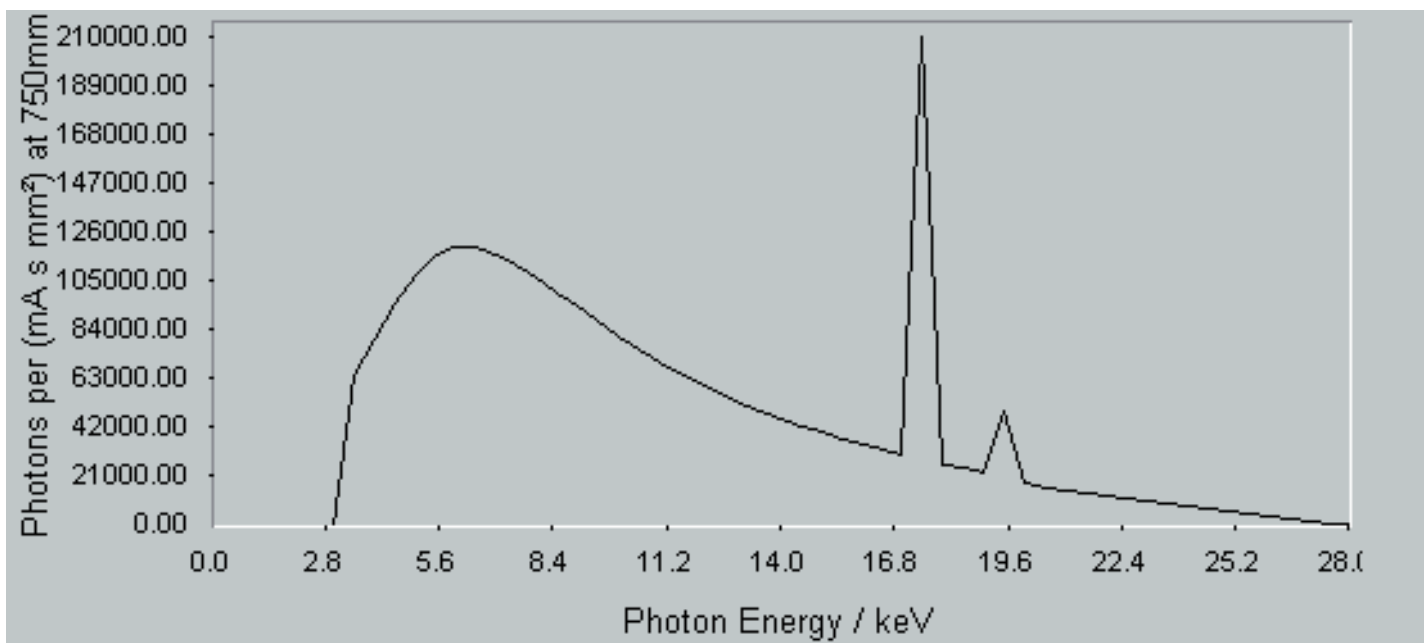


FIGURE 12 – Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 28 keV par SRS-78.

La quantité de filtrage et le kV du faisceau de rayons X peuvent être très différents d'un sein à l'autre. Un sein plus épais et plus dense peut nécessiter un kV plus élevé avec un filtre plus épais pour obtenir la pénétration du faisceau nécessaire pour produire une image acceptable. En revanche, un sein plus fin et moins dense peut nécessiter un kV et un filtre moins épais pour obtenir un bon contraste.

I.4.4 Interaction des rayons X avec la matière

Lorsque des photons traversent la matière, ils peuvent être diffusés, absorbés ou pénétrer sans aucune interaction. Il existe trois interactions des photons avec la matière qui sont importantes dans les gammes d'énergie des mesures des rayons X et de l'imagerie de sein : l'effet photoélectrique, la diffusion cohérente ou Rayleigh et la diffusion Compton ou inélastique.

I.4.4.1 Effet photoélectrique

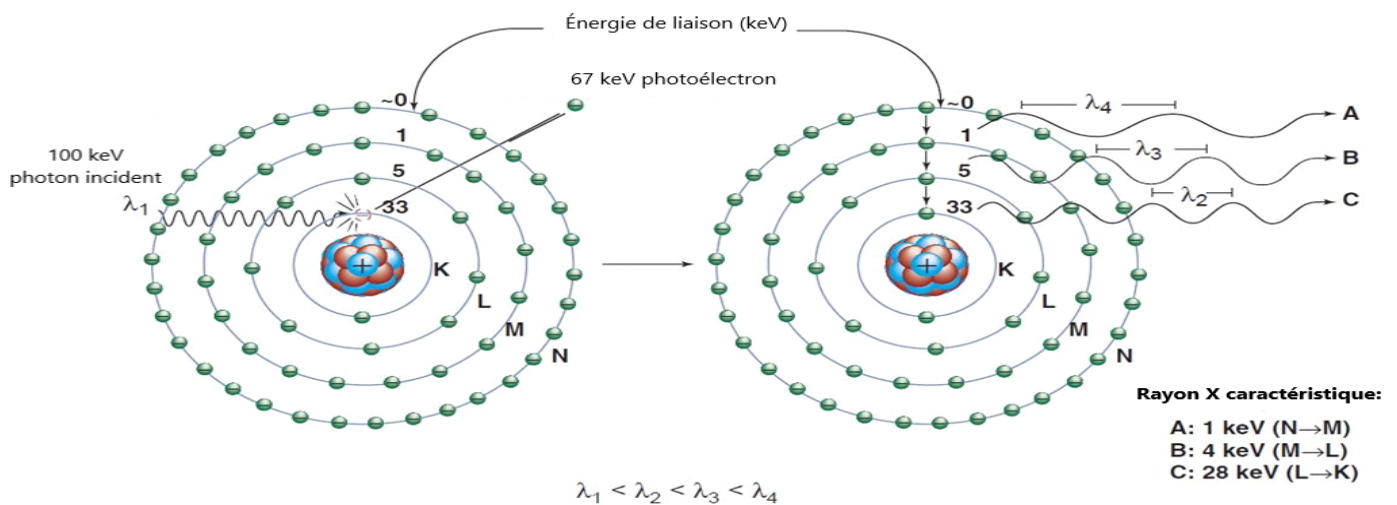


FIGURE 13 – Schéma représentatif de l'effet photoélectrique.

La figure 13 à gauche représente un photon incident de 100 keV qui provoque l'éjection d'un électron de 67 keV d'énergie cinétique. À droite, les électrons des orbitales extérieures occupent les orbitales intérieures, émettant des rayons X caractéristiques avec une énergie correspondant à la différence des énergies de liaison des différentes orbitales [55].

L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon, $h\nu$, dépasse l'énergie de liaison de l'électron dans cette couche. La couche électronique la plus susceptible de perdre un électron est celle

qui satisfait à cette contrainte et qui possède également l'énergie de liaison la plus élevée. Bien que ce processus semble assez simple, le calcul de la probabilité de l'interaction est très compliqué et fait appel à la mécanique quantique, car il implique la fonction d'onde de l'ensemble du nuage électronique atomique et ces fonctions ne sont disponibles que pour des atomes relativement simples. Dans la plage d'énergie de diagnostic allant jusqu'à 150 keV, la section efficace par atome de l'effet photoélectrique est donnée approximativement par :

$$\sigma(h\nu, Z) = k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (4)$$

Où

- k est une constante
- Z est le numéro atomique
- n est un exposant compris entre 3,6 et 5,3, qui est plus élevé pour les faibles numéros atomiques
- m est un exposant compris entre 2,5 et 3,5, encore une fois plus grand pour les faibles numéros atomiques.

Une dépendance typique de σ dans la gamme d'énergie diagnostic est donc :

$$\sigma \propto \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (5)$$

1.4.4.2 Diffusion Rayleigh

La figure 14 illustre un photon qui interagit avec un électron orbital lié. Cette interaction est élastique puisqu'il n'y a pas de transfert énergétique des photons vers les particules chargées. Le photon sera diffusé avec un angle très faible. Puisqu'aucun transfert d'énergie ne se produit du photon à la particule chargée, la diffusion Rayleigh ne joue aucun rôle dans le coefficient de transfert d'énergie, mais elle contribue au coefficient d'atténuation. La section efficace de la diffusion Rayleigh σ_R est proportionnelle à $(Z / h\nu)^2$. La diffusion cohérente (Rayleigh) ne joue qu'un rôle mineur dans l'imagerie mammographique (elle représente 10 à 15 % des interactions entre photons dans l'eau à 36 keV) [56]. En imagerie médicale, la détection de rayons X diffusés dégrade la qualité de l'image, cependant la probabilité que ce processus se produise dans la gamme d'énergie diagnostique est faible [55].

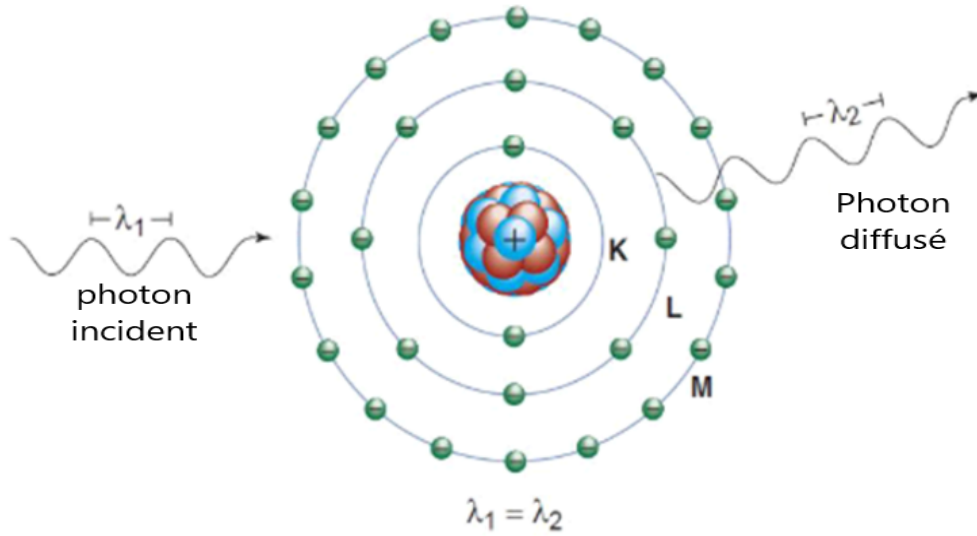


FIGURE 14 – Diffusion Rayleigh.

I.4.4.3 Diffusion Compton

Du point de vue de la mécanique quantique, la diffusion incohérente ou Compton peut être décrite comme une collision entre un photon avec une énergie $h\nu$, et un électron généralement dans la couche externe de l'atome; cet électron est souvent appelé électron "libre". Cette collision est un processus double dans lequel une partie de l'énergie est transférée à l'électron sous forme d'énergie cinétique E , et l'énergie restante est diffusée sous forme d'un photon d'énergie $h\nu'$. Ainsi, d'après la conservation de l'énergie, $h\nu = h\nu' + E$, mais comme la quantité de mouvement doit être conservée, les angles de diffusion dépendent de l'angle de collision [51]. En appliquant ces règles, l'énergie du photon diffusé $h\nu'$ et l'énergie de l'électron diffusé, E , peuvent être calculées si l'angle du photon diffusé, θ , et l'énergie du photon incident, $h\nu$, sont connus.

$$E = h\nu \frac{\alpha (1 - \cos(\theta))}{1 + \alpha (1 - \cos(\theta))} \quad (6)$$

$$h\nu' = h\nu \frac{1}{1 + \alpha (1 - \cos(\theta))} \quad (7)$$

Où $\alpha = h\nu/511\text{keV}$, et 511keV est l'énergie de masse au repos de l'électron [51]. Ce concept de distribution angulaire de la diffusion est important, car la diffusion Compton domine les probabilités d'interaction aux énergies de la mammographie, ce qui affecte la qualité de l'image et d'autres processus

tels que la rétrodiffusion. À titre d'exemple, on peut montrer que le photon diffusé et l'électron diffusé obtiennent leurs énergies minimales et maximales, respectivement, lorsque $\theta = 180^\circ$:

$$E_{\max} = h\nu \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha} \quad (8)$$

$$h\nu'_{\min} = h\nu \frac{1}{1 + 2\alpha} \quad (9)$$

Où la relation entre l'angle de l'électron diffusé et l'angle du photon est la suivante :

$$\cos(\Phi) = (1 - \alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (10)$$

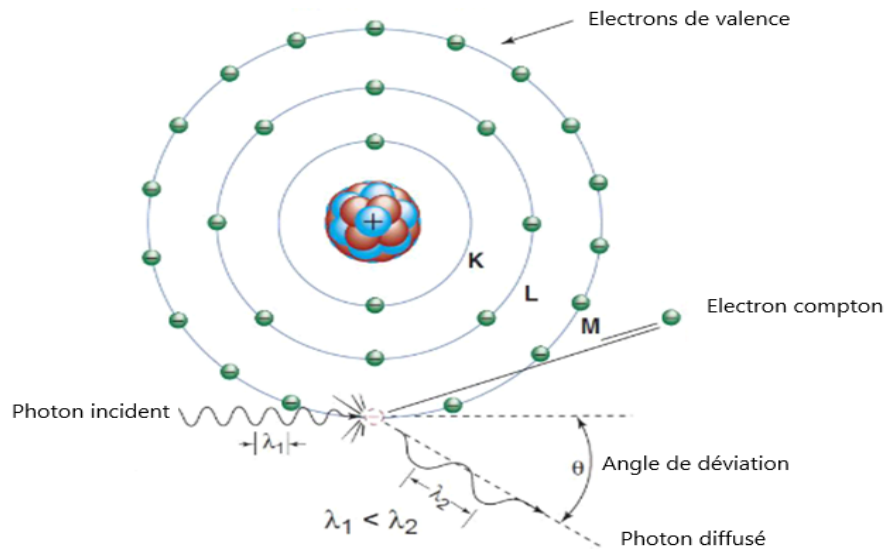


FIGURE 15 – Illustration d'une interaction Compton.

À partir de ces résultats, il est facile de déduire que l'énergie de rétrodiffusion résultante, lorsque $\theta > 90^\circ$, d'un faisceau de rayons X de mammographie ou d'un faisceau de radiologie générale, est nettement inférieure à celle du faisceau incident. Inversement, lorsque θ tend vers 0° , une diffusion vers l'avant se résulte, c'est-à-dire que si $\theta = 0^\circ$, le $h\nu' = h\nu$ et $E = 0$. $\theta < 90^\circ$, tend à se rapprocher de l'énergie du rayon X incident, bien que ces trois relations, les relations de Compton, constituent une description de la cinématique de l'interaction, elles n'offrent aucune information sur la section efficace de Compton, ou la probabilité d'interaction. La probabilité d'une interaction Compton pour un photon d'énergie $h\nu$ dans un angle solide $d\Omega$ à un angle θ peut être décrite par la formule Klein-Nishina ; il s'agit de la

section efficace différentielle.

$$\frac{d_{kN}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + (\cos^2 \theta)) f_{kN} \quad (11)$$

Où f_{kN} est

$$f_{kN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos(\theta))} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos(\theta))^2}{[1 + \alpha(1 - \cos(\theta))][(1 - \cos(\theta))]} \right\} \quad (12)$$

Ici $f_{kN} < 1$, si $f_{kN} \neq 1$ alors $\frac{d\sigma_{kN}}{d\Omega} \neq$ la section efficace de diffusion de Thompson, c'est-à-dire $h\nu' \neq h\nu$ ou $\alpha \neq 0$ ([51], [57], [58]). Ici, la section efficace totale de Compton est obtenue en intégrant $\frac{d\sigma_{kN}}{d\Omega}$ sur les conditions aux limites $(0, \pi)$.

$$\sigma_{kN} = 2\pi r_0^2 \left\{ \left\{ \frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \right\} \left\{ \frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right\} + \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 - 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\} \quad (13)$$

La raison pour laquelle nous décrivons la section efficace de Compton de manière plus détaillée que c'est pour les besoins de ce projet, le programme Monte-Carlo, Geant4, impose une grande exigence quant à la précision de ces sections efficaces, pour lesquelles il offre une série de données à utiliser. Ainsi, pour comprendre le mécanisme un peu plus en profondeur, étant donné que la diffusion Compton est la principale interaction du dépôt de dose dans les tissus, cela peut donner au lecteur de l'origine des mesures de dose. La figure 15 montre un schéma représentatif d'interaction Compton.

1.4.5 Atténuation des rayons X dans la matière

1.4.5.1 Coefficient d'atténuation de masse

Si l'on suppose que l'énergie incidente E interagissant dans le volume est complètement absorbée, le coefficient μ/ρ est appelé coefficient d'atténuation de masse.

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_j \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_j = \rho_a \frac{(Z_i)}{\rho} \sum_j \sigma_j \quad (14)$$

Où σ_j est la section efficace microscopique de la réaction j (photoélectrique, Compton, Rayleigh ou production de paires) et $\rho_a(Z_i)$ la densité atomique de l'élément Z_i dans le composé, en atomes/barn cm, estimée comme suit :

$$\rho_a(Z_i) = \rho \frac{N_0}{A_i} 10^{-24} \quad (15)$$

Où N_0 est le nombre d'Avogadro et A_i est la masse atomique de l'élément. Les énergies utilisées en mammographie étant inférieures à l'énergie seuil E_{pp} de la formation de paires électron-positron, on considérera dans la suite que $\sigma_{pp} = 0$.

I.4.5.2 Coefficient massique d'absorption

Une fraction du flux de photons incidents peut réagir par effet Compton ou par effet Rayleigh dans le volume de contrôle. Dans les deux cas, le photon en interaction s'échappe de ce volume, de sorte que son énergie n'y est pas réellement déposée. Si l'on suppose que seule l'énergie des électrons produits est complètement absorbée dans le volume, le coefficient μ_d/ρ est représenté par μ_a/ρ et est appelé coefficient massique d'absorption linéaire,

$$\frac{\mu_a}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} - (1 - f_c) \frac{\mu_c}{\rho} = \frac{\mu_{ph}}{\rho} + \left(\frac{\mu_c}{\rho} \right) f_c \quad (16)$$

Où f_c est la fraction moyenne d'énergie transférée par effet Compton du photon incident aux électrons dans le milieu, μ_{ph}/ρ et μ_c/ρ sont les coefficients d'atténuation massique photoélectrique et Compton, respectivement. La fraction moyenne f_c est calculée en considérant que dans l'effet Compton, l'énergie moyenne est transférée du photon incident aux électrons du milieu, y compris les électrons Auger,

$$f_c = 1 - \frac{\bar{E}_{out;c}}{E} - \frac{\bar{U}_{out;c}}{E} \quad (17)$$

Où $\bar{E}_{out;c}$ est l'énergie moyenne du photon diffusé et $\bar{U}_{out;c}$ est l'énergie moyenne des photons fluorescents émis lors de la relaxation de l'atome.

$$\bar{U}_{out;c} = \sum_n p_n w_n \sum_m p_{m=n} \bar{U}_{nm} \quad (18)$$

Où $p_n = \sigma_{c;n}/\sigma_c$ est la probabilité d'une interaction de Compton avec un électron dans la sous couche n (K, L₁-L₃, M₁-M₅, N, ...), w_n est la probabilité d'émission totale due à la sous couche n (rendement de fluorescence), $p_{m/n}$ est la probabilité de transition m (α , β , γ) conditionnelle à une ionisation dans la sous couche n et $\bar{U}_{nm}$ est l'énergie moyenne émise à la transition m après une interaction dans la sous couche n .

I.4.5.3 Coefficient massique de transfert d'énergie

Lors de l'absorption d'un photon par l'effet photoélectrique, des électrons orbitaux peuvent être émis par l'atome si l'énergie du photon est supérieure à l'énergie de liaison. De cette façon, un trou est produit qui pourrait être occupé par un électron d'une couche moins énergétique, émettant des photons de fluorescence ou des électrons Auger. Dans ce cas, le coefficient μ_d/ρ est représenté par μ_{tr}/ρ et est appelé coefficient de transfert d'énergie linéaire de masse.

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu_a}{\rho} - (1 - f_{ph}) \frac{\mu_{ph}}{\rho} = f_{ph} \left(\frac{\mu_{ph}}{\rho} \right) + f_c \left(\frac{\mu_c}{\rho} \right) \quad (19)$$

Où f_{ph} est la fraction moyenne d'énergie transférée du photon incident aux électrons du milieu, calculée comme suit :

$$f_{ph} = 1 - \frac{\bar{E}_{out,ph}}{E} \quad (20)$$

Où $\bar{U}_{out,ph}$ est l'énergie moyenne des photons fluorescents émis, estimée comme suit

$$\bar{U}_{out,ph} = \sum_n p_n w_n \sum_m p_{m=n} \bar{U}_{nm} \quad (21)$$

Où $p_n = \sigma_{ph;n} / \sigma_{ph}$ est la probabilité d'ionisation de la n sous-couche.

I.5 Qualité d'image en mammographie

La diffusion des rayons X due aux interactions Compton génère un flou dans les images radiographiques. Le rayonnement diffusé est à peu près homogène en tout point, il s'ajoute au rayonnement primaire, il a pour conséquences de détériorer l'image (seules les interactions photoélectriques sont recherchées) et engendre une irradiation en dehors du faisceau. Par conséquent, il est souhaitable de réduire l'impact de la diffusion sur la qualité de l'image. La diffusion des rayons X dépend de plusieurs facteurs physiques, notamment : l'habitus du corps (augmente avec l'habitus), le kVp, la collimation (augmente avec le kVp), l'air gap (diminue avec l'air gap) et les grilles antidiffusion (diminue avec le rapport de grille). Lorsqu'une grille est utilisée pour réduire la diffusion des rayons X, elle augmente le contraste par un facteur d'amélioration du contraste (k), mais une dose de rayonnement supplémentaire est nécessaire pour compenser les photons bloqués par la grille (facteur de Bucky).

La diffusion cohérente est souvent ignorée en radiologie diagnostique parce que sa section efficace

est relativement faible et parce qu'on suppose qu'elle ne se distingue pas du rayonnement primaire. Les calculs de diffusion simple montrent cependant que les photons diffusés de manière cohérente divergent suffisamment du rayon primaire pour dégrader le contraste de l'image, et qu'ils représentent une fraction significative de la fluence énergétique totale diffusée au niveau du récepteur d'image. Les grilles et les grands gaps d'air sont moins efficaces pour réduire la diffusion cohérente simple que la diffusion incohérente et multiple. La diffusion cohérente représente une fraction plus élevée de la quantité totale de diffusion pour les examens à faible énergie tels que la mammographie[59].

Les deux avantages principaux liés à une analyse objective de la qualité d'image résident dans le fait que celle-ci est reproductible et indépendante de l'observateur. Les paramètres physiques de base utilisés pour ce type d'évaluation sont des grandeurs physiques bien codifiées dans la littérature et que l'on détermine par mesure. À partir de ces grandeurs, il est possible de déterminer des paramètres synthétiques représentatifs de la qualité d'image. On compte parmi ceux-ci l'efficacité quantique de détection (en anglais DQE pour Detective Quantum Efficiency), le rapport signal sur bruit (en anglais SNR pour Signal to Noise Ratio) ou encore le rapport contraste-sur-bruit (en anglais CNR pour contrast to Noise Ratio). Notons que ces paramètres quantifient la qualité intrinsèque du système d'imagerie, mais ils ne tiennent pas compte des étapes de la visualisation et de l'interprétation de l'information présente sur l'image. Pour pallier cette lacune, un modèle mathématique d'observateur intégrant aussi bien les caractéristiques intrinsèques du détecteur que les paramètres liés à la perception peut être utilisé. Différentes théories ont été développées, permettant, selon la tâche à accomplir, de représenter le comportement d'un observateur humain. L'utilisation d'objet-tests adéquat permet de déterminer les paramètres physiques comme le contraste, le bruit et la résolution, associés à l'examen radiologique et nécessaires à l'utilisation de ces modèles. À titre d'exemple, mentionnons l'indice de qualité d'image, l'IQI, correspondant à la taille de la plus petite microcalcification détectable. Notons que la validation de ces modèles est réalisée à partir d'expériences de détection utilisant des observateurs humains. Différents travaux montrent qu'ils sont bien adaptés à certaines tâches radiologiques, comme la mammographie [60].

I.5.1 Efficacité quantique

La probabilité d'interaction, ou efficacité quantique, d'un photon d'énergie E avec le détecteur est donnée par :

$$\eta = 1 - e^{-\mu(E)T} \quad (22)$$

Où μ est le coefficient d'atténuation linéique du matériau du détecteur et T l'épaisseur active du détecteur. Le fait d'augmenter l'épaisseur active du détecteur, ou d'utiliser des matériaux ayant des coefficients d'atténuation linéiques μ plus élevés, se traduit par une augmentation de cette efficacité quantique.

I.5.2 Rapport contraste-sur-bruit

Pour le calcul du CNR, dans une tranche centrale des images expérimentales, une région d'intérêt (ROI) aussi grand que possible a pour but de déterminer le tissu glandulaire (ou équivalent glandulaire). Une ROI de la même surface a ensuite pour objet de sélectionner le tissu adipeux (ou l'équivalent adipeux). Pour chaque ROI, il doit être vérifié que la ROI est incluse dans le même tissu/matériau pour au moins 10 coupes voisines. De plus, les ROI doivent être choisis de manière à être éloignés d'au moins 10 pixels de toute interface entre différents matériaux, le CNR est calculé comme suit :

$$\text{CNR} = \frac{S_g - S_f}{\sigma_f} \quad (23)$$

Où S_g est le niveau de gris moyen dans le ROI du tissu glandulaire et S_f et σ_f sont respectivement le niveau de gris moyen et l'écart-type dans le ROI du tissu adipeux. Pour chaque image, le calcul doit être répété sur les 10 coupes.

I.5.3 Rapport signal sur bruit

La technologie du détecteur joue également un rôle majeur dans la détermination des amplitudes relatives du signal et du bruit dans les mammogrammes. La source de bruit radiographique la plus fondamentale, le bruit quantique, est décrite en termes de statistiques de Poisson. La magnitude du signal d'image utile par rapport au bruit quantique augmente comme la racine carrée du nombre de quanta utilisés pour produire l'image. Ce nombre est à son tour proportionnel au produit de la fluence de rayons X transmise par le sein et de l'efficacité quantique du détecteur. D'autres sources de bruit peuvent encore réduire le rapport signal/bruit (SNR). L'évaluation du SNR peut être faite à partir des images obtenues

dans les différentes zones des plaques de PMMA lors du test CNR en utilisant l'équation 24.

$$\text{SNR} = \frac{\text{VMP}}{\sigma} \quad (24)$$

Avec (VMP) est la valeur moyenne des pixels et σ est l'écart-type dans chacune des ROIs. Disposer des valeurs du SNR pour chaque épaisseur de la plaque PMMA, permis de calculer la moyenne de ces valeurs (SNRm). Le SNR est estimé en mesurant la variation de chaque valeur par rapport à la valeur moyenne.

I.6 □ antités dosimétriques en mammographie

I.6.1 Kerma

Dans la section précédente, nous avons décrit le transfert d'énergie qui se produit par l'interaction des rayons X avec un matériau. Cette interaction entraînant généralement l'excitation ou l'ionisation d'un atome. Le transfert d'énergie du photon incident à un électron atomique est le processus connu sous le nom Kerma (Kinetic Energy Released per unit MAss).

$$K = \Phi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_z dE_{tr} \quad (25)$$

Où Φ est la fluence photonique, et dE_{tr} est l'énergie cinétique totale libérée aux particules chargées par le photon incident dans une masse égale à dm . Cependant (μ_{tr}/ρ) invoque le coefficient massique de transfert d'énergie. Cette équation décrit le cas général où un faisceau de photons est monoénergétique, mais dans la pratique, un calcul de kerma serait effectué à partir d'un spectre, donc un calcul de spectre de kerma nécessiterait la sommation de toutes les contributions de kerma de toutes les énergies dans le spectre. Comme décrit précédemment (μ/ρ) dépend de l'énergie, par conséquent (μ_{tr}/ρ) suit une dépendance énergétique similaire :

$$K_{total} = \sum_{h\nu} n_{h\nu} \Phi_{h\nu} \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{h\nu,z} \quad (26)$$

Où $n_{h\nu}$, $\Phi_{h\nu}$ et $(\mu_{tr}/\rho)_{h\nu,z}$ sont respectivement le nombre de photons, la fluence d'énergie photonique et le coefficient d'absorption d'énergie massique à une énergie photonique spécifique $h\nu$. Il convient de

noter que le coefficient massique de transfert d'énergie et le coefficient massique d'absorption d'énergie dépendent également de Z .

La perte d'énergie par ionisation n'est qu'un des modes de transfert d'énergie à partir des interactions par collision, mais un transfert d'énergie peut avoir lieu à partir de processus radiatifs tels que le bremsstrahlung des particules secondaires. Le kerma total peut donc être considéré comme la somme des processus de kerma par collision et par rayonnement :

$$K_{\text{total}} = K_{\text{col}} + K_{\text{rad}} \quad (27)$$

La dose absorbée est très proche du kerma de collision, ce qui en fait une quantité particulièrement utile, car elle est facile à calculer. La principale différence entre la dose absorbée et le kerma c'est qu'ils ne se produisent pas dans le même endroit. Alors que le kerma tient compte d'énergie du photon transférée à l'énergie cinétique des particules chargées (processus d'ionisation), la dose absorbée prend en compte la quantité d'énergie retenue dans le milieu, y compris les processus radiatifs. En d'autres termes, le kerma est le lieu du transfert d'énergie primaire du faisceau de photons incident, alors que la dose absorbée concerne l'ensemble du volume dans lequel l'énergie cinétique est dépensée.

La seule façon dont le kerma et la dose absorbée peuvent être reliés est lorsqu'il existe un équilibre entre ces deux quantités. Le kerma prend en compte le transfert d'énergie qui met une particule chargée en mouvement. Une fois que cette particule chargée est en mouvement, elle commence à perdre de l'énergie par le truchement d'un certain nombre d'interactions, pour finalement s'immobiliser. Prenons l'exemple d'un électron qui est mis en mouvement et qui, par conséquent, entre dans un volume, mais qui perd toute son énergie et s'immobilise dans ce volume - dans ce cas, la dose absorbée dans le volume est affectée, mais il n'y a aucun effet sur le kerma. On peut donc en déduire que pour que le kerma et la dose absorbée soient directement liés, la quantité d'électrons entrant dans le volume doit être égale à celle qui en sort; c'est ce qu'on appelle l'équilibre électronique, équilibre des particules chargées Charged Particle Equilibrium (CPE).

En effet, le kerma est en principe dissocié de la dose absorbée du fait que les particules secondaires traversent une distance plus ou moins importante avant de transmettre leur énergie au milieu. Quand les photons entrent dans le milieu, ils communiquent leur énergie aux particules secondaires. Donc, de plus en plus de particules secondaires sont mises en mouvement dans le milieu et de plus en plus de particules déposent leur énergie. Cette région où l'énergie déposée dans le milieu augmente est appelée

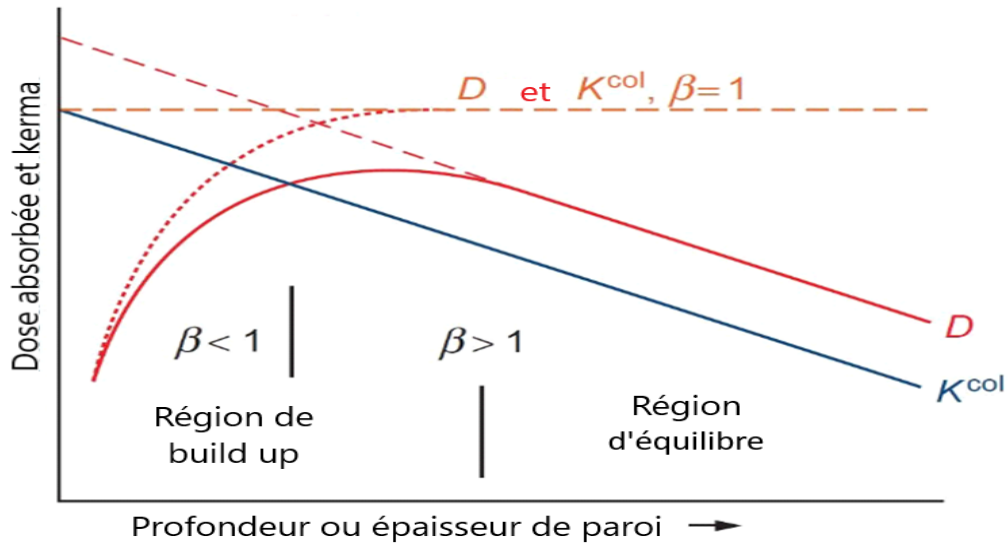


FIGURE 16 – Relation entre le kerma de collision (K^{col}) et la dose absorbée (D) avec et sans CPE.

zone du build up $\beta = D/K_{\text{col}} < 1$.

À partir d'une profondeur donnée dans le milieu, il y a donc autant de particules secondaires en mouvement que de particules délivrant leur énergie : l'équilibre électronique est obtenu. La dose D est alors égale au kerma de collision K^{col} . Par la suite, par hypothèse, l'énergie déposée dans le milieu reste constante puisqu'il y a toujours autant de particules mises en mouvements que de particules transférant leur énergie. En réalité, les photons sont atténués et diffusés dans le milieu et mettent donc en mouvement de moins en moins de particules ce qui entraîne une baisse progressive de la dose déposée dans le milieu. Ce phénomène est connu sous le nom d'équilibre électronique transitoire (figure 16). En effet, en pratique clinique et généralement aux basses et moyennes énergies ($< 300 \text{ keV}$), l'énergie transmise par les photons incidents aux électrons est plus faible qu'aux hautes énergies ($> 300 \text{ keV}$). Les électrons parcourent donc des distances plus courtes et déposent leur énergie sur le site de l'interaction de photon. L'équilibre électronique est donc atteint dès leur entrée dans le milieu, il n'y a pas de région de build-up.

En radiologie conventionnelle, le k_{air} est déterminé sur la surface d'entrée à l'axe central du faisceau de rayonnement, à la distance foyer-peau (DFP), sans la présence du patient ou du simulateur. Cette valeur est appelée kerma incident, K_i .

$$K_i = \frac{D}{B} \quad (28)$$

L'équation 28 présente la définition du kerma dans l'air à la surface d'entrée, c'est-à-dire la valeur de

la dose absorbée dans l'air divisée par le facteur de rétrodiffusion, B. La vérification des niveaux de référence en radiologie diagnostique est effectuée en utilisant la dose absorbée dans l'air de surface pénétrant dans la peau. On sait que le kair et la dose absorbée dans l'air - sans le simulateur ni le patient - ont la même valeur numérique dans la gamme d'énergie de mammographie [61]. Ainsi, pour calculer la dose absorbée, en supposant la présence du simulateur ou du patient, il faut tenir compte du rayonnement rétrodiffusé.

I.6.2 Dose absorbée

La dose absorbée est une quantité non stochastique applicable à la fois aux rayonnements indirectement et directement ionisants. Pour les rayonnements indirectement ionisants, l'énergie est transmise à la matière dans un processus en deux étapes. Dans la première étape, le rayonnement indirectement ionisant transfère de l'énergie sous forme d'énergie cinétique à des particules chargées secondaires. Dans la deuxième étape, ces particules chargées transfèrent une partie de leur énergie cinétique au milieu, ce qui entraîne une dose absorbée, et perdent une partie de leur énergie sous la forme de pertes par bremsstrahlung. La dose absorbée est liée à la quantité stochastique d'énergie communiquée et il est définie comme l'énergie moyenne $\bar{E}$ communiquée par le rayonnement ionisant à la matière de masse m dans un volume V défini par :

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (29)$$

L'unité de la dose absorbée est le joule par kilogramme (J/kg) et le nom spécial de cette unité est le gray (Gy). Elle correspond à 1 joule d'énergie déposée dans 1 kilogramme d'eau. Étant donné que la dose maximale pour la gamme d'énergie diagnostique est déposée près de la surface du patient, une valeur de dose très couramment utilisée est la dose à l'entrée en surface (DES), qui correspond à la dose déposée sur la couche supérieure de la peau du patient.

I.6.3 Dose équivalente et dose efficace

C'est une mesure de la dose du rayonnement dans le tissu en tenant compte des différents effets biologiques relatifs aux différents types de rayonnements. La dose équivalente est obtenue en multipliant la dose absorbée par l'organe par le facteur de pondération radiologique W_R qui dépend du type

de rayonnement et qui vaut 1 dans le cas des photons :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T;R} \quad (30)$$

Comme décrit par la ICRP (2007) [62], le calcul de la dose efficace chez la femme comprend la dose de rayonnement reçue par les tissus radiosensibles dans le corps en plus de la dose reçue par les tissus moins radiosensibles, ces derniers sont appelés tissus restants. L'équation 31, avec les facteurs de pondération tissulaire de la publication 103 de la ICRP (2007) (tableau 1), s'utilise pour le calcul de la dose efficace :

$$E = \sum w_T D_T \quad (31)$$

Où E est la dose efficace, w_T et H_T sont respectivement le facteur de pondération du tissu et la dose de rayonnement absorbée par le tissu T. La dose de rayonnement du tissu mammaire comprend la dose globale du sein examiné et du sein controlatéral. Comme indiqué par Linet et al. [63], le DGM a été utilisé pour représenter la dose de rayonnement du sein examiné.

TABLEAU 1 – Liste des facteurs de pondération des tissus de la publication 103 de la CIPR (2007).

Tissu	w_T
Sein	0.12
Grand intestin	0.04
Foie	0.12
Poumon	0.12
Thyroïde	0.04
Utérus	0.12
Vésicule biliaire	0.04
Ovaires	0.08
Estomac	0.12
Tissus restants	0.12

I.6.4 Dose glandulaire moyenne

Comme le rapportent Linet et al. [63], la dose glandulaire moyenne (DGM) a été utilisée pour reproduire la dose d'irradiation du sein examinée. Le sein est un organe radiosensible et l'exposition aux rayons X par mammographie est associée à un risque accru de cancer (ICRP 2007)[64]. La grande ma-

majorité des femmes qui participent au dépistage du cancer du sein sont en bonne santé, et certaines sont relativement jeunes. Par conséquent, même si les doses de rayonnement associées aux mammographies numériques sont faibles, la dose absorbée par le sein est systématiquement estimée afin d'optimiser la procédure et de minimiser le risque de cancer. La DGM peut être quantifiée comme le produit du kerma de l'air (K_{air}), et des facteurs de conversion. Les facteurs de conversion peuvent varier en fonction de protocole adopté l'équation 32 est le protocole adopté pour les modèles européens pour le calcul de la DGM développés par Dance (1990) [17], Dance et al. (2000) [27], Dance, Young et Van Engen (2009) [65].

$$DGM = K_i g c s \quad (32)$$

Ici, K_i est le kerma dans l'air qui est mesuré au point d'entrée dans le sein après élimination de phénomène rétrodiffusion, où g , c et s sont des facteurs de conversion tabulés publiés dans les articles susmentionnés. g est le facteur de conversion du k_{air} en dose glandulaire moyenne pour une composition standard de sein (50 % adipeuse 50 % glandulaire), c'est un facteur de conversion qui corrige pour une glandularité autre que 50%; et s est une correction spectrale pour tout spectre différent de celui d'une anode et d'un filtre Mo/Mo; lorsqu'une anode et un filtre Mo/Mo sont utilisés, $s = 1$.

Le protocole adopté par le Collège américain de radiologie (ACR) est celui développé par John Boone [19] basés sur la conception de Wu et al. [18]. Ou ils ont introduit le coefficient DgN (dose glandulaire normalisée) pour estimer la DGM pour un spectre polychromatique et pour des faisceaux monoénergétiques (Boone, 2002)[66].

$$DGM = \frac{E_{dep.G}}{mass_g \cdot f_g} \quad (33)$$

Où E_{dep} est l'énergie délivrée au tissu mammaire, $mass_g$ est la masse du sein, f_g est la fraction glandulaire, G est le facteur exprimé par l'équation suivante :

$$G = f_g \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_g}{\left[f_g \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_g + (1 - f_g) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_a \right]} \quad (34)$$

Où les coefficients d'absorption d'énergie massique (μ_{en}/ρ) sont référencés avec un indice a pour le tissu adipeux et avec un indice g pour le tissu glandulaire, tandis que f_g est la fraction glandulaire, par rapport à la masse, du tissu mammaire ($f_g = 1$ pour 100 % glandularité, $f_g = 0,5$ pour 50 % de glandularité,

etc.) Le facteur G doit être appliqué interaction par interaction (comme décrit par Wilkinson et Heggie (2001)[67]), cette méthode n'est pas approuvée par tous les auteurs, comme la montre (Fedon et al., 2015[68]). Le DgN ont ensuite été calculées comme suit :

$$DgN = \frac{DGM}{K} \quad (35)$$

Où K est le kerma mesuré dans l'air, et DgN est le coefficient de conversion de K en DGM calculé à l'aide de codes Monte Carlo. Le coefficient DgN (normalisés à l'exposition de la surface d'entrée) prend en compte les différentes glandularités du sein.

1.7 La mammographie de point de vue radioprotection

1.7.1 Risques liés aux radiations

Selon les épidémiologistes, le terme risque est utilisé pour décrire l'association de données (incidence du cancer et exposition aux rayonnements) de deux manières différentes : le risque relatif, qui est le rapport entre le taux d'incidence du cancer dans une population exposée et celui dans une population non exposée, et le risque absolu, qui est le simple taux d'incidence du cancer dans une population spécifique [69]. Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour exprimer le risque d'irradiation sur la durée de vie :

- Excès de risque unitaire (ERU) : qui compare l'incidence du cancer ou la mortalité dans deux groupes de la même population - l'un d'eux est [théoriquement] exposé aux rayonnements et l'autre non.
- Risque de décéder d'un cancer radio-induit : qui compare le taux de mortalité pour des causes spécifiques dans des groupes [théoriquement] non exposés et exposés d'un certain âge et d'un certain sexe.
- LLE (Loss of Life Expectancy), qui donne une idée de la période de vie perdue en raison des rayonnements.
- Le LAR (Lifetime Attributable Risk), qui rend compte de l'excès de mortalité ou d'incidence du cancer sur une période d'étude, les antécédents étant définis par une population [théoriquement] non exposée (CIPR, 2007) [15].

Le risque d'irradiation fait référence aux dommages produits par les rayonnements ionisants en

raison du dépôt d'énergie dans les tissus. Cette énergie peut entraîner une ionisation dans les tissus si les photons passent à proximité d'un électron orbital et fournissent une énergie suffisante pour que l'électron soit libéré de l'atome [70]. La quantité de dommages est liée à la dose de rayonnement, au type de rayonnement, qu'il soit interne ou externe, au temps d'exposition, à la distribution du rayonnement (type de tissu exposé) et à la sensibilité de l'individu qui est influencé par le sexe et l'âge [71]. Les femmes présentent un risque plus élevé de cancer radio-induit que les hommes [72]. Les patientes plus jeunes présentent un risque plus élevé, car ils ont une durée de vie restante plus longue.

En général, les interactions des rayonnements avec les tissus sont soit directes, l'énergie du rayonnement étant directement transférée à l'ADN, ce qui entraîne des modifications structurales de ses molécules, soit indirectes, l'énergie du rayonnement étant absorbée par des molécules d'eau formant des radicaux libres qui, à leur tour, endommagent les molécules d'ADN. Il a été constaté que pour des rayons X de 100 mGy, 30 à 40 % des dommages à l'ADN sont dus à une interaction directe et que les 60 à 70 % restants résultent d'interactions indirectes [73]. Les effets néfastes des rayonnements sur la santé peuvent être classés en deux groupes : les effets déterministes, qui suivent des doses de rayonnement élevées et entraînent des réactions et des dommages tissulaires relativement immédiats et prévisibles (ces dommages peuvent survenir en quelques minutes, heures, jours, voire semaines); et les effets stochastiques, qui suivent de faibles doses de rayonnement et peuvent entraîner le développement de cancers [74].

Le développement est basé sur la probabilité, le délai entre l'irradiation et le développement du cancer pour les effets stochastiques est d'au moins 5 ans et peut atteindre 10 ou 20 ans [75]. Il existe deux modèles de risque opposés pour estimer le risque lié aux faibles doses de rayonnement. Le premier adopte le modèle linéaire sans seuil. Selon ce modèle, toute dose, aussi faible soit-elle, peut entraîner une incidence de cancer. En revanche, le second modèle propose qu'il existe un seuil spécifique pour le cancer radio-induit et qu'en dessous de ce seuil, la dose de rayonnement puisse être considérée comme inoffensive [76].

Bien que la CIPR [74] et la National Academy of Sciences [69] aient adopté le modèle linéaire sans seuil (LNT), le comité scientifique des Nations unies pour l'étude des effets des rayonnements ionisants a considéré que le modèle LNT était incertain pour des doses de rayonnement inférieures à 100 mSv et qu'il n'était plus recommandé pour l'évaluation du cancer radio-induit à partir de telles doses [77]. Cela a incité de nombreux chercheurs à étudier la fiabilité de ce modèle en utilisant différentes sources

de données.

Le risque de cancer radio-induit dans la gamme des doses mammographiques a été estimé expérimentalement par Brenner et al. [78]. Dans ce travail, des cellules C3H10T $\frac{1}{2}$ ont été irradiées in vitro à l'aide d'un faisceau de rayons X mono-énergétique de 15-25 keV. L'analyse de la transformation oncogène a indiqué que la mammographie multiplie par deux le risque de développement d'un cancer du sein. Cet effet dépend de l'âge, ce qui rend le dépistage par mammographie à partir de 50 ans plus bénéfique que celui qui commence à 40 ans [78]–[80]. Dans une autre étude, Pijpe et al. [80] ont souligné que chez les femmes porteuses d'une mutation BRCA1 ou 2, connue pour être un facteur génétique du cancer du sein, l'exposition diagnostique aux rayons X était liée à la cancérogenèse.

En conclusion, la détermination précise du cancer radio-induit à partir d'une faible dose de rayonnement n'est pas facile. Le peu de données disponibles sur le risque lié à une faible dose de rayonnement (utilisée en radiographie conventionnelle) a donné lieu à des controverses et à des incertitudes [78], [79]. Selon les données disponibles, le risque de cancer radio-induit par une faible dose de rayonnement est très faible, mais il est peu probable qu'il soit nul [81]. Par conséquent, le modèle linéaire sans seuil peut être le meilleur modèle de risque raisonnable pour décrire la relation entre l'exposition aux rayonnements de faible énergie et l'incidence du cancer [74][69].

1.7.2 Principe de la radioprotection

1.7.2.1 Justification

L'objectif principal d'une procédure médicale préventive est d'identifier une maladie potentielle à un stade précoce, réduisant ainsi la morbidité et la mortalité. Selon un consensus national que la mammographie de dépistage était la norme pour détecter les cancers potentiels. Les chercheurs ont commencé à étudier le rapport coût-bénéfice de la mammographie de dépistage. Une analyse coûts-bénéfice met en balance les coûts de la mammographie de dépistage avec l'avantage de réduire la mortalité due au cancer du sein. Dans les dernières années, l'efficacité de la mammographie de dépistage a été critiquée par deux études scientifiques [82][83], alors que de nombreuses études montrant un bénéfice du dépistage par mammographie [13][84-87].

Le premier essai sur la mammographie de dépistage à avoir montré une réduction de la mortalité liée au cancer du sein, en utilisant uniquement la mammographie, est l'essai mené dans deux comtés en Suède, ayant démontré une réduction de 30 % de la mortalité liée au cancer du sein chez les femmes

TABLEAU 2 – Résume les essais randomisés communs sur le dépistage mammographique du cancer du sein.

Essai de dépistage	Date de début de l'essai	Participant Intervalle d'âge	Réduction de la mortalité due au cancer du sein
New York Health Insurance Plan (HIP) (Shapiro, 1997)[91]	1963	40-69	Réduction de 25 % de la mortalité liée au cancer du sein pour les femmes âgées de 40 à 49 ans et de 50 à 59 ans au moment de l'adhésion
Essai de Malmö (Andersson et al., 1988) [92]	1976	44-68	Réduction de 30 % de la mortalité par cancer du sein a été résulter de la mammographie de dépistage.
Essai d'Édimbourg (Alexander et al., 1994) [93]	1978	45-64	20% de réduction de la mortalité par cancer du sein grâce au dépistage par mammographie chez les femmes de 50 ans et plus
Essai canadien (Miller et al., 2014)[94]	1980	40-59	Chez les femmes de 40 à 49 ans, il y avait une tendance de réduction de la mortalité, les femmes de 50 à 64 ans ont montré une meilleure survie avec mammographie de dépistage.
Essai de Göteborg (Bjurstam et al., 2003)[95]	1982	39-59	Réduction de 20 à 30 % de la mortalité du cancer du sein et cette réduction peut être obtenue pour les femmes de moins de 50 ans par un intervalle de dépistage court.
Essai UK Age (Moss et al., 2015) [96]	1990	39-41	Le dépistage annuel par mammographie pour les femmes de 40 à 49 ans entraîne une réduction de la mortalité.

âgées de 40 à 74 ans Tabár et al. [88]. Les informations les plus fiables sur le dépistage par mammographie sont fournies par les essais randomisés contrôlés. Le tableau 2 résume tous les essais aléatoires sur le dépistage du cancer du sein par mammographie. Étant donné que le suivi de ces essais est très long, la plupart des essais randomisés contrôlés pour l'évaluation du dépistage par mammographie remontent aux années 1980 et antérieures. Cependant, de nombreuses évolutions dans le traitement et le diagnostic du cancer du sein (mammographie) ont eu lieu depuis ces travaux Marmot et al. [89]. Par conséquent, l'effet de la mammographie de dépistage a été continuellement étudié par de nombreux chercheurs à travers le monde au fil du temps.

La performance de tout programme de dépistage dépend de l'âge du participant [90]. Il a été constaté que les dépistages annuels entre 20 et 29 ans peuvent entraîner plus de décès par cancer radio-induit qu'ils peuvent en prévenir [79]. Pour les femmes âgées de moins de 39 ans, la mammographie de dépistage n'est pas recommandée en raison du faible taux d'incidence du cancer du sein au sein de ce groupe d'âge et de l'absence de preuves de réduction des décès par cancer.

Une réduction de la mortalité par cancer du sein de 4 décès pour 10000 femmes dépistées est obtenue pour les femmes âgées de 40 à 49 ans et de 5 à 8 pour 10000 femmes pour la tranche d'âge 50-59 ans. La réduction la plus élevée, 12-21 cas pour 10000 femmes dépistées, se produit chez les femmes âgées de 60 à 69 ans (Nelson et al., 2016)[97]. L'importance de la mammographie de dépistage dans la réduction des décès par cancer du sein s'étend aux femmes âgées de 70 à 74 ans [98]. Le bénéfice net de la mammographie de dépistage est également lié au risque de cancer radio-induit, qui est un facteur dépendant de l'âge, car les tissus plus jeunes sont plus radiosensibles. Selon le NHSBSP [99], le risque de cancer du sein radio-induit passe de 16 par million par mGy à 4,2 par million par mGy lorsque l'âge des femmes passe de 40 à 75 ans.

Certains chercheurs considèrent que la réduction de la mortalité liée au cancer du sein de moins de 10 %, grâce à la mammographie de dépistage, ne présente aucun avantage net en raison du risque de radiation. Par conséquent, ils ne recommandent pas le dépistage par mammographie avant l'âge de 50 ans [79]. Cela a ajouté un autre point controversé de la mammographie de dépistage. Ceci est directement lié à l'objectif principal de cette thèse, qui a été examiné dans le chapitre 4. Dans l'ensemble, les essais de dépistage ont démontré une réduction de 20 à 30 % de la mortalité par cancer du sein grâce au dépistage par mammographie. Par conséquent, le risque de cancer radio-induit lié au dépistage par mammographie est considéré comme faible et acceptable par rapport à cette réduction de la mortalité.

1.7.2.2 Limitation

Les doses de rayonnement auxquelles les personnes sont exposées pour des activités justifiées ne doivent pas dépasser certaines valeurs limites, lesquelles diffèrent selon qu'elles s'appliquent à la population ou aux personnes exposées aux rayonnements dans l'exercice de leur profession. Les deux principales limites sont celles qui s'applique à la population en générale, de 1 mSv par an, et celle qui concerne les travailleurs, de 20 mSv par an.

Il n'est pas fixé de limites de dose pour les patients soumis à des rayonnements à des fins médicales ; en effet, dans un tel cas le bénéfice sur le plan individuel l'emporte en règle générale sur le risque découlant de l'exposition aux rayonnements. Pour les applications médicales, la justification et l'optimisation de la dose reçue sont donc d'autant plus importantes.

En 1996 déjà, la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) a proposé l'utilisation de niveaux de références diagnostiques (NRD) comme moyen important d'optimiser la dose reçue

par le patient. L'objectif de notre étude était de calculer la valeur numérique du niveau de référence diagnostique (NRD) pour la mammographie au Maroc basé sur la DGM à partir des mesures sur des fantômes mammographiques de référence. Les NRD devraient réduire la fréquence des valeurs élevées injustifiées [100].

1.7.2.3 Optimisation

Dans le domaine de la radiologie médicale, les deux exigences de qualité d'image et de dose sont très souvent réciproques, à savoir que toute intervention pour améliorer la qualité entraîne une amplification de la dose. Une optimisation consiste alors à s'assurer, sous la contrainte d'une qualité suffisante pour assurer un diagnostic correct, que les conditions d'exposition sont choisies pour que la dose soit la plus faible possible. Cela implique, par exemple, que

- Tout le personnel participant à l'utilisation des rayonnements réponde aux exigences de qualification.
- Les appareils sont adaptés aux examens prévus et sont en bon état de fonctionnement.
- La technologie a été optimisée (vues d'imagerie, exposition des patients aux rayonnements, tension d'imagerie, matériaux des anodes et des filtres) et elle est systématiquement et régulièrement évaluée.
- La qualité de l'image est suffisante pour permettre des diagnostics.

1.7.2.4 Optimisation, la ligne directrice de ce travail

La simulation MC est un outil important pour le développement et l'optimisation des techniques d'imagerie mammographique. Elle peut être utilisée pour évaluer séparément chaque partie du système d'imagerie (récepteur d'image, spectre de rayons X et géométrie du système). Par exemple, Cunha, Tomal et Poletti (2013) ont étudié trois spectres mammographiques produits par différentes combinaisons cible/filtre (Mo/Mo, Rh/Rh et W/Rh) en utilisant PENELOPE 2008. Ils ont étudié l'effet d'un filtre en cuivre (Cu) sur les spectres de rayons X de différentes anodes mammographiques dans le cadre de la mammographie de contraste spectrale [26]. Delis, Spyrou, Panayiotakis et Tzanakos ont utilisé le programme DOSimetry SIMulation Studies (DOSIS) basé sur MC pour étudier l'effet de différents paramètres d'imagerie mammographique (par exemple, la tension du tube et le filtre ajouté) sur l'énergie de rayonnement et la distribution de la dose dans le sein. Ils ont constaté que pour une épaisseur de sein de 6 cm et pour la combinaison cible/filtre Mo/Mo, l'utilisation d'une tension de tube de 30 kV

entraînait une ESD inférieure (de 42 %) à celle de 25 kV [101]. D'autre part, les fantômes mammaires mathématiques complexes sont des outils utiles dans les études sur les modalités d'imagerie mammaire complexes. L'utilisation de tels fantômes mammaires réalistes devient courante dans les études mammographiques, et ce de plusieurs manières différentes. Tout d'abord, ils sont utilisés pour la dosimétrie du sein afin d'étudier la distribution de la dose dans le sein et l'évaluation de la dose de rayonnement dans d'autres organes à partir de différentes modalités mammographiques [102]. Actuellement, la simulation MC est largement utilisée dans le développement de nouvelles modalités de diagnostic. Elle est d'une grande importance pour la conception, le test et la prédiction des performances des nouvelles modalités d'imagerie avant leur fabrication et avant leur approbation pour une utilisation clinique. Les systèmes d'imagerie mammaire et leurs applications produisant des images 3D font partie de ceux qui sont testés de cette manière. Pour obtenir des résultats plus précis, le processus de simulation est généralement suivi d'une validation expérimentale.

Notre travail est engendré dans le cadre de l'utilisation des techniques de simulation MC et les méthodes expérimentales pour optimiser l'examen clinique de mammographie pour répondre à l'objectif des examens tout en garantissant une exposition minimale aux radiations. L'objectif de notre étude est de fournir des données sur la dose glandulaire moyenne (MGD) en fonction des paramètres d'acquisition, notamment la tension du tube (kVp), la charge du tube (mAs) et l'épaisseur du sein. En pratique, la MGD est déterminée à partir de la dose à la surface d'entrée (ESD). Tout d'abord, les valeurs d'ESD ont été simulées avec la plateforme GATE/GEANT4 et comparées aux données mesurées avec les OSL nanodots et l'AGMS-M+, en utilisant un fantôme mammaire standard (MTM100, CIRS). D'autre part, des simulations par la plateforme GATE/GEANT4 ont également été réalisées avec des plaques de PMMA de différentes épaisseurs (10 à 90 mm) puis comparées aux données expérimentales avec le détecteur AGMS-M+. La deuxième partie de notre travail consiste à estimer le risque pour les organes à l'aide de la simulation de Monte Carlo GATE/GEANT4. Nous appliquons une nouvelle approche consistant à utiliser des fantômes voxélisés féminins EVA et FASH 3 fusionnés avec des fantômes mammographiques hétérogènes à trois couches pour estimer les risques d'incidence du cancer sur un organe particulier et le calcul du risque effectif total.

I.7.3 Risque efficace en mammographie

Le risque effectif a été calculé à l'aide de l'équation décrite par Brenner (2012) [103] comme suit :

$$R = \sum r_T \times H_T \quad (36)$$

Où R est le risque effectif, r_T est le LAR de cancer pour le tissu T par unité de dose équivalente de ce tissu, et H_T est la dose équivalente pour le tissu T . Pour chaque organe, la dose de rayonnement a été déterminée par la plateforme GATE/GEANT4. Les données présentées dans le tableau 3 du (rapport BEIR VII phase II) font état d'un facteur LAR pour chaque décade, et notre méthode nécessite la valeur LAR du tissu pour chaque année; il a fallu estimer les valeurs LAR pour les années restantes qui étaient manquantes. Des graphes sont tracés en fonction de l'âge afin d'extrapoler une valeur approximative pour chaque année. Une équation polynomiale entre les valeurs de LAR pour chaque décade a été employée (figure 17-25) nous proposons d'effectuer le calcul du risque effectif de cancers radio-induits dans une population saine en considérant la tranche d'âge de 45 à 60 ans qui peut être dépistés avec les techniques suivantes : DM à deux vues (CC + MLO), en supposant que la dose d'organe délivrée dans la vue CC est approximativement la même que dans la vue MLO [61].

TABLEAU 3 – LAR sur la durée de vie pour les tissus ayant reçu une dose de rayonnement pendant la mammographie de dépistage pour chaque âge féminin, tel qu'indiqué dans le tableau 12D-1 du rapport BEIR-VII (NAS, 2006).

Tissu	Lifetime Attributable Risk (cases /10,0000 persons /Gy) pour				
	40	50	60	70	80
Sein	141	70	31	12	4
Grand intestin	79	73	62	45	23
Foie	10	9	7	5	2
Poumon	240	230	201	147	77
Thyroïde	14	4	1	0.3	0
Utérus	16	13	9	5	2
Vésicule biliaire	78	74	64	47	24
Ovaires	31	25	18	11	5
Estomac	35	32	27	19	11
Tissus restants	181	148	109	68	30

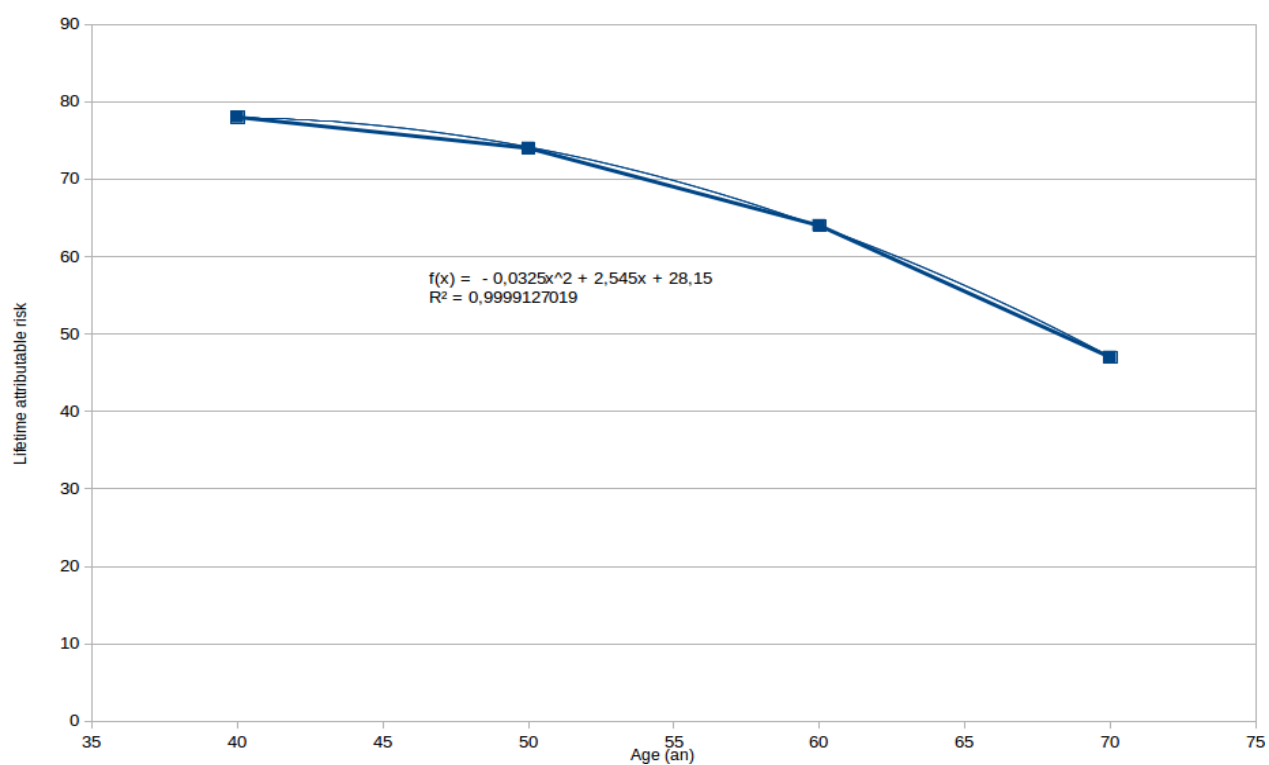


FIGURE 17 – Le LAR dans le tissu de la vésicule biliaire pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

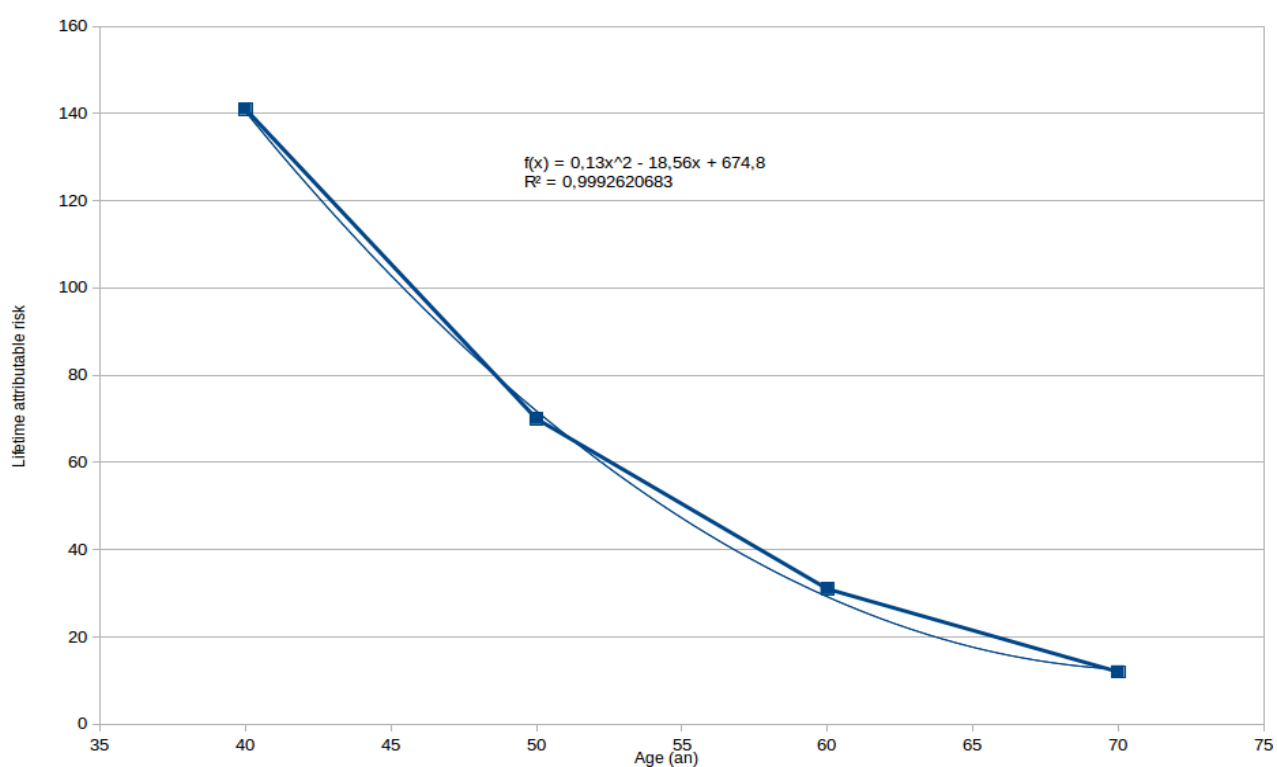


FIGURE 18 – Le LAR dans le tissu du sein pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

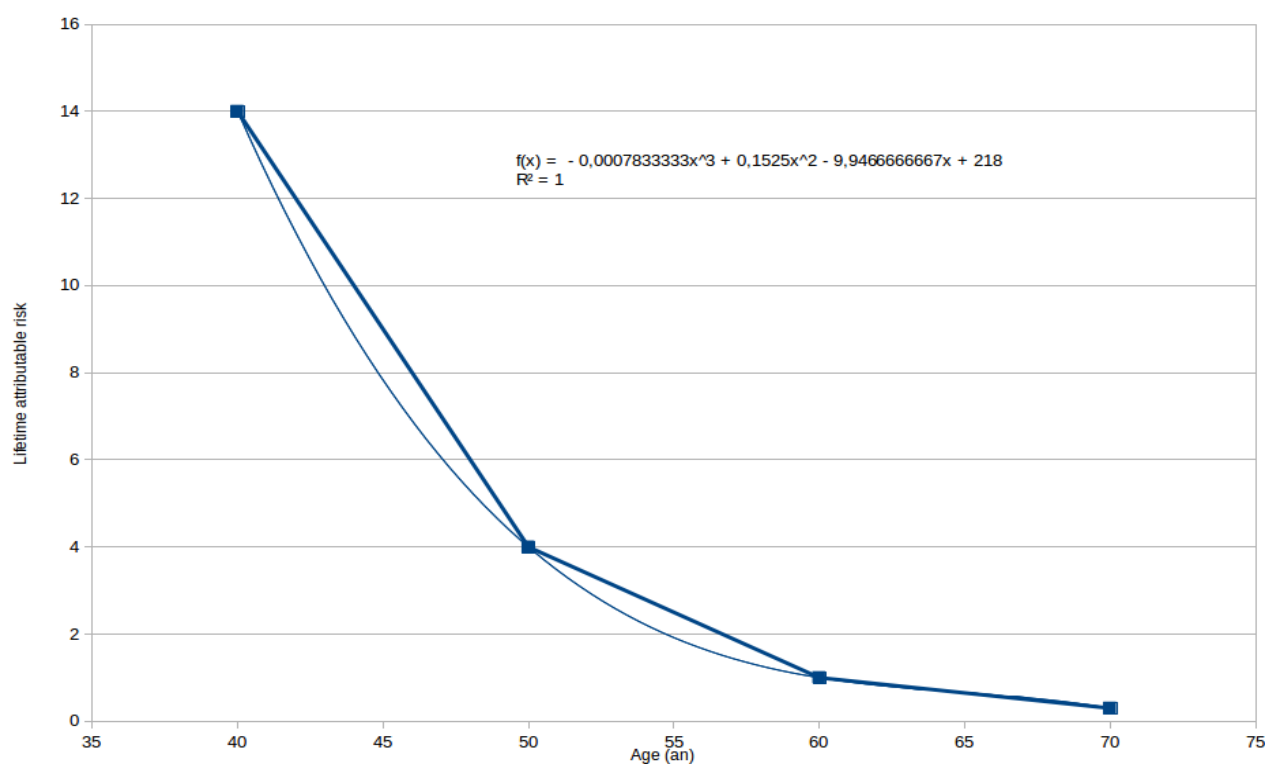


FIGURE 19 – Le LAR dans le tissu thyroïde pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

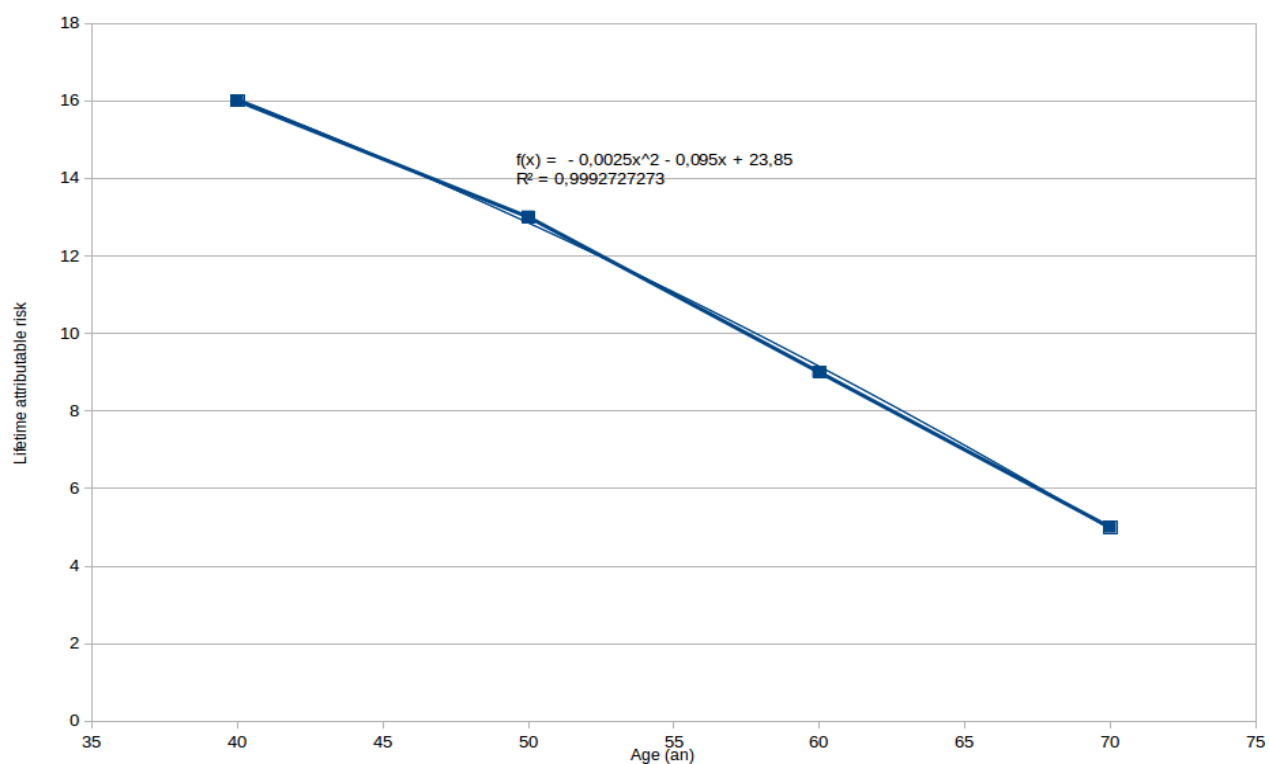


FIGURE 20 – Le LAR dans le tissu Utérus pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

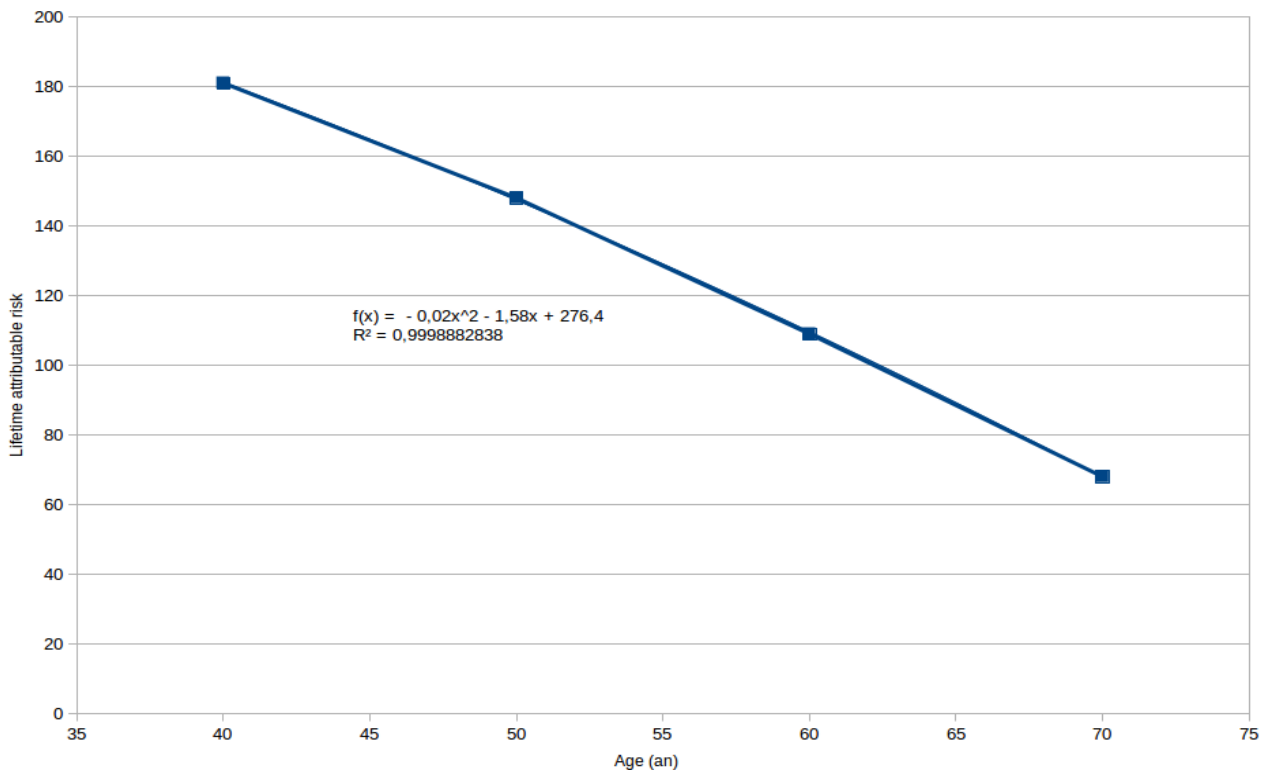


FIGURE 21 – Le LAR dans les tissus restants pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

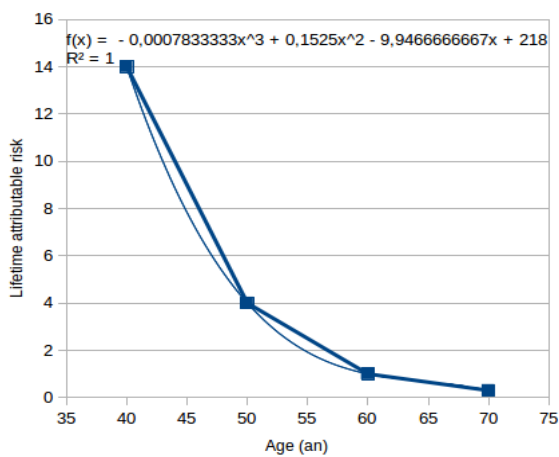


FIGURE 22 – Le LAR dans le tissu poumon pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

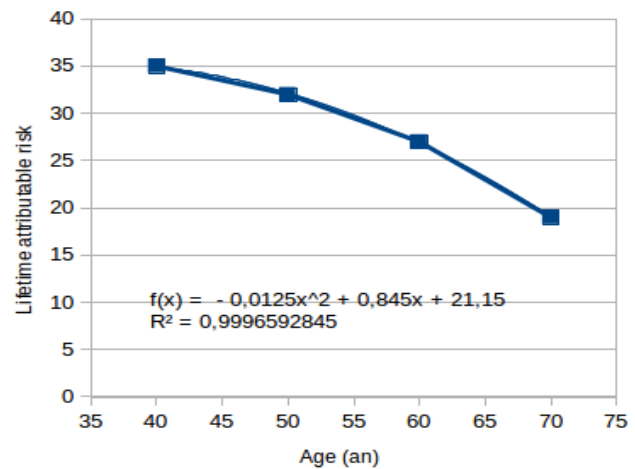


FIGURE 23 – Le LAR dans le tissu estomac pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

L'ajustement des courbes a été utilisé. Pour tous les types de tissus, le changement (réduction) de la radiosensibilité des tissus (LAR) entre les différents tissus se différencie voir les figures (17-25). En conséquence, afin de minimiser l'erreur dans le processus d'ajustement, des équations polynomiales du second ordre ont été utilisées pour les tissus vésicule biliaire, sein, estomac, grand intestin, tissus

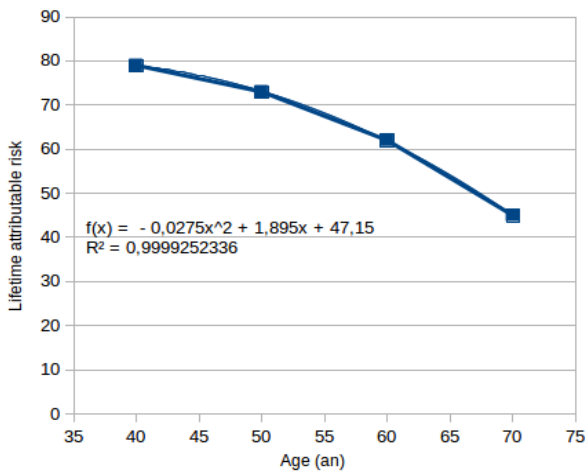


FIGURE 24 – Le LAR dans le tissu grand intestin le pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

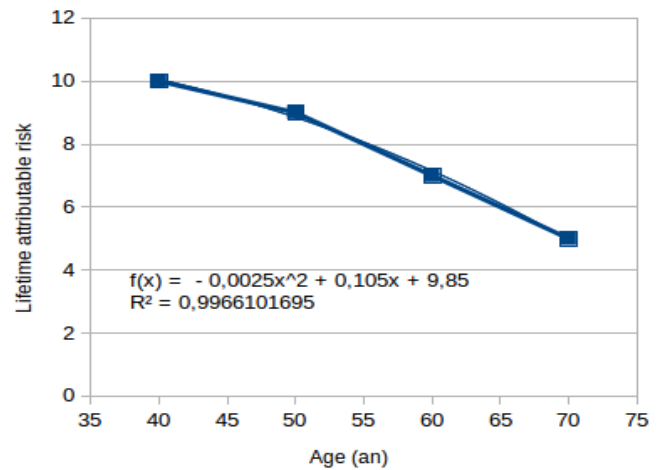


FIGURE 25 – Le LAR dans le tissu foie pour les femmes âgées de 40 à 70 ans en utilisant une équation linéaire.

restants, utérus et foie ($R^2 = 0.99$), sauf que pour les tissus pulmonaires et thyroïdiens où des équations polynomiales du troisième ordre ont été utilisée ($R^2 = 1$), voir les figures 19 et 22. Cela a été fait parce que le R^2 des équations polynomiales de second ordre de la thyroïde et du poumon est de 0.95.

1.8 Conclusion

Les éléments regroupés dans ce premier chapitre vont tous dans le sens de l'importance de l'application des règles de la radioprotection en mammographie et notamment la notion d'optimisation du risque du cancer radio induit. En mammographie ce risque est corrélé directement à la radiosensibilité accrue du tissu glandulaire. Comme mentionné dans ce chapitre un des éléments majeurs pour quantifier ce risque est la dose glandulaire moyenne (DGM). Par conséquent, et comme une suite logique de ce premier chapitre, dans le deuxième chapitre nous allons revenir sur comment en pratique cette grandeur est évaluée, à l'aide à la fois des mesures via des dispositifs expérimentaux et la simulation Monte Carlo via la plateforme GATE/GEANT4.

CHAPITRE II

L'ÉVALUATION DE LA DOSE EN MAMMOGRAPHIE : DISPOSITIFS EXPÉRIMENTAUX ET PLATEFORME MONTE CARLO GATE/GEANT4

II.1 Introduction

Ce chapitre décrit deux approches souvent utilisées pour l'évaluation de la dose lors d'un examen de mammographie, à savoir les mesures expérimentales et la simulation Monte Carlo. Dans la partie expérimentale d'abord, nous citons de manière générale l'essentiel des dispositifs expérimentaux utilisés en dosimétrie appliquée à la mammographie, ensuite nous présentons les dispositifs expérimentaux utilisés pour réaliser la partie expérimentale de ce travail de thèse et qui sont disponible à l'ISSS, il s'agit notamment de deux fantômes standards équivalents tissus (MTM100 et PMMA) et deux outils de détection (OSL nanodots et AGMS-M+). En ce qui concerne la deuxième partie, d'abord nous citons les fondements de la méthode monte Carlo, ensuite nous détaillons l'architecture de la plateforme GATE/-GEANT4, en mettant l'accent sur les éléments clés pour la mise en route d'une simulation avec cette plateforme et enfin nous nous focalisons sur l'implémentation des fantômes numériques anthropomorphiques dans la plateforme GATE/GEANT4 et leurs utilités en dosimétrie.

II.2 Dispositifs expérimentaux aspects généraux

II.2.1 Fantômes équivalent tissus

L'objectif de l'utilisation des fantômes dans les études dosimétriques est de simuler l'exposition du patient au rayonnement pendant des procédures radiologiques spécifiques afin d'évaluer la dose de rayonnement de l'organe ou de reproduire les conditions pour l'étalonnage de référence d'un système dosimétrique ou d'un faisceau (par exemple, l'étalonnage des faisceaux de radiothérapie par l'utilisation de fantômes d'eau) [104]. Les matériaux qui ont une diffusion et une absorption des rayons X similaires à celles des tissus sont des matériaux utiles pour la fabrication des fantômes [105].

En mammographie, les matériaux équivalents au tissu mammaire sont largement utilisés pour produire des fantômes qui simulent le sein féminin. Les fantômes mammaires sont des dispositifs essentiels pour l'évaluation des performances des équipements mammographiques, notamment l'uniformité du champ de rayons X, la cohérence de l'*exposeur automatique*, le rapport entre le rayonnement primaire et le rayonnement de diffusion, la grille et les performances du récepteur d'image (AIEA, 2011) [3]. La mammographie étant associée à des effets biologiques sur les tissus mammaires humains [106], les fantômes sont également utilisés pour évaluer la qualité des images mammographiques (test de résolution) et pour mesurer précisément la dose de rayonnement. Pour répondre à la problématique dosimétrique qui fait l'objet de ce travail de thèse deux types de fantômes sont utilisés, leurs descriptions est donnée dans le paragraphe qui suit.

II.2.1.1 Fantômes standards

Au cours des dernières années, plusieurs protocoles nationaux et internationaux pour le programme de contrôle qualité (CQ) de la mammographie ont souligné l'importance de l'utilisation d'un fantôme d'accréditation mammographique pour effectuer le CQ des systèmes mammographiques dans le cadre d'un projet de recherche. L'American College of Radiology (ACR) a introduit un fantôme d'accréditation standard (ACR phantom) pour accéder à l'image à des fins de CQ [107]. Le fantôme ACR simule un sein 50 :50 d'une épaisseur de 4.5 cm et se compose d'un bloc de PMMA et d'un bloc de cire contenant les structures de taille, de forme et de densité connues (figure 26). Les structures incluses dans l'insert en cire sont des fibres en nylon, des groupes de microcalcifications et des masses en forme de lentille, représentant différentes structures ou tumeurs malignes similaires à celles trouvées cliniquement lors

de l'imagerie d'un vrai sein. La visibilité de ces structures dans l'image radiographique varie de visible à invisible, définissant un seuil de visibilité et donnant un score global de qualité d'image (QI).

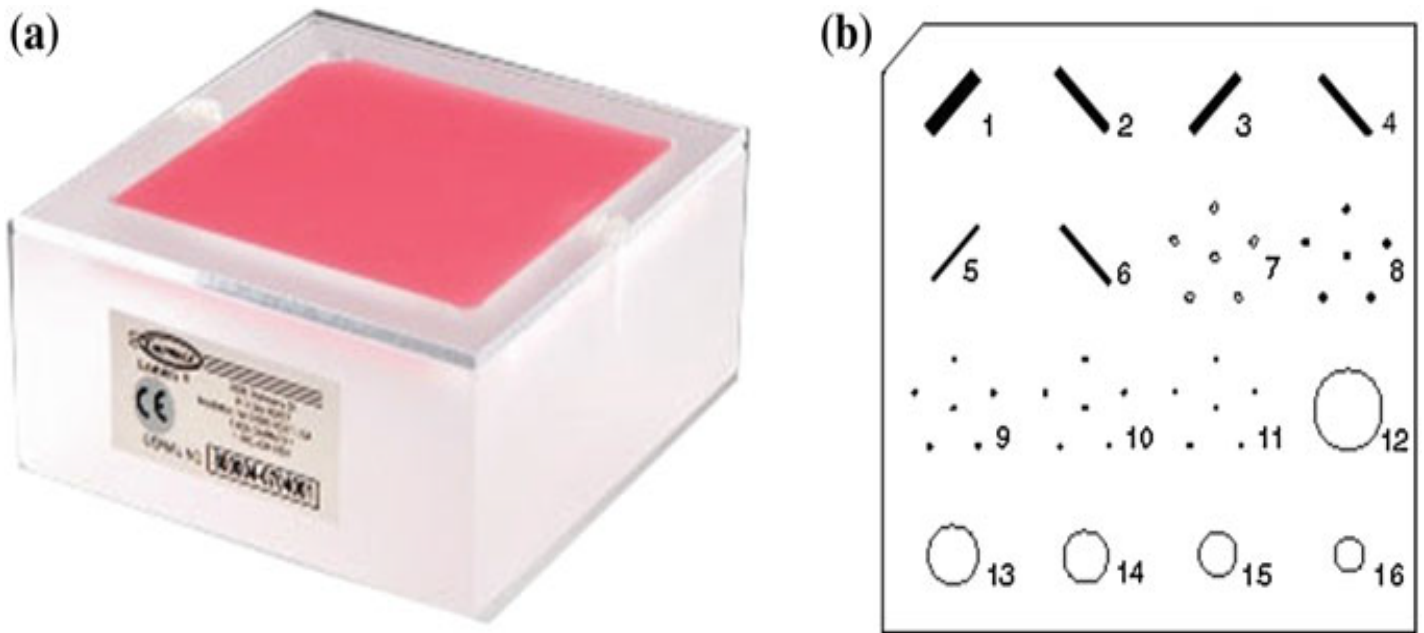


FIGURE 26 – a) Disposition du fantôme ACR et b) Schéma des structures (modèle 156, Gammex-RMI Radiation Measurements Inc., Middleton, WI).

En 2004, un nouveau fantôme de test a également été développé pour l'évaluation du QC en mammo-graphie numérique et conventionnelle par Pachoud et al [108]. Les auteurs ont développé un prototype de fantôme de test, composé de matériaux équivalents au CIRS. Une couche de 35 mm de tissu équivalent glandulaire/adipeux 50 :50 est entourée d'une couche de 5 mm d'épaisseur de tissu d'équivalent adipeux à 100%, représentant le modèle de sein proposé par Hammerstein et al [109]. Le fantôme comprend des régions avec différentes compositions de tissus (100 % adipeux, mélange 50 :50 et 100 % glandulaire) et comprend des structures qui sont utilisées pour évaluer plusieurs caractéristiques de la qualité d'image, telles que la résolution à faible et à fort contraste, la résolution spatiale et la qualité de l'image (figure 27). Deux trous sont inclus sur la surface supérieure du fantôme, à 60 mm de la paroi thoracique, qui peuvent accueillir des dosimètres thermoluminescents pour l'évaluation de la puissance du bruit et pour la mesurer la DES.

Ces dernières années, de nouveaux fantômes ont été mis au point pour permettre une évaluation plus précise du DGM. Argo et al [111] ont décrit la construction de séries de fantômes équivalents au tissu mammaire (BRTES) composés de résine époxy, simulant des glandularités de 0 à 100 %. Les auteurs ont observé que, par rapport au fantôme BRTES, le fantôme standard ACR de 4 cm d'épaisseur et le BR12 sous-estime la DGM pour la plupart des patients, la variation dépendant des caractéristiques

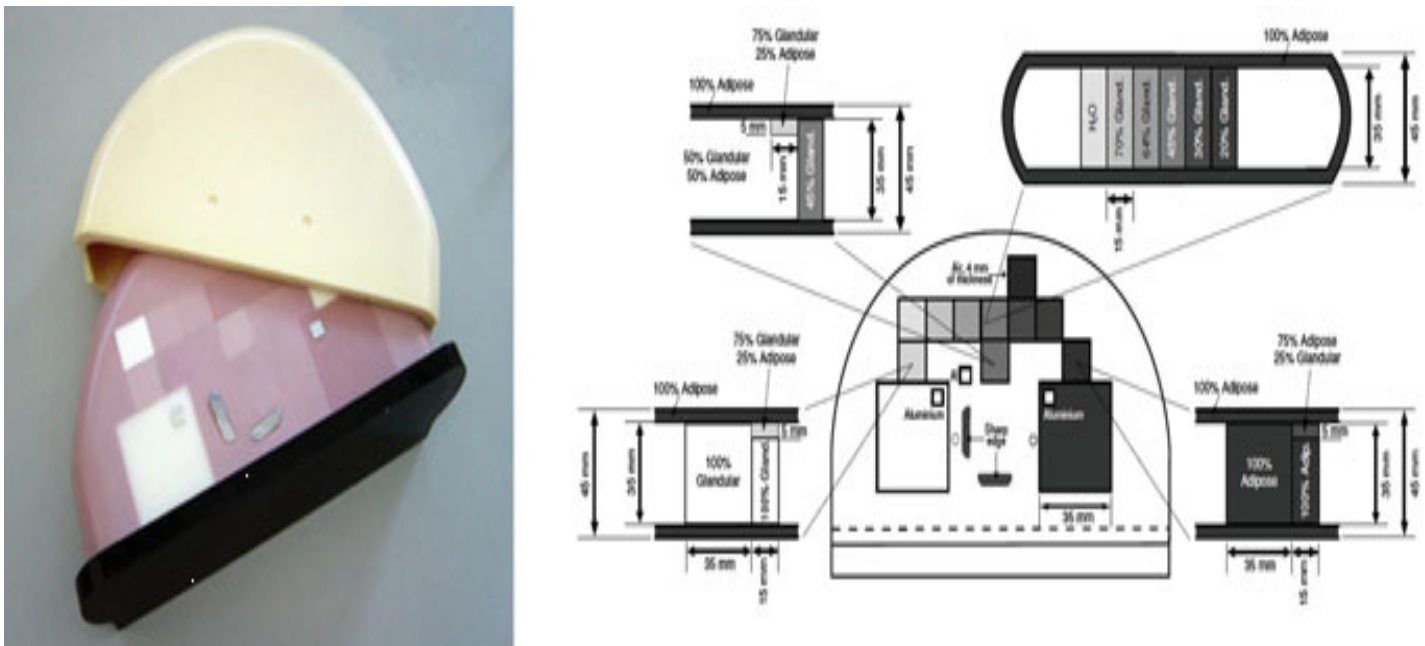


FIGURE 27 – Fantôme d'essai développé par Pachoud et al. [110].

démographiques locales des patients. Almeida et al. [112] ont produit des fantômes de sein BTE, basés sur un matériau équivalent au tissu BRTES, pour simuler les tissus glandulaires et adipeux, afin d'évaluer la DGM en mammographie. Dans leur travail, les auteurs ont conclu que les fantômes BTE devraient être utilisés à la place des fantômes à base de PMMA pour une estimation appropriée du DGM en mammographie, puisque la plupart des femmes présentent une granularité du sein inférieure à 50 % [113].

II.2.1.2 Fantômes anthropomorphiques

Les fantômes anthropomorphes ont été introduits en mammographie pour fournir une tâche réaliste à l'observateur, puisqu'ils imitent la composition et les structures géométriques du sein, fournissant des images radiographiques similaires à celles d'un vrai sein. Le premier fantôme mammaire anthropomorphe introduit pour l'évaluation du QI et de la dose en mammographie est le fantôme 'Rachel' (Gammex RMI, Model 169, Gammex Inc., Middleton, WI). Ce fantôme se compose d'une base équivalente au tissu mammaire, simulant les structures tissulaires, combinée à un cliché mammaire au mercure, qui simule les détails les plus fins. Cependant, les caractéristiques de ces types de fantômes changent avec le temps et ils ne peuvent pas être facilement reproduits à l'identique.

Pour simuler le corps d'une femme, des fantômes de dosimétrie ATOM pour adulte (CIRS Inc, Norfolk, Virginie, USA) peuvent être utilisés. Les fantômes ATOM sont fabriqués à partir de résines et de polymères par des modèles informatiques du CIRS qui prennent en compte le tissu à simuler. Ce fantôme est composé de plusieurs tranches à l'intérieur des tranches, des trous reperçés sont placés à

des endroits spécifiques dans les organes radiosensibles pour insérer des dosimètre TLD ou OSL nano-dots [114].

Bien que le PMMA ne simule pas exactement le tissu mammaire, c'est le matériau le plus couramment utilisé comme substitut du tissu mammaire par de nombreux protocoles internationaux de dosimétrie et par de nombreux chercheurs, d'autres fantômes de composition différente ont été proposés pour évaluer les performances des systèmes mammographiques en termes de QC, sur la base de la composition des tissus mammaires et de la géométrie du sein. Le modèle de fantôme MTM 100 du CIRS (CIRS, Inc., Norfolk, VA) est utilisé pour évaluer le QC. Plus d'informations sur la conception du fantôme PMMA est MTM 100 utilisé dans cette thèse sont présentées dans les sections II .3.1 et II .3.2.

II.2.2 Principaux dosimètres utilisés en mammographie

En radiologie diagnostique, la mesure du k_{air} ou de la dose absorbée est nécessaire dans de nombreuses situations. Dans certains pays, elle est exigée par la législation. Elle est également nécessaire pour optimiser la qualité de l'image et la dose au patient [115]. Comme les doses de rayonnement provenant de la radiologie diagnostique sont faibles, des dosimètres précis et stables à long terme sont nécessaires [3]. Il existe plusieurs types de dosimètres de rayonnement utilisés dans la pratique de la radiologie diagnostique. La plupart de ces dosimètres sont des chambres d'ionisation ou des détecteurs semi-conducteurs, notamment des dosimètres thermoluminescence (TLD) et des dosimètres à luminescence stimulée optiquement (OSL) [116]. Le choix du dosimètre le plus adapté dépend de la situation clinique dans laquelle les mesures sont requises.

II.2.2.1 Chambres d'ionisation

Un détecteur d'ionisation est composé de deux électrodes placées dans une chambre remplie d'air. Un champ électrique entre les deux électrodes est utilisé pour collecter les charges produites dans l'air par l'ionisation[117] [118]. Comme les chambres d'ionisation utilisées en radiologie diagnostique sont des chambres à air, un facteur de correction doit être appliqué à la lecture du dosimètre. Le facteur de correction est calculé à l'aide de l'équation suivante :

$$K_{TP} = (P_0 \cdot T) / (P \cdot T_0) \quad (37)$$

Où P, T sont la pression et la température ambiante et P_0 , T_0 sont la pression et la température de

la condition de référence - 101,3 kPa et 293,2 K.

II.2.2.1.1 Chambres d'ionisation à parois d'air

Ce type de détecteur est utilisé par les laboratoires standard comme référence pour étalonner les dosimètres plus simples. Pour une mesure précise de l'ionisation dans la chambre, la distance des électrons libérés par le rayonnement incident doit être inférieure à la distance entre les deux électrodes du détecteur. La précision de mesure de ce type de détecteur est de $\pm 0.5\%$. Les chambres d'ionisation à parois d'air sont fragiles et trop grandes pour être utilisées en routine[119] .

II.2.2.1.2 Chambres Produit Kerma-Surface (PKS)

Une chambre PKS est un détecteur de grande surface monté sur la gaine du tube à rayons X qui englobe l'ensemble du champ de rayonnement afin d'inclure tous les rayonnements extra-focaux et focaux dans sa mesure. Par conséquent, elle est faite d'un matériau transparent à la fois pour les rayons X et la lumière. Les chambres PKS sont utilisées pour mesurer le produit de l'aire de kerma en tant que quantité pour le contrôle de l'exposition du patient. Si l'on néglige l'atténuation des rayons X par l'air, le produit de surface de kerma est le même ou long du faisceau central de rayons X [3]. En fonction de leur utilisation et de leur calibrage, les chambres PKS mesurent soit le rayonnement incident, soit le rayonnement transmis [115].

II.2.2.2 Détecteurs semi-conducteurs

En raison de leur petite taille et de leur réponse instantanée, les détecteurs à semi-conducteurs sont largement utilisés en radiologie diagnostique [3]. Il existe deux types de détecteurs à semi-conducteurs, à savoir les diodes au silicium et les transistors à effet de champ à grille isolée MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)[115].

II.2.2.2.1 Détecteurs semi-conducteurs à base de silicium

Lorsqu'un dosimètre à diode à jonction p-n au silicium est exposé aux rayons X, des trous d'électrons se forment dans le corps de la diode, ce qui entraîne un courant électrique en sens inverse. L'ampleur du courant électrique généré est proportionnelle à la dose de rayonnement. Les principaux avantages des dosimètres à diode par rapport aux chambres d'ionisation sont leur plus grande sensibilité et leur reproductibilité. Cependant, la sensibilité du dosimètre à diode dépend du débit de dose et de la température de la diode [120][121].

II.2.2.2.2 Détecteurs MOSFET

Le détecteur MOSFET est constitué de condensateurs à transistors en silicium. L'une des électrodes du condensateur est remplacée par un matériau semi-conducteur. L'incidence des rayons X sur la région de la grille du MOSFET produit des paires électron-trou. Les trous se déplacent vers l'interface silicium-grille, ce qui entraîne une modification du courant dans le canal de type n. Par conséquent, la tension seuil est modifiée. Donc, un décalage de la tension seuil de polarisation de la grille se produira. La valeur de ce décalage est directement proportionnelle à la dose absorbée. Par conséquent, pendant l'irradiation, le MOSFET nécessite une connexion à une tension de polarisation. Ce type de détecteur est surtout utilisé pour la dosimétrie des patients [115] [122].

II.2.2.3 Détecteurs thermoluminescence (TLD)

Les dosimètres à thermoluminescence (TLD) sont des dosimètres qui s'utilisent pour la dosimétrie personnelle. Un TLD utilise l'effet de radio-thermo-luminescence de cristaux irradiés tels que le CaF_2 ou le LiF . Ceux-ci émettent des photons lumineux, dont le nombre est proportionnel à la dose d'irradiation lorsqu'ils sont chauffés. Les TLD sont de taille relativement petite (Fig. 28 A et B) et très sensibles à diverses radiations. Les TLD sont également utilisés pour la surveillance de l'environnement. La sortie de lumière (thermo-luminescence) varie lorsque les dosimètres sont chauffés. La variation de l'intensité lumineuse en fonction de la température est appelée courbe lumineuse. Il existe certains pics de température où le flux lumineux est plus important. Ces pics varient en fonction du type de matériau TLD. L'équipement de traitement du TLD est programmé pour détecter et enregistrer la sortie de lumière correspondant à ces pics (Fig. 28 C). L'ampleur de la lumière produite pour un pic particulier dépend de la dose. Un facteur d'étalonnage est déterminé en irradiant un dosimètre à une dose connue et en mesurant la quantité de lumière produite. La quantité de lumière produite par un détecteur est ensuite utilisée pour déterminer la dose correspondante. Des exemples de matériaux TLD incluent CaSO_4 et $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ [123] [124].

II.2.2.4 Détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSL)

Les dosimètres OSL ont été développés à la fin des années 1990. Le principe de fonctionnement de ces dosimètres est similaire à celui des TLD, mais le processus de luminescence est stimulé par la lumière laser plutôt que par la chaleur. Ces détecteurs sont faits d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) qui émet de la lumière visible. La quantité de lumière émise est proportionnelle à la dose absorbée. Les détecteurs

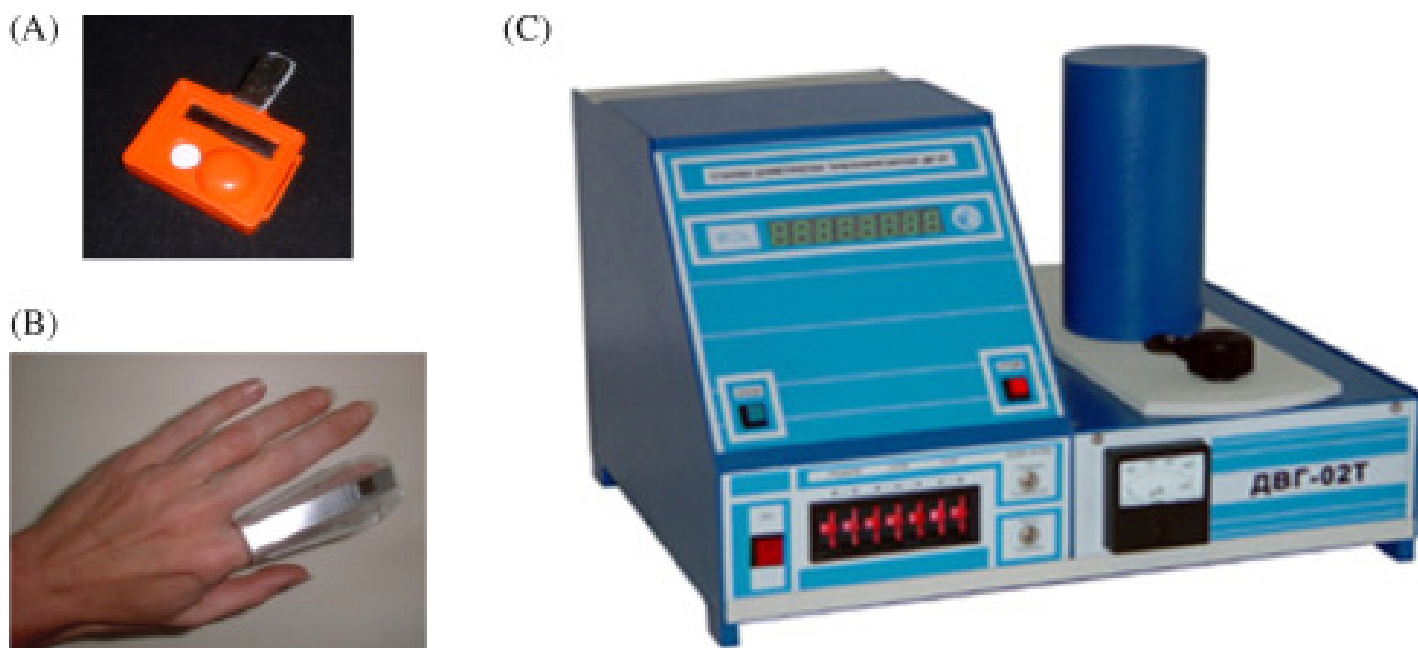


FIGURE 28 – Un TLD pour le corps entier (A), un TLD pour les extrémités (doigts) (B) et un dispositif de mesure thermo-luminescence pour la détermination de la dose (C). TLD, dosimètre à thermoluminescence.

OSL peuvent être relecturés plusieurs fois, contrairement aux TLD, qui ne peuvent être lus qu'une seule fois. Aux fins de la surveillance des rayonnements en milieu professionnel, il est préférable d'utiliser les OSL plutôt qu'aux TLD.

Dans le cadre de cette thèse, la mesure de la dose a été effectuée à l'aide des dosimètres OSL. Le choix des OSL a été fondé sur leur équivalence avec les tissus humains, ce qui les rend plus adaptés à la dosimétrie in vivo, où ils sont logés sur des fantômes physiques. Étant donné que cette étude se concentre sur la dose de rayonnement du sein en tenant compte les rayonnements diffusés (petite dose), la haute sensibilité des OSL et leur réponse linéaire à de faibles énergies les rendent appropriés pour les mesures de dose. La possibilité d'utiliser un grand nombre d'OSL pour mesurer la dose reçue par différent tension et produit courant temps. Cependant, les principaux avantages de l'utilisation des OSL sont les suivants : il s'agit d'un processus qui prend moins du temps et dont le pourcentage d'erreur est faible. Une comparaison entre l'OSL et le détecteur semi-conducteur au silicium AGMS-M+ est effectuée. Une telle comparaison donne un certain niveau de confiance aux résultats.

II.3 Dispositifs expérimentaux disponibles à l'ISSS

L'unité de recherche Instrumentation et Physique Médicale, qui fait partie du Laboratoire des Sciences et Techniques de la Santé (STS), a adopté depuis sa création une thématique de recherche qui concerne

l'optimisation de la dose en radiodiagnostic. Pour ce faire, La nécessité de disposer des moyens technologiques avancés en dosimétrie, notamment en radiodiagnostic, a conduit à l'achat massif de matériel, dont les principaux outils sont décrits dans ce qui suit.

II.3.1 Fantômes MTM 100

Le fantôme physique MTM 100 est aussi utilisé pour réaliser certains contrôles en mammographie, présenté en figure 29. C'est un fantôme semi-circulaire en matériau équivalent tissu et comprend des éléments équivalents microcalcifications, des équivalents masses tumorales, des équivalents tissu adipeux. Il représente un sein comprimé d'une épaisseur de 4.5 cm et inclut des équivalents tissu glandulaire de 50% ainsi qu'une plage de mesure du contraste. Dans le contrôle qualité, ce fantôme est utilisé pour le calcul d'un score de qualité d'image, obtenu par addition des scores partiels relatifs à la visualisation des différents groupes d'objets présents dans le dispositif de la figure 29 [125].

Comme décrit précédemment ce type de fantômes est également recommandé par les lignes directrices européennes et largement utilisées dans l'assurance qualité du dépistage par mammographie, afin de simuler une taille standard (moyennes) du sein. Dans cette étude ce fantôme a largement contribué à l'acquisition des données dosimétriques d'une part, notamment en termes de la dose à l'entrée (DES) en fonction des paramètres d'exposition, à savoir les mAs et kV.

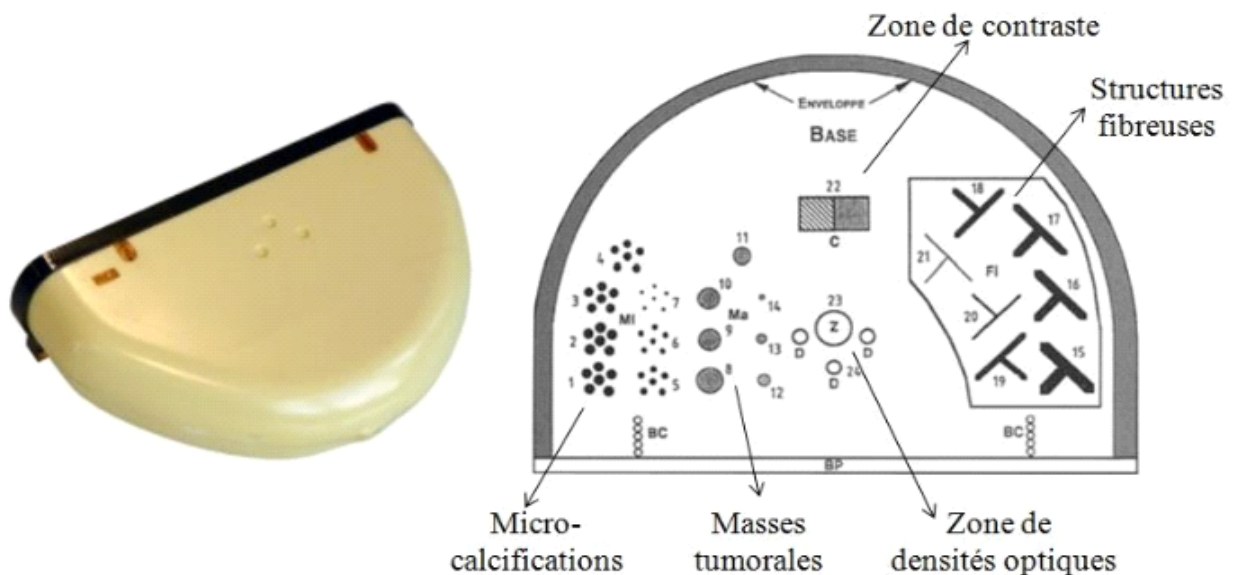


FIGURE 29 – Fantôme MTM100 utilisé pour le contrôle qualité des installations de mammographie : détails des structures présentes dans le fantôme et utilisées pour calculer un score descriptif de la qualité de l'image.

II.3.2 Fantômes standards en POLYMETHYL METHACRYLATE

Les plaques de poly (méthacrylate de méthyle) (PMMA) de différentes épaisseurs ont été utilisées par de nombreuses organisations internationales comme modèle pour simuler le tissu mammaire [65]. La Commission européenne a déclaré que, bien que le PMMA ne soit pas un substitut exact du tissu, il peut être utilisé pour simuler un sein moyen afin de permettre un fonctionnement correct de l'appareil à rayons X dans le cadre du contrôle automatique de l'exposition. La dose de tissu glandulaire peut également être calculée en convertissant la lecture du dosimètre. Le fantôme PMMA de sein standard a une épaisseur de 45 mm soit rectangulaire $\geq (150 \text{ mm} \times 100 \text{ mm})$ ou semi-circulaire avec un rayon de $\geq 100 \text{ mm}$ (Commission européenne, 2006) [16]. D'autres épaisseurs et compositions de seins sont simulées par différentes épaisseurs de plaques de PMMA. Dans cette étude les mesures ont été effectuées avec des plaques rectangulaires ($21 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$) en POLYMETHYL METHACRYLATE (PMMA), de différentes épaisseurs allant de 10 à 90 mm et d'une densité de 1.19 g/cm^3 . L'utilisation de plaques de PMMA est recommandée par les lignes directrices européennes pour l'assurance qualité du dépistage par mammographie, afin de simuler les tailles de sein plus fines, standard (moyennes) et plus épaisses dans le dépistage du cancer du sein. L'objectif de cette partie était d'illustrer la variation de la DES entre les seins épais et denses en fonction du kVp et des mAs.

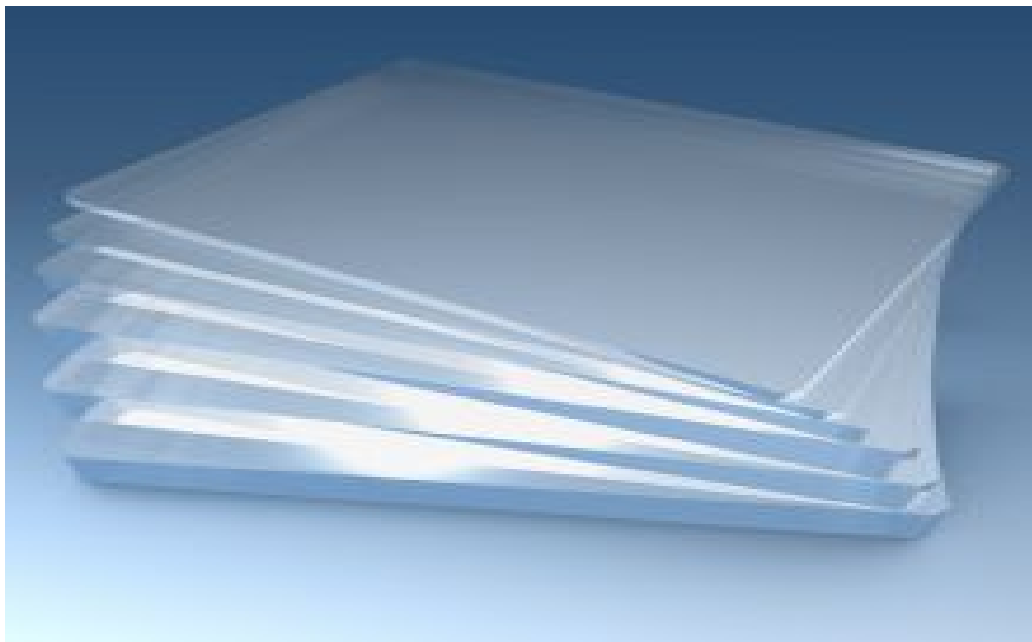


FIGURE 30 – Les plaques de PMMA utilisé pour le calcul de la dose à l'entrée.

II.3.3 Fantômes anthropomorphiques

Les fantômes CIRS ATOM 701 et 702 (Computerized Imaging Reference Systems, Inc., Norfolk, Virginie, USA) sont utilisés comme fantômes de dosimétrie. Le fantôme anthropomorphe ATOM homme modèle 701-D à une taille de 173 cm et pèse 73 kg avec une dimension de thorax de 23×32 cm. Il est construit à partir de matériaux équivalents aux tissus mous, aux poumons et aux os. Le fantôme est composé de 39 tranches transverses chacune ayant une épaisseur de 2.5 cm. Le fantôme anthropomorphe standard féminin modèle 702-D mesure 160 cm, possède un thorax de 20×25 cm et un périmètre du ventre de 68 cm. Elle est formée à l'aide de couches de 2.5 cm d'épaisseur. Les espaces prévus pour l'insertion des TLD ou OSL ont une profondeur de 25 mm et un diamètre de 5 mm [126], voir figure (31). Compte tenu de l'acquisition tardive de ce type de fantômes au niveau de notre laboratoire et du fait d'un incident technique occasionné au niveau de notre système de lecture des dosimètres OSL, ces fantômes ne sont pas exploités dans ce travail de thèse. En revanche, ce travail de thèse démontre d'une manière péremptoire la pertinence de ces outils dans l'évaluation de la dose et du risque radiologique en mammographie en s'appuyant sur leurs utilités numériques, notamment en matière de simulation Monte Carlo à l'aide de la plateforme GATE/GEANT4.

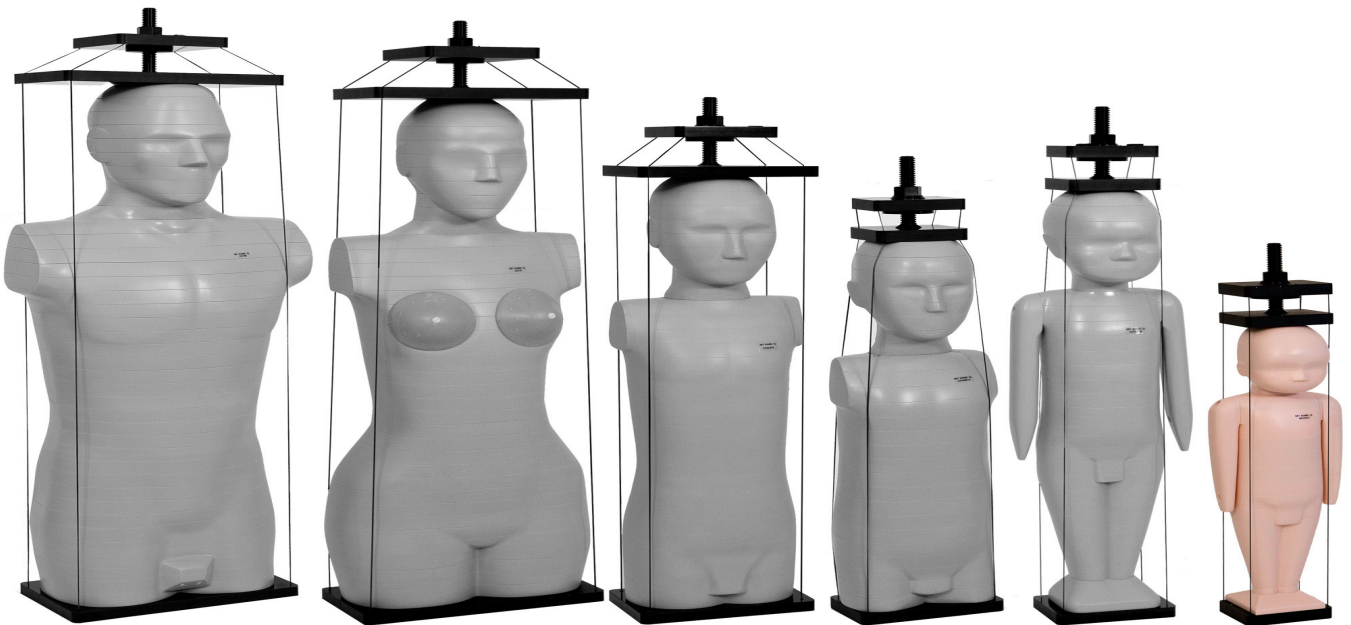


FIGURE 31 – Montre le fantôme de dosimétrie ATOM homme et femme utilisé en mammographie.

II.3.4 Détecteur AGMS-M+

Le détecteur AGMS-M+ (Radcal, Monrovia, CA), utilisé est un Multi capteur solide pour la mesure de

dose, de débit de dose, de kV, de filtration, et de couche de demi-atténuation (CDA), en mammographie.

Avec les caractéristiques spécifiques suivantes :

- Dimensions (35.6 × 20.0 × 11.8 mm)
- Calibré dans la gamme d'énergie de 21 - 49 keV
- Gamme de mesure en dose : 80 nGy à 100 Gy
- Gamme de mesure en débit de dose : 80 nGy/s à 200 nGy/s
- Gamme de temps : 1 ms à 300 s



FIGURE 32 – Multi capteur AGMS-M+ de Radcal.

II.3.5 Le système Accu-Gold

Pour la mesure de la dose le détecteur AGMS-M+ est relié à un électromètre de type RADCAL Corporation doté d'un logiciel Accu-Gold pour l'enregistrement des données expérimentales. Radcal -Accu Gold est un système multifonctionnel qui permet de mesurer plusieurs grandeurs comme mentionnées précédemment. Il est calibré en termes de k_{air} . Ce multimètre dispose d'un thermomètre et d'un baromètre intégrés pour la correction automatique des variations de pression et de température entre les conditions d'étalonnage et de travail.

Le système Accu-Gold se compose d'un module digitaliseur, d'un ou plusieurs capteurs et d'un système de contrôle. Le digitaliseur Accu-Gold est disponible dans différents modèles qui sont adaptés à des applications spécifiques, la différence résidant dans les capteurs qui peuvent être utilisés. Le logiciel

Accu- Gold est le même pour tous les modèles, mais les données de mesure disponibles dépendent du modèle de digitaliseur utilisé et des capteurs connectés.



FIGURE 33 – Système de digitalisation Accu-Gold et son logiciel.

II.3.6 Détecteurs OSL nanodots

Au cours des dix dernières années, la luminescence stimulée optiquement (OSL) est apparue comme un concurrent redoutable non seulement de la dosimétrie par thermoluminescence (TLD), mais aussi de plusieurs autres systèmes de dosimétrie. Bien qu'un grand nombre de matériaux aient été synthétisés et étudiés pour l'OSL, le cristal d'oxyde d'aluminium (alumine) dopé au carbone ($\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$) continue à dominer les applications dosimétriques.

Les phénomènes de luminescence stimulée optiquement (OSL) consistent en l'émission d'énergie préalablement absorbée dans un matériau solide sous forme de lumière lors d'une stimulation optique. Une condition préalable est que l'énergie soit absorbée, généralement en irradiant l'échantillon en main par un rayonnement ionisant (X , γ ou β) ou parfois non ionisant. L'énergie capturée peut être libérée sous forme de lumière émise en l'éclairant par une source de lumière.

II.3.6.1 Propriétés de base de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

$\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ est un matériau cultivé dans des conditions réductrices en présence de carbone, créant une concentration relativement élevée de vide d'oxygène et des défauts connus sous le nom de centres F et F+ (vide d'oxygène avec électrons capturés). La concentration du centre F+ est de l'ordre de 10^{15} - 10^{16} cm^{-3} et la concentration du centre F est de l'ordre de 10^{17} cm^{-3} [127], [128]. L'une des caractéristiques intéressantes de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ est le fait qu'il existe un niveau de piégeage dominant responsable de l'OSL, le pic de thermoluminescence (TL) se produisant à 470 K (200 °C) en fonction de la vitesse de chauffage (figure 34(a)). Cela suggère que le signal OSL (figure 34(b)) est stable à température ambiante, et qu'en effet l'évanouissement à température ambiante n'est pas appréciable sur une période allant jusqu'à 85 jours, du moins pour les applications de dosimétrie personnelle [129]. La bande d'émission dominante dans $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ est une bande large centrée à 420 nm attribuée à la luminescence du centre F [130]. Dans le mécanisme proposé pour le processus OSL, les électrons sont libérés optiquement des centres de piégeage, en se recombinant avec les centres F+. Le processus de recombinaison crée des centres F excités qui se détendent par rayonnement et produisent la luminescence observée.

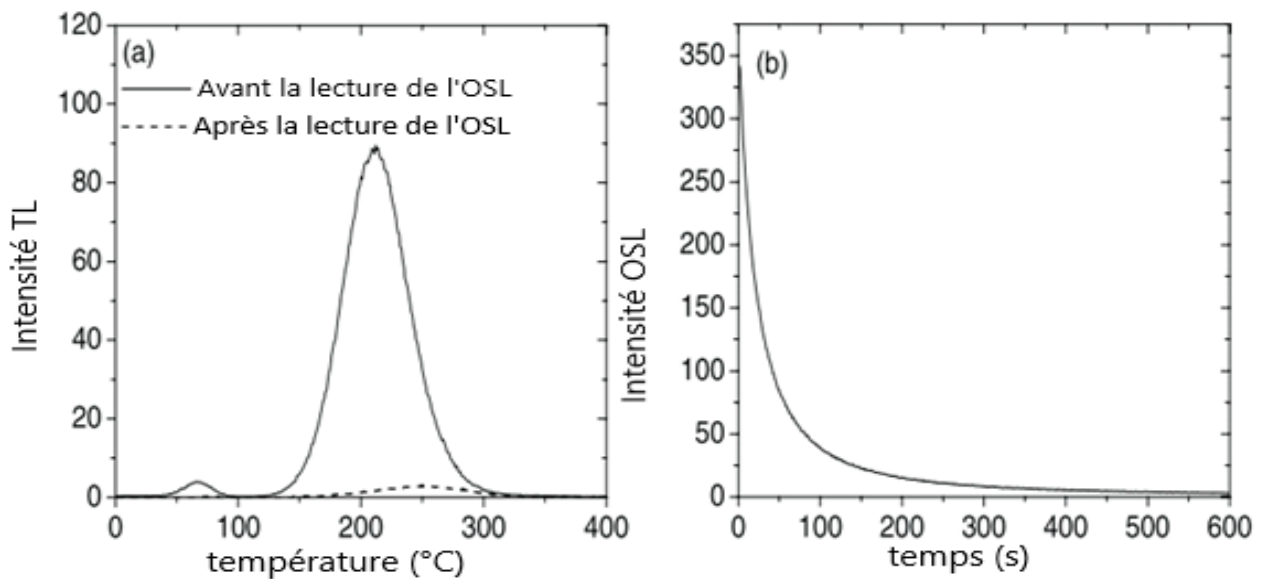


FIGURE 34 – (a) Mesure de TL de la poudre d' $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ irradiée avant et après la lecture OSL et (b) mesure OSL stimulée par le vert de la poudre d' $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ irradiée. Les mesures TL et OSL ont été effectuées à l'aide d'un lecteur Risø TL/OSL-DA-15 avec des filtres Hoya U-340 devant la PMT. La poudre $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ utilisée dans ces mesures est la même que celle utilisée dans la fabrication des dosimètres LuxelTM (Landauer Inc.).

II.3.6.2 Matériaux synthétiques utilisés pour le dosimètre OSL

Le corindon ou saphir ($\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$) est un matériau de base technologique important dans de nombreuses applications optiques et électroniques. Il est utilisé comme matériau récepteur pour les lasers à l'état solide, comme fenêtre optique, comme matériau de substrat dans la croissance épitaxiale des semi-conducteurs et, plus récemment, comme détecteur de rayonnement, $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ possède un sous-réseau O^{2-} rigide, légèrement déformé, hexagonal et serré, avec des ions Al^{3+} occupant deux interstices octaédriques sur trois. Chaque ion O^{2-} occupe un site de symétrie C_2 et est entouré de quatre ions Al^{3+} tétraédriques plus proches voisins (voir figure. 35). L'ion Al^{3+} occupe les sites de distord octaédral (Oh), il est nécessaire de faire croître le matériau dans une atmosphère réductrice en présence de carbone. Par conséquent, les impuretés de carbone, qui agissent comme catalyseurs pour la formation de centres de vacances d'oxygène, sont à la fois neutres et chargées. F^+ qui est un vacant anionique qui capte 2 électrons joue un rôle important en tant que centre de luminescence. L'existence de F^+ , en particulier, est essentielle pour une émission OSL efficace, car ils jouent le rôle de centres de recombinaison pour les électrons, ce qui donne lieu à des centres F excités. La sensibilité OSL du cristal est corrélée à la concentration de centres F^+ , qui agissent comme des centres de recombinaison [128].

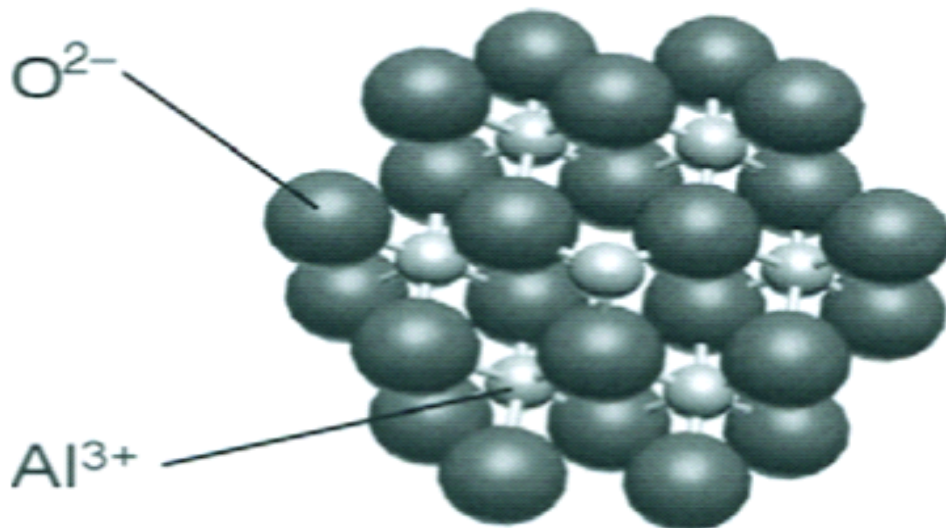
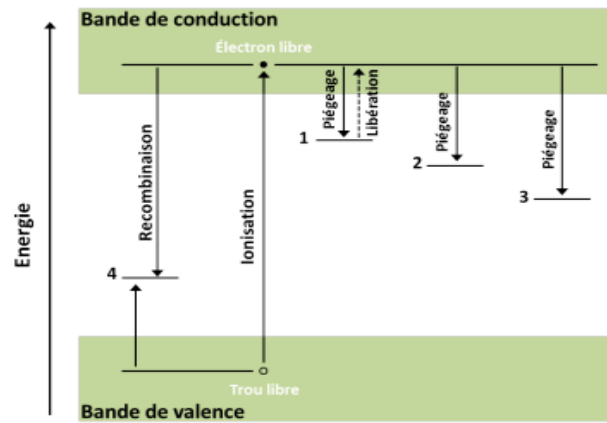
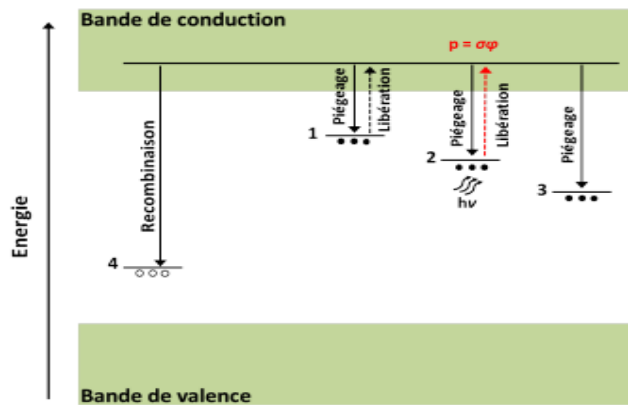


FIGURE 35 – Structure cristalline de Al_2O_3 .



(a)



(b)

FIGURE 36 – Transitions électroniques possibles entre les niveaux d'énergie du dosimètre pendant (a) l'irradiation et (b) les étapes de lecture.

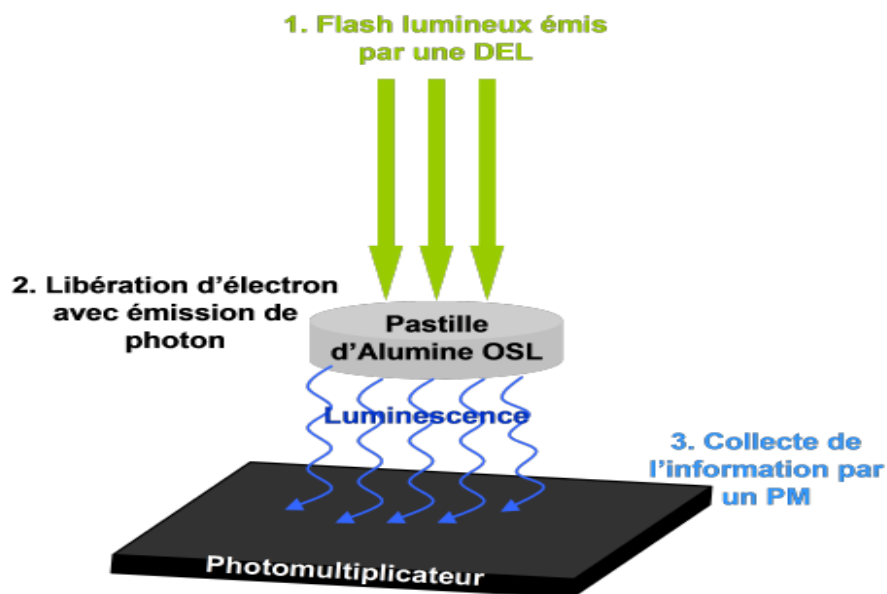


FIGURE 37 – Schéma de la procédure globale de lecture de l'OSL.

II.3.6.3 Aspects théoriques et pratiques des OSL

Le processus OSL peut être expliqué dans le même cadre que celui utilisé pour expliquer le phénomène TL, mais en ajoutant des transitions optiques supplémentaires qui peuvent se produire lorsque le matériau est exposé à la lumière. Les niveaux d'énergie dans la structure cristalline du dosimètre consistent en des bandes d'énergie délocalisées, le plus important dans notre cas étant les bandes de valence et de conduction, créées par le potentiel périodique du cristal. Les bandes de conduction et de valence sont séparées par une bande interdite, dans laquelle seuls les niveaux d'énergie localisés introduits par les défauts de la structure cristalline peuvent exister [131]. Le rayonnement ionisant est capable d'exciter des électrons vers la bande de conduction, laissant derrière lui des trous dans la bande de valence. Les électrons de la bande de conduction et les trous de la bande de valence sont libres de se déplacer dans le réseau cristallin jusqu'à ce qu'ils se recombinent entre eux ou soient capturés par les niveaux d'énergie localisés, qui agissent comme des pièges. La concentration de charges piégées à ces niveaux d'énergie localisés fournit un enregistrement de la dose totale absorbée par le cristal. Cet enregistrement peut être "lu" en stimulant les charges piégées pour les ramener dans la bande de conduction, ce qui entraîne la recombinaison des paires électron-trou et la luminescence. Ainsi, l'intensité de la luminescence stimulée est un substitut de la concentration de charges piégées et, par conséquent, de la dose absorbée.

Les processus décrits ci-dessus sont illustrés dans la figure 36, qui, en plus des bandes de conduction et de valence, contient un piège à trous agissant comme un centre de recombinaison et trois types de pièges à électrons représentant des pièges peu profonds (niveau 1), des pièges "dosimétriques" (niveau 2) et des pièges profonds (niveau 3). Les pièges "dosimétriques" sont ceux qui produisent le signal de luminescence à utiliser en dosimétrie. La figure 36(a) représente les transitions électroniques qui se produisent pendant la phase d'irradiation, dans laquelle le processus dominant est la création de paires électron-trou induit par le rayonnement et le remplissage des pièges. La figure 37 schématise le processus général de lecture du dosimètre OSL et la figure 36(b) représente les transitions équivalentes pendant la phase de lecture, dans laquelle le processus dominant est l'échappement des électrons des pièges par stimulation optique, suivi d'une recombinaison.

La probabilité P de libérer un électron est le produit du flux de photons (Φ) multiplié par de la section efficace (σ) décrivant la probabilité qu'un photon d'énergie $h\nu$ d'interagire avec un défaut cristallin particulier, il est défini avec l'équation suivante :

$$P = \sigma \times \Phi \quad (38)$$

Par conséquent, l'intensité de la luminescence est simplement proportionnelle à la variation de la concentration des charges piégée donnée par :

$$\frac{dn(t)}{dt} = -n \times P \quad (39)$$

Où n représente le nombre d'électrons par unité de volume dans le cristal, il est calculé à partir de la densité d'états et de la probabilité d'occupation, il est donné par cm^{-3} . La lecture s'effectue simplement en illuminant continuellement l'OSL avec un rayonnement de longueur d'onde appropriée (540 nm). La forme de l'intensité d'émission de l'OSL en fonction du temps peut être obtenue en résolvant l'équation (39) à l'aide de la probabilité de l'équation (38).

$$I_{\text{OSL}}(t) / n_0 \sigma \Phi \times \exp(-\sigma \Phi t) \quad (40)$$

Comme la probabilité de dépiégeage est constante, l'intensité OSL diminue exponentiellement avec le temps en fonction de la concentration initiale des charges piégées n_0 [132]. L'intégration de l'équation (40) donne l'expression suivante $\int I_{\text{OSL}}(t) dt / n_0$.

II.3.6.4 Modalités de stimulation

La modalité de stimulation par onde continue (CW-OSL) est la modalité utilisée dans ce travail de thèse. En raison de sa simplicité, cette modalité reste la plus recommandée en comparant avec les autres modes de stimulation (linéaire, exponentiel, sinusoïdal, polynomial) [132]. Le CW-OSL consiste à illuminer en continu les dosimètres avec une source lumineuse d'intensité constante tout en contrôlant l'intensité de l'OSL. La courbe CW-OSL est typiquement une fonction exponentielle ou des fonctions exponentielles multiples qui commencent avec une valeur initiale élevée et qui diminuent exponentiellement avec le temps comme le montre la figure 34 (b).

II.3.6.5 Landauer OSL nanodots et le microStar reader

Landauer a près de 50 ans d'expérience dans le domaine de la dosimétrie. Ses développements ont principalement porté sur la technologie OSL. Nous avons utilisé leur matériel et plus particulièrement

l'OSL nanodots et le lecteur microStar associé.

II.3.6.5.1 OSL nanodots



FIGURE 38 – Dosimètre InLight nanoDot de Landauer Inc montrant (a) l'élément sensible fermé et (b) l'élément sensible exposé.

Les OSL InLight nanodots de Landauer Inc ont été utilisés dans cette étude et sont montrés dans la figure 38. L'élément sensible du dosimètre est un disque d'oxyde d'aluminium dopé au carbone ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) de 5 mm de diamètre et de 0.2 mm d'épaisseur. Un film mince de polyester recouvre chaque côté de l'élément sensible, ce qui donne une épaisseur totale d'environ 0.3 mm. L'élément sensible est enfermé dans un boîtier noir étanche à la lumière ($10 \times 10 \times 2$ mm) dont la densité est de 1.03 g/cm^3 , ce qui le rend proche de l'équivalent en eau. Chaque OSL nanodots comporte un numéro de série et un code alphanumérique de sensibilité imprimés sur une face et un code-barres 2D sur l'autre. Le code-barres contient le numéro de série et les informations du code de sensibilité, ce qui permet de suivre et d'enregistrer facilement l'historique de chaque OSL. Cette capacité est un avantage majeur pour un potentiel outil d'audit. Les OSL nanodots sont sensibles à la lumière et doivent donc rester fermés pendant l'irradiation et le stockage. Le boîtier est automatiquement ouvert à l'intérieur du système de lecture InLight pour la stimulation et la lecture.

II.3.6.5.2 Système de lecture InLight™ MicroStar™

Le système de lecture InLight MicroStar (figure 39) est un système de dosimétrie automatisé utilisant la technologie de la luminescence stimulée optiquement (OSL). Une matrice de diodes électroluminescentes (DEL) est utilisée dans le processus de lecture pour stimuler les dosimètres, et un tube photomultiplicateur (PMT) permet de détecter et de mesurer la lumière émise par le matériau OSL. Le PMT utilise un



FIGURE 39 – Images du lecteur microStarTM.

système de comptage de photons très sensible. La quantité de lumière libérée pendant la stimulation optique est directement proportionnelle à la dose de rayonnement et à l'intensité de la lumière de stimulation. Le fabricant estime une précision d'environ 0,2 % pour chaque lecture (Landauer MicroStar User manual, 2006) [133].

Le système de lecture MicroStar se compose d'un lecteur, d'un ordinateur de contrôle externe et d'un logiciel de dosimétrie. Le lecteur contient un tiroir de lecture, un cadran de position de mesure et un port USB par lequel le lecteur est connecté au logiciel de contrôle. Une fois que l'OSL nanodots est stimulé à l'intérieur du lecteur MicroStar, après avoir tourné le bouton, la lecture est lancée en allumant la diode électroluminescente (DEL).

Le processus de lecture OSL permet de vérifier la dose grâce à l'équation suivante.

$$D = \frac{\text{PMT comptages}}{\text{F. Calibration} \times \text{Sensibilité}} \quad (41)$$

Où F. Calibration est le facteur de calibration OSL dans les conditions de mesure, PMT comptages est la moyenne de la réponse nette OSL nanodots, et D est la dose mesurée avec OSL nanodots (Gy). Il existe deux différents types de calibrations disponibles dans microStar, nous utilisons le facteur de calibration pour les modèles linéaires puisque nous utilisons de faibles doses (< 300 cGy)[134].

II.3.6.5.3 Étalonnage des nanodots

$\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ est utilisé dans les produits OSL de Landauer est un matériau de dosimétrie à l'état solide avec un Z effectif de 11.2. Cela implique que dans la région photoélectrique, il répondra de manière excessive aux rayonnements ionisants comme décrit le tableau 4, ce qui exige que le lecteur soit étalonné en fonction du type de faisceau spécifique. Ce problème est généralement rencontré en radiologie diagnostique où les trois principales applications (mammographie, fluoroscopie et tomodensitométrie) utilisent chacune différents potentiels d'accélération et différentes quantités de filtration pour produire des faisceaux ayant la CDA souhaitée.

Pour les utilisateurs de radiologie diagnostique, Landauer fournit à ces personnes un ensemble de dosimètres d'étalonnage exposés sur un fantôme PMMA à des rayons X de 80 kVp et CDA de 2,9 mm d'Al. Bien qu'il s'agisse d'une de fluoroscopie, ce n'est pas le cas pour les utilisateurs de CT, de mammographie et/ou de radiologie dentaire. Pour les raisons décrites ci-dessus, l'option préférée serait de créer un ensemble de dosimètres d'étalonnage en utilisant notre condition.

TABLEAU 4 – Les doses pour les caractéristiques de tube à rayon X de Italray pour le filtre Mo/Mo pour une énergie 28 kVp et une CDA de 0.3 mm Al et une mAs de 32.

Position	1	2	3	4	5	6
Dose (mGy)	9.50	9.94	9.71	9.87	9.53	9.42

Comme les nanodots sont fortement dépendants de l'énergie en dessous de 100 kVp, nous avons réalisé l'étalonnage dans notre condition expérimentale pour le calcul de la dose à l'entrée avec des tensions de tube (26-32 kVp), une charge de tube (32-80 mAs) et un fantôme MTM 100 comme indiqué dans la figure 40. Dans cette étude, 40 nanodots ont été utilisés, 20 pour l'acquisition des données et 20 autres pour la calibration. Pour calculer le facteur de calibration, les expressions suivantes sont appliquées :

$$BAvg = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^L \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C_i \right) \quad (42)$$

$$CF = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \frac{1}{D_j} \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N C_i - BAvG \right) \quad (43)$$

M est le nombre de dosimètres exposés, L est le nombre de dosimètres non exposés (non dosés), N est le nombre de positions de lecture par dosimètre, C_i est le nombre de compte par position de lecture,



FIGURE 40 – Étalonnage du nanodots.

S_j est la sensibilité du dosimètre où j est le numéro du dosimètre, D_j est la valeur de la dose pour le dosimètre.

Les équipements expérimentaux essentiels décrits dans cette section, à savoir les deux fantômes standard MTM100 et PMMA associés aux deux chaînes de détection (AGMS-M+, Radcal et Accu-Gold) et (nanoDots, $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$), ont permis l'acquisition d'une base de données en termes de la DES (voir chapitre 3). Ces données ont également été utiles pour la validation de la plateforme GATE/GEANT4 comme outil d'évaluation de la dose en mammographie. Enfin, comme une suite logique, la section suivante décrira les fondements de la méthode Monte Carlo en s'intéressant de près à certaines fonctionnalités déterminant la mise en route d'une simulation pour le calcul de la dose avec la plateforme GATE/GEANT4.

II.4 Méthode Monte Carlo : plateforme GATE/GEANT4

II.4.1 Un bref rappel historique

Basée sur des techniques probabilistes, la méthode Monte Carlo a été développée dans les années 1940 par Nicholas Metropolis et Stanislaw Ulam, mais ses origines sont bien plus anciennes. Elle est basée sur le calcul numérique via des processus aléatoires. Développées à l'origine pour simuler le fonctionnement des armes nucléaires, les méthodes Monte Carlo sont aujourd'hui utilisées dans de nombreuses branches de la science et notamment dans la simulation du transport des particules et des interactions avec la matière. L'utilisation de cette méthode apporte une solution statistique à l'approche analytique en simulant le comportement individuel des particules dans un système physique. Cependant, il est nécessaire de différencier ces méthodes de simulation des méthodes déterministes qui donnent une information assez complète dans tout l'espace des phases du système. Elles sont appliquées dans la plupart des cas à la résolution d'équations de transport intégral-différentielles tandis que la méthode de Monte Carlo résout le problème de transport en simulant l'histoire des particules. Plusieurs codes sont utilisés en physique des interactions rayonnement-matière, dans le domaine de la radioprotection ainsi qu'en physique médicale ou en instrumentation nucléaire. Les codes utilisés sont généralement utilisés pour une validation expérimentale préliminaire, soit sur des cas identiques à ceux qui sont modélisés, soit sur des cas plus complexes. Ces codes sont les suivants : GATE/GEANT4 [135] [136], PENELOPE [22], MCNP/MCNPX [136], EGSnrc [21], Fluka [137], [138], PHITS [138] .

II.4.2 Plateforme GATE/GEANT4

GATE est un logiciel de simulation MC basé sur GEANT4. Ce programme combine les avantages de la simulation Geant4 : modèles physiques validés, description géométrique sophistiquée, outils puissants de visualisation (visualisation 3D), génération et suivi des particules, dont une première version a été rendue publique en mai 2004 [139], Par-dessus les librairies de GEANT4 qui constituent la base de la plateforme GATE/GEANT4, dans un ensemble de couches écrites en C++. Une couche de base, très proche du cœur GEANT4, comprennent les classes de base qui définissent les mécanismes propres de la plateforme GATE/GEANT4, comme la gestion du temps, de la géométrie, des sources et du traitement des événements de la simulation (hits). Ceci inclut la définition des géométries ou les opérations sur les volumes comme les rotations et les translations, ainsi que la prise en charge de la décroissance radioac-

tive de sources multiples. Certaines classes de base sont directement dérivées de classes GEANT4 tandis que d'autres définissent des hiérarchies de nouvelles classes et des collaborations de classes. Enfin, un mécanisme de script dédié réalisé à l'aide de ces scripts ou de l'exécution de macros qui a été étendu comme interpréteur de commandes pour chacune des classes de base. Ce langage de script fait remplacer la programmation C++, permettant d'effectuer et de contrôler des simulations MC de configurations réalistes.

la plateforme GATE/GEANT4 présente plusieurs avantages, dont celui d'être utilisé par une large communauté de chercheurs, ce qui fait qu'il est généralement bien documenté. Le code source, disponible dans le domaine public, ainsi que la documentation et les exemples qui sont librement disponibles sur le site Web de la collaboration, fournit normalement un code révisé en profondeur et des versions régulières, ce qui laisse espérer une existence à long terme de ce code. D'autre part, la plateforme GATE/GEANT4 est conçu pour un système d'imagerie médicale. Contrairement aux codes à usage général, la plateforme GATE/GEANT4 est relativement facile à apprendre et à mettre en œuvre, car il se limite à la modélisation d'un ensemble plus restreint de paramètres et possède moins de fonctionnalités que les codes à usage général. la plateforme GATE/GEANT4 combine des modèles physiques bien validés, la possibilité de concevoir des géométries compliquées, un outil de visualisation puissant et la capacité de prendre en compte le mouvement, la gestion du temps, la modélisation des détecteurs, etc. L'utilisation d'un langage macro dédié a permis à la plateforme GATE/GEANT4 de fournir un code MC qui garantit la fiabilité et le support à long terme et qui est suffisamment flexible pour modéliser la plupart des systèmes d'imagerie [140]. la plateforme GATE/GEANT4 a eu un impact considérable sur la communauté des chercheurs avec des milliers d'utilisateurs actifs et avec une reconnaissance, à travers l'article principal relatif à la plateforme GATE/GEANT4, par le comité éditorial et les comités consultatifs internationaux de la prestigieuse revue *Physics in Medicine and Biology* comme l'un des 25 travaux les plus importants publiés en 60 ans d'existence de la revue [139]. L'introduction de la modélisation de la tomодensitométrie dans la version 6.1 de la plateforme GATE/GEANT4 et la possibilité de modéliser plusieurs systèmes d'imagerie à partir de la version 7. 1 de la plateforme GATE/GEANT4 a déterminé notre choix de ce programme pour concevoir un modèle.

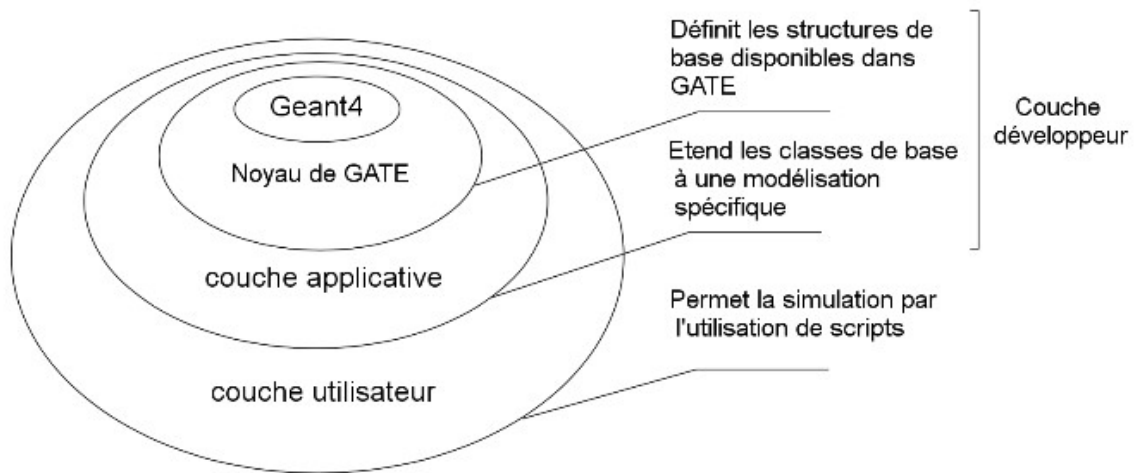


FIGURE 41 – Résumé de l'architecture en couche de la plateforme GATE/GEANT4.

II.4.3 Le logiciel Geant 4

Geant4 a été développé par le Centre Européen de Recherche Nucléaire CERN sur la base de ce qui était déjà disponible dans Geant 3, dans le cadre d'une collaboration internationale majeure visant à construire un package basé sur la programmation orientée objet (en C++), permettant une conception pour intégration et modification modulaire sans perturbation de l'architecture de base du code. L'une de ses principales caractéristiques est que l'implémentation de la physique est clairement définie et disponible pour confirmation par l'utilisateur, il permet à l'utilisateur de personnaliser ses composants en fonction de ses besoins. Il a été achevé et disponible en 1999, où il est constamment mis à jour et amélioré grâce à la collaboration de plus de 100 scientifiques (physiciens et d'informaticiens) du monde entier [141]. Geant4 est un logiciel de simulation Monte Carlo pour la physique des particules qui a pour but la simulation du transport des particules dans la matière. Il offre une grande flexibilité dans la conception de l'utilisateur qui s'adapte aux différentes exigences expérimentales dans différents domaines (physique des particules, physique nucléaire, sciences cosmologiques et spatiales et médecine nucléaire). La plate-forme Geant4 possède une structure hiérarchique dont les domaines et sous-domaines clés sont présentés à la figure 42.

Trois classes obligatoires doivent être mises en œuvre dans une application GEANT4 :

- G4UserDetectorConstruction : qui donne une définition de l'environnement de simulation, y compris la description de toutes les structures géométriques, des matériaux et des parties sensibles.
- G4UserPhysicsList : où l'utilisateur est invité à spécifier quel type d'interaction physique doit

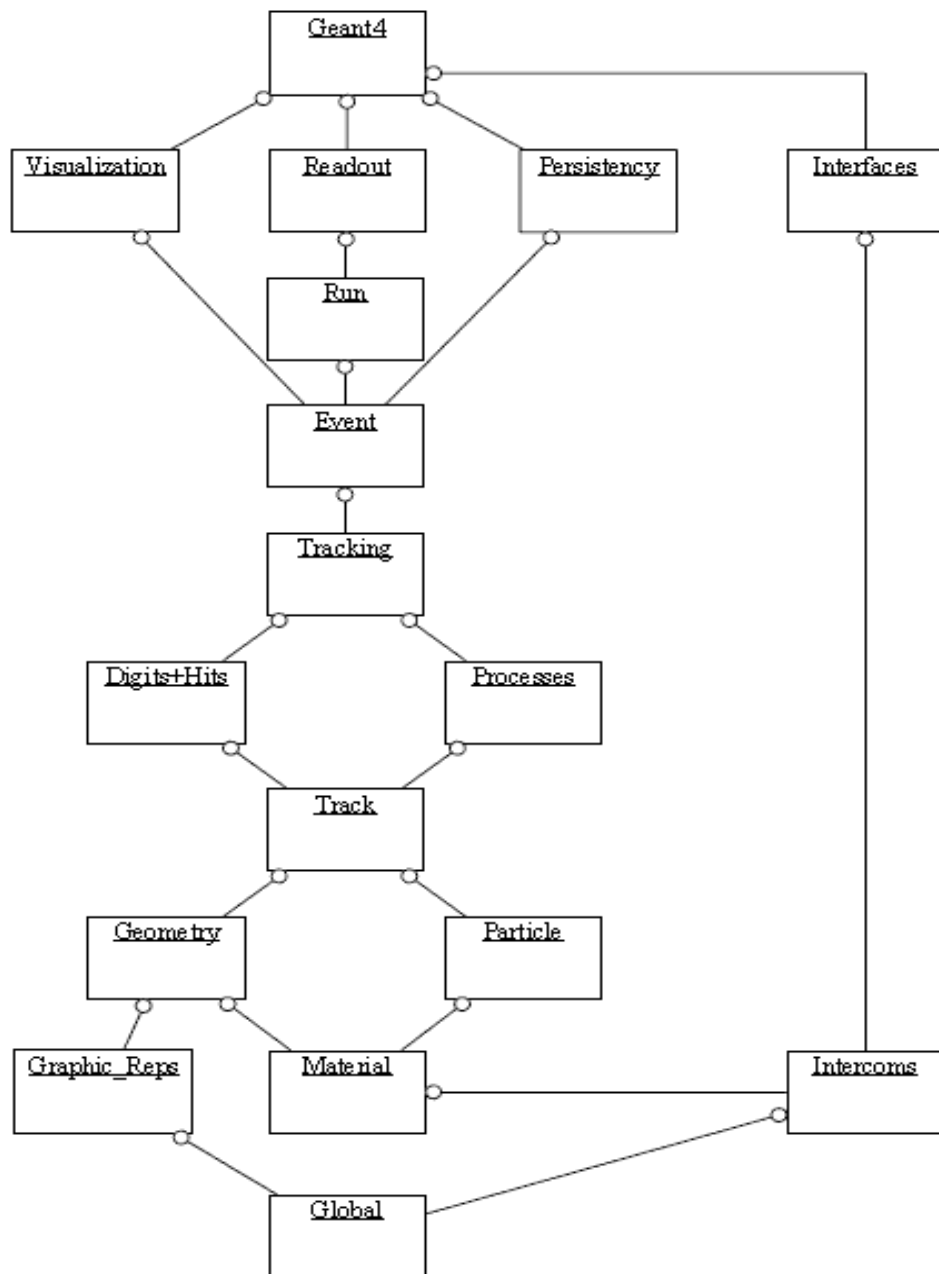


FIGURE 42 – Le diagramme des catégories de haut niveau de code Geant4. Le cercle ouvert sur les lignes de jonction représente une relation "d'utilisation" ; la catégorie à l'extrémité du cercle utilise la catégorie adjacente [136].

être utilisé.

- G4UserPrimaryGenerationAction : dans laquelle l'utilisateur doit indiquer comment les particules doivent être générées.
- L'existence de ces trois classes est assurée au début de la simulation par G4RunManager, qui fait intervenir les fonctions initialize et beamOn. Les classes suivantes peuvent être implémentées pour personnaliser les résultats :
- G4UserRunAction : pour contrôler les actions qui doivent être effectuées au début et à la fin de

chaque simulation.

- G4UserEventAction : pour contrôler les actions qui doivent être effectuées au début et à la fin de chaque "event" (événement) désigne de simulation.
- G4UserSteppingAction : pour contrôler les actions qui doivent être effectuées à chaque "step" (pas) de la simulation.

La relation entre les classes d'utilisateurs obligatoires et facultatives met en évidence la conception hiérarchique et commutable de Geant4 où l'on peut déduire un lien de dépendance unidirectionnel entre les classes, comme le montre la figure 42. La visualisation est également une préférence facultative définie par l'utilisateur. Geant4 est capable de lier sa sortie à un logiciel externe secondaire utilisé non seulement pour visualiser la simulation, mais aussi pour adapter la sortie aux besoins de l'utilisateur. Cela comprend des visualisations à partir d'OpenGL, DAWNFILE, RayTracer, OpenInventor et Qt pour n'en citer que quelques-uns. La sortie des données peut également être personnalisée grâce à des logiciels secondaires tels que R² et Root. La flexibilité de Geant4 permet à l'utilisateur de prendre le contrôle total de sa simulation, les paramètres utilisés et les résultats. En plus d'être un logiciel libre, le fait qu'il ait été développé par un important conglomerat international de contributeurs scientifiques et qu'il soit continuellement amélioré en fait le logiciel de Monte Carlo le plus approprié pour ce projet.

II.4.4 Outils pour interagir avec la simulation : Actors

Pour une interaction directe entre l'utilisateur et la simulation, la plateforme GATE/GEANT4 utilise le concept d'un "Actor" [140] pour quantifier les informations d'une simulation. En effet, un Actor est similaire au concept de détecteur sensible dans GEANT4, mais il a des caractéristiques supplémentaires. Dans la plateforme GATE/GEANT4 un détecteur sensible est une classe qui représente un détecteur pour compter les hits des pas (step) d'une trace ou track de particules. L'Actors de la plateforme GATE/-GEANT4 permet d'étendre le détecteur sensible pour que le score soit effectué tout au long de chaque trace, événement, et run en plus d'un pas. Dans la terminologie de la plateforme GATE/GEANT4, de haut en bas, un run est la simulation dans son ensemble, avec tous les historiques; un événement est la simulation de l'historique d'une seule particule; chaque histoire simule les traces des particules primaires et secondaires; et un step est le plus petit incrément qui déplace une particule sur une distance linéaire vers le prochain point d'interaction. Dans ce qui suit nous détaillons les principaux Actors utilisés en vue de la mise en place des simulations reproduisant la réalité expérimentale entrepris dans

ce travail de thèse. Ces Actors sont de l'ordre de cinq, à savoir Energy spectrum-Actor, Dose-Actor, l'espace de phase-Actor, GateMergedVolume-Actor, kill-Actor et Dose par région-Actor.

II.4.5 Éléments clés pour la mise en route de la plateforme GATE/GEANT4

On peut décliner les éléments fondamentaux de la mise en route d'une simulation la plateforme GATE/GEANT4 en cinq parties principales, à savoir la définition de la géométrie, la définition de la physique, la définition de la source, la définition des résultats recherchés par l'utilisateur et comme dernière étape la définition des moyens d'optimisation de la simulation. Pour répondre à la problématique de la pertinence de la plateforme GATE/GEANT4 pour calcul de la dose en mammographie, l'ensemble de ces éléments ont été construits en se basant sur des données réelles des parties composites de la chaîne de mammographie étudiée dans ce travail et en prenant en considération la qualité des faisceaux de rayons X générée par le mammographe.

II.4.5.1 Définition de la géométrie

Les géométries souhaitées dans la mammographie pour nos simulations Monte-Carlo se définit comme des seins comprimés était soit un cylindre à section semi-circulaire qui simule le fantôme MTM 100 de rayon de 9 cm et de longueur de 18 cm, soit une forme rectangulaire qui simule des plaques de PMMA d'une épaisseur de 1 à 9 cm, les seins sont simulés en les mettant plus proche ou détecteur d'image. Afin de reproduire le positionnement du dosimètre, un volume sensible a été mis en œuvre, reproduisant les caractéristiques du AGMS-M+ et du OSL nanodots. Dans cette première partie, la grille d'anti-diffusion, la palette de compression et la plaque de support du sein sont également supprimées, car leurs présences entraîneraient un dépôt de dose élevé dans le sein.

Pour terminer cette étude, nous avons décidé d'utiliser des géométries complexes le cas des fantômes voxelisés, afin de pouvoir réaliser une représentation géométrique fidèle à la réalité. Par ailleurs, il est également plus facile de rendre compte de l'hétérogénéité de la distribution de sein pour réaliser une comparaison des doses de radiation calculées dans le sein et les autres organes pour des seins homogène et hétérogène. Le premier modèle utilisé est celui de fantôme EVA représentant une femme a position couchée dérivée d'images scanner. Le deuxième modèle utilisé est le fantôme FASH 3 représentant une femme en position debout, il est basé sur des surfaces anatomiques 3D développées avec des logiciels de modélisation. Dans cette deuxième partie la palette de compression et la plaque de support du sein

ont également été inclus dans la simulation.

La géométrie d'irradiation simulée considère une source isotrope de rayons X collimatée pour n'irradier que la surface du détecteur ($24 \times 30 \text{ cm}^2$). La source de rayons X était située à 65 cm du détecteur, la palette de compression et la plaque de support du sein ont été implémentées sous la forme d'une couche de 1.5 cm d'épaisseur de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) et d'une couche de 1.2 cm d'épaisseur de fibre de carbone, respectivement (toutes les données sont obtenues directement auprès des vendeurs par communication personnelle aux fins de ce travail). Enfin, le chapitre 3 et le chapitre 4 donne plus de détails sur la simulation de la géométrie des fantômes standards et des fantômes voxelisés.

II.4.5.2 Définition de la physique

La plateforme GATE/GEANT4 est un outil permettant à la fois à l'utilisateur de choisir les processus, les modèles physiques et les sections efficaces de l'interaction des photons et des électrons avec la matière. On distingue deux principales catégories de processus physiques : les processus électromagnétiques (EM) [68] et les processus hadroniques (HAD)[20]. En raison de la gamme d'énergie des rayons X utilisé en mammographie (de 20 à 40 keV), nous avons utilisé les modèles de physique et les sections efficaces EM de la plateforme GATE/GEANT4, disponible pour les interactions à basse énergie pour modéliser le transport des photons et des électrons, suivant les différentes conditions de simulation que nous avons adaptée, on trouve dans cette base de données on trouve trois modèles de transport possibles, à savoir le modèle Penelope [142], le modèle Standard [143] et le modèle Livermore [144]. Les trois modèles utilisent différents ensembles de données de section efficace, le tableau 5 résume les modèles pour la physique EM adaptés aux applications médicales utilisées en GEANT4/GATE. La liste du tableau 5 n'est pas exhaustive : d'autres Listes Physiques sont disponibles, mais elles ne diffèrent pas substantiellement des Listes Physiques mentionnées dans le tableau 5 (par exemple, G4EmLivermorePolarizedPhysics ou G4EmEPPhysics) ou elles ne sont pas adaptées à la dosimétrie du sein (par exemple, G4EmDNAPhysics).

Le modèle Standard utilisé par défaut dans la plateforme GATE/GEANT4, tient en compte les processus d'ionisation, le rayonnement de freinage, la diffusion multiple ainsi que les autres processus électromagnétiques des particules avec la matière. Le recours aux modèles Standard permet de réduire de moitié les temps de calcul par rapport aux simulations utilisant les modèles Livermore et Penelope. Par ailleurs, dans le cas de la simulation de grandeurs d'intérêt macroscopiques, telles que la dose à l'échelle d'un organe ou de voxels de l'ordre du millimètre cube, le recours à un paramétrage approprié

des modèles Standard permet d'obtenir une précision [2% pour 2 mm]. On notera que les modèles de diffusion multiple mis en œuvre dans le modèle Standard sont les mêmes que ceux de Livermore et de Penelope. Comme la prise en compte de la structure des couches atomiques est plus importante à basse énergie, les modèles Livermore et Penelope disposent de sections efficaces adaptées au transport des particules à l'échelle de la couche atomique. En plus de l'effet photo-électrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh, la production de paire, l'émission bremsstrahlung et l'ionisation. Les modèles Penelope et Livermore prennent en compte la fluorescence, la production d'électrons Auger et la relaxation atomique. L'algorithme Penelope 2008 a été utilisé dans Geant4 à partir de la version v.4.9.3 est contient les processus de la diffusion Compton, l'effet photo-électrique, la production de paire et diffusion Rayleigh pour les photons ; l'émission bremsstrahlung, ionisation et annihilation du positron pour les électrons et positrons. C'est pourquoi le modèle Penelope est une alternative à l'utilisation de modèle Livermore.

Une description des modèles et des sections efficaces disponibles au niveau des trois modèles est résumée dans le tableau 6. Pour savoir plus sur la pertinence de chaque modèle dans le transport des photons et des électrons de basse énergie, plusieurs simulations ont été entreprises avec chaque modèle séparément, et les détails en termes de comparaison sont donnés dans le chapitre 3 section III.3.1. 3.

TABLEAU 5 – Listes de physique adaptées aux applications médicales [68].

PhysicsLists	Caractéristiques
G4EmStandardPhysics	Physique EM standard
G4EmLivermorePhysics	Physique EM de basse énergie utilisant les données de Livermore
G4EmStandardPhysics-Option4	Modèles de physique les plus précis à partir de standard et basse énergie
G4EmPenelopePhysics	Modèles Penelope à faible énergie

II.4.5.3 Définition de la source

La plateforme GATE/GEANT4 peut modéliser de nombreuses formes de sources et géométries de faisceaux. La définition de la source dans la plateforme GATE/GEANT4 est décrite comme une source voxélisée, linacBeam, phaseSpace ou grâce au module spécifique GPSM (General Particle Source Module). Une source dans la plateforme GATE/GEANT4 est définie par son type de particule (*photons, électrons, positrons, etc.*), sa position (*vertex d'émission*), sa direction (angle solide), son énergie

TABLEAU 6 – Mise en œuvre de modèles physiques des bibliothèques d'interaction électromagnétique à faible énergie Livermore (emlivermore), Penelope (empenelope) et Standard (emStandard).

Livermore	Penelope	Standard
Interaction Compton		
Décrites par la Section efficace de Klein-Nishina modifiée par le facteur de forme de Hubbell (EPDL97)	Paramétrage analytique (avec liaison atomique et élargissement Doppler)	La section efficace de Compton est paramétrée par Urbán[145]
Diffusion de Rayleigh		
Décrites par la Distribution angulaire selon la formule de Rayleigh, facteur de forme de Hubbell selon EPDL97	Paramétrage analytique	Rayleigh scattering is not included [143]
Effet photoélectrique		
Sections efficaces d'après EPDL97, la distribution angulaire peut être choisie.	Distribution de Sauter	La section efficace est paramétrée selon un schéma développé par Biggs et Lighthill [146].
Bremsstrahlung		
Paramétrage du bremsstrahlung à partir d'EPDL97	Section efficace calculée à partir des données Ionisation	Les pouvoirs d'arrêt radiatif standard sont calculés à partir d'une fonction paramétrée basée sur la tabulation de Seltzer et Berger [147].
Ionisation		
Paramétrage de l'ionisation par les modèles de couche	Calcul analytique	Le pouvoir d'arrêt des collisions restreintes est calculé selon la formule de Berger-Seltzer dérivée de la théorie de Bethe-Bloch [148], [149] [150], et le terme de correction de couche n'est pas inclus.

(polyénergétique, mono énergétique , *etc.*).

À fin de définir la source autrement dit le spectre à rayons X généré par le mammographe Italray nous avons eu la nécessité de faire appel au principe “Actors” et plus particulièrement au “Energy spectrum Actor”, celui-ci a joué un rôle majeur dans la caractérisation des spectres à rayons X en fonction du potentiel (kV) et la nature de l'anode. En effet, la connaissance du spectre à rayon X pour une irradiation en mammographie est un élément indispensable pour mettre en route le calcul de la dose par la plateforme GATE/GEANT4. Pour ce faire, un Actor plan du spectre d'énergie a été placé devant la source, perpendiculairement au faisceau. L'Actor d'énergie a été utilisé comme un détecteur pour enregistrer l'énergie des photons entrants. Pour cette Actor, on a défini une énergie minimale de 0 keV et une énergie maximale de 60 keV. L'Actor prend en compte tous les photons dans la gamme d'énergie choisie et produit 3 histogrammes : Le spectre de fluence, le dépôt d'énergie différentielle en énergie et le spectre de dépôt d'énergie en fonction du transfert *d'énergie linéique* (TEL). Les détails de la définition en pratique des résultats de la caractérisation du “Energy spectrum Actor” et les résultats de la caractérisation de la source sont donnés dans le chapitre 3 section III.3. 1.1.

II.4.5.4 Définition des Actors dédiés pour le calcul de la dose

La plateforme GATE/GEANT4 donne la main à l'utilisateur de calculer la dose déposée dans un volume d'intérêt par le biais de deux « Actors », connues par DoseActor et Dose par région-Actor. En effet, au niveau du programme de simulation l'utilisateur doit faire la correspondance entre l'« Actor » approprié et le volume destiné au calcul de la dose souvent sous forme d'une matrice 3D. En outre, la plateforme GATE/GEANT4 permet à l'utilisateur de préciser la taille de la matrice et sa position selon le système de coordonnées du volume d'intérêt. Une fois le volume d'intérêt est attaché, la dose, est estimée par la valeur moyenne de l'énergie par unité de masse déposée par l'électrons secondaires de manière continuent le long de leur parcours dans chaque voxel par N particules simulées (historiques).

En fin l'utilisateur peut avoir l'accès à la dose absorbée sous forme de plusieurs distributions 1D, 2D et 3D avec l'incertitude statistique associée. Dans ce travail cette approche a été utilisée pour calculer la dose cumulée par des spectres de rayons X générés à partir du mammographe Italray dans plusieurs volumes d'intérêt, à savoir le fantôme MTM100, le fantôme PMMA et les différents organes des deux fantômes numériques voxélisés EVA et FASH 3 voir le chapitre 3 et 4.

Par ailleurs, Dose par région-Actor est l'un des avancées majeures apportées à la plateforme GA-

TE/GEANT4 ces 10 dernières années avec une utilité remarquable notamment lors de calcul de dose avec des fantômes anthropomorphiques numériques voxélisés. Étant donné que cet Actor est l'une des dernières fonctionnalités disponibles dans la plateforme GATE/GEANT4, on trouve très peu de publications dans la littérature qui traitent son utilité. Tamborino et al [151] utilisent l'Actor Dose par région pour calculer la dose moyenne pour une distribution hétérogène des cellules tumorales, leur objectif étant de construire un modèle dosimétrique affiné pour les expériences in vivo de ^{177}Lu -DOTATATE permettant la corrélation de la dose absorbée avec les cassures double-brin (CDB). En plus Tahiri et al [152] ont étudié la dose aux organes lors d'une tomomodensitométrie (CT) du thorax. La dose aux organes a été simulée à l'aide de la plateforme GATE/GEANT4 en utilisant deux fantômes de calcul : Adam homme et Eva femme et l'Actor Dose par région. Parce que ce sont les seuls travaux que l'on a pu trouver qui utilisaient l'Actor Dose par région, des études supplémentaires devraient être envisagées pour déterminer la faisabilité et la pertinence du concept. De ce fait, un des objectifs majeurs de ce travail est la mise en pratique de l'Actor Dose par région pour le calcul de la dose en mammographie à l'aide des deux fantômes voxélisés EVA et FASH 3, les résultats des calculs sont donnés dans le chapitre 4.

En pratique cet Actor calcule la dose et l'énergie déposées dans des régions définies par un ensemble de voxels et fait sortir les résultats dans un fichier texte. Cette sortie permet d'obtenir les incertitudes statistiques pour un ensemble de voxels. Ces régions sont lues à partir d'un fichier image de format MetaImage (.mhd), le choix de format MetaImage est dû de fait que l'algorithme de navigation utilisé dans ce travail (ImageNestedParameterisedVolume) prend en charge de ce format d'image (voir section IV. 2 . 4), un fichier (AttenuationRange.dat) est nécessaire dans la plateforme GATE/GEANT4 quand l'utilisation de l'Actor dose par région, le fichier (AttenuationRange.dat) contenait des labels (entiers) qui doivent être de la même taille que l'image. Chaque label dans l'image définit une région où toutes les énergies seront additionnées et la dose sera calculée pendant la simulation. Une région doit contenir des voxels de la même matière pour que le calcul de la dose soit correct [153][152].

En outre, Afin de simuler le fantôme voxélisé avec un sein comprimé, nous utilisons la nouvelle classe de navigateur GateMergedVolumeActor pour remplacer le sein homogène du fantôme par un sein mammographique hétérogène à trois couches comprimées et le fusionner avec la géométrie mathématique et voxélisé dans la plateforme GATE/GEANT4. Depuis GATE V8.0, La plate-forme a ajouté la possibilité d'ajouter un G4VSolid (ou un solide analytique tel que : boîte, cylindre, tessellé, sphère etc...) à l'intérieur d'un volume voxélisé (défini par ImageRegularParametrisedVolume ou ImageNestedPara-

metrisedVolume).

II.4.5.5 Définition des moyens d'optimisation de la simulation

Les méthodes de simulation Monte-Carlo en physique médicale deviennent de plus en plus intéressantes, là où le calcul de la dose absorbée exige une précision et une efficacité. Des techniques permettent de rendre les simulations Monte Carlo plus efficaces. L'objectif est de diminuer le temps des simulations, tout en restant en dessous d'un certain seuil d'erreur. Le principe de ces techniques est soit d'augmenter la statistique de la simulation pour un temps T de calcul donné (techniques de réduction de variance), soit de diminuer ce temps T pour un même nombre N de particules simulées. Dans les deux cas, le but est d'augmenter l'efficacité ϵ de la simulation. L'efficacité est définie par la relation (44) :

$$\epsilon = \frac{1}{\sigma^2 T} \quad (44)$$

Où T représente le temps de calcul et σ^2 la variance de l'estimation, l'efficacité est inversement proportionnelle au temps de calcul. Avec $\sigma \propto \frac{1}{\sqrt{N}}$. Plus le suivi des particules d'une manière exhaustive tenant compte des interactions EM (Rayonnement diffusé, effet Compton et Rayleigh, etc.), plus la simulation sera précise, mais plus elle durera en temps de calcul. Augmenter l'efficacité d'une simulation revient à diminuer le temps de simulation par particule de sortie mesurée. Les techniques de gain d'efficacité les plus classiques en simulation Monte Carlo se répartissent en deux catégories : ressources interne et seuil de production (ou énergie de coupure référée "cut"), réduction de variances, espace de phase, kill actors et d'autres externes consistent sur l'utilisation des stations de calculs permettant d'accélérer le temps de simulation sans perte de précision des calculs. La version la plus récente de la plateforme GATE/GEANT4 (version 8) comprend un certain nombre de méthodes qui améliorent considérablement l'efficacité de la simulation pour la modélisation des processus électromagnétiques à faible énergie. L'espace de phases est un Actor qui représente un moyen d'optimiser le temps de calcul. Généré à la sortie de la tête d'irradiation, il permet par la suite de ne pas avoir à simuler pour chaque calcul toute la partie indépendante de la cible et donc de gagner en temps de calcul. Le reste des techniques seront examinées dans les sections qui suivent. Un simulateur Monte Carlo optimisé sur station de calcul dans le cadre de cette étude pour une application en mammographie en générant un nombre de particules de l'ordre de 10^{10} permet d'effectuer la correction pour que notre simulation prenne des heures ou jours. Pour ce projet, plusieurs stratégies sont utilisées pour améliorer

le temps de calcul.

II.4.5.6 Méthodes d'optimisations disponibles dans la plateforme GATE/GEANT4

II.4.5.6.1 Notion de l'espace de phase

En pratique simuler des particules directement de la source en l'occurrence ici un tube à rayon X augmente significativement le temps de calcul et cela due essentiellement au temps perdu dans le suivi des particules en dehors de la direction du patient. De ce fait, une des solutions proposées par la plateforme GATE/GEANT4 est d'utiliser la notion d'espace de phase. En fait, l'idée consiste à séparer le problème de calcul de la dose en deux parties. D'abord construire une source virtuelle sous forme d'un espace de phase en plaçant entre la source et le patient un volume dont la normale est alignée avec la direction du faisceau le long de l'axe central, ou l'utilisateur enregistre les propriétés des rayons X venant du tube à rayon X, (position de la particule, type de particule, gamme d'énergies, orientation.....), la figure 43 est un diagramme décrivant les propriétés d'une particule lorsqu'elle traverse un espace de phase. Et puis par ailleurs, pour le calcul de la dose déposée dans le patient l'espace de phase va être utilisé comme une source de particules. Dans notre étude, l'espace de phase placé sous le collimateur, ce dernier a été utilisé pour réduire le temps de simulation et augmenter l'efficacité. L'ordre de grandeur du gain de temps de calcul passe de 3 jours à 3h entre les deux situations, avec et sans espace de phase.

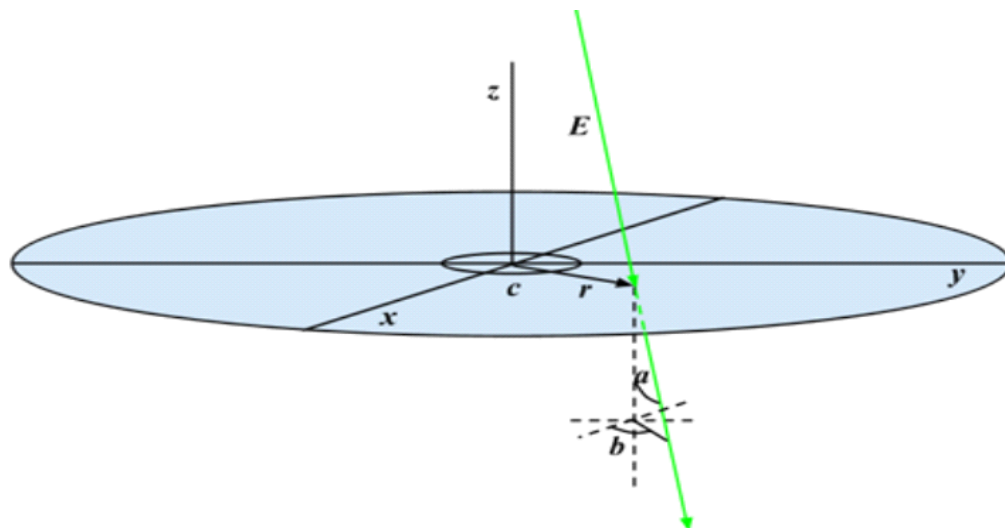


FIGURE 43 – Diagramme d'un espace de phase. Lorsque la particule (ligne verte) traverse le plan circulaire (bleu), l'énergie, la position en rayon et en angle, et la direction donnée en angles sont enregistrées.

II.4.5.6.2 Notion de KillActor

C'est un moyen efficace d'optimisation d'une simulation en termes de temps. En effet, cet Actor constitue un filtre entre les rayonnements utiles et inutiles dans une simulation. En principe un programme de simulation génère des rayonnements et il procède à leurs interactions avec tous les volumes de la géométrie simulée jusqu'à leurs arrivées dans le volume d'intérêt définies pour le calcul de la dose. Cependant, le suivi des trajectoires des particules dans certains volumes n'a pas d'influence de point de vue statistique sur le résultat de la dose. Par exemple dans les différentes géométries simulées dans le cadre de ce travail cet Actor a permis de stopper les trajectoires des photons et des électrons secondaires, notamment au niveau des deux collimateurs et certains accessoires du tube à rayons X, ce qui a permis une réduction notable en temps de calcul.

II.4.5.6.3 Notion des énergies de coupures

L'énergie de coupure est définie comme l'énergie minimum E_{cut} au-delà de laquelle les particules secondaires sont produites et tracées. Les valeurs de l'énergie de coupure sont choisies dans l'une des deux circonstances : 1) la gamme de la particule est petite par rapport à la taille du voxel qu'il traverse ou 2) l'énergie de la particule est inférieure à la valeur de coupure aura une contribution négligeable à la dose ou l'énergie enregistrée. Lorsque l'énergie de la particule $E < E_{\text{cut}}$, il ne sera pas transporté plus loin et son énergie sera déposée localement. Lorsque $E > E_{\text{cut}}$, les particules secondaires vont être produites. Ce seuil est défini comme une gamme de coupure, qui en interne est converti en énergie, pour s'affranchir de la dépendance du matériau. L'énergie de coupure est l'une des techniques les plus efficaces pour améliorer l'efficacité de la simulation MC [154], [155], pourtant un seuil de production trop élevé augmente les fluctuations statistiques d'une simulation. L'énergie de coupure par défaut pour la plateforme GATE/GEANT4 est de 1 mm. Les énergies de coupure utilisées dans ce travail pour les fantômes standard et voxelisés sont rapportées dans les chapitres qui suivent.

II.4.5.6.4 Notion des techniques de réduction de variance

Deux normes de réduction de variance de Geant4 sont disponibles dans la plateforme GATE/GEANT4, à savoir "splitting" [154], [156] et "Russian roulette" [21]. Pour augmenter l'efficacité de ces techniques de réduction de variance, l'utilisateur peut ajouter des critères de sélection pour qu'ils soient appliqués aux particules primaires ou secondaires en utilisant des filtres. Les filtres pour le splitting et Russian roulette sont les mêmes que ceux disponibles pour les Actors. Cette approche a été largement exploitée dans ce travail, notamment en ce qui concerne la modélisation des différents spectres à rayons

X utilisés pour le calcul de la dose. Les résultats de ces calculs sont donnés dans les figure 63 – 66 du chapitre 3, où les rayonnements de Bremsstrahlung ont été augmentés par une efficacité de 100. Par ailleurs, d'autres auteurs [157], [158] ont bien démontrés la pertinence de cette méthode en mammographie pour optimiser la simulation des spectres en utilisant le Selective Bremsstrahlung Splitting (SBS).

II.4.5.6.5 Méthodes d'optimisations qui relèvent de l'utilisateur Les temps de calcul excessifs générés par les simulations Monte Carlo, poussent l'utilisateur à faire recours à des ordinateurs puissants, notamment en termes de CPU. Dans ce travail deux ressources informatiques ont été utilisées pour la mise en route des simulations avec la plateforme GATE/GEANT4, il s'agit de la station de calcul HPC-Gamma disponible à l'ISSS et la station de calcul HPC-MARWAN du CNRST.

II.4.5.6.5.1 Grille de calcul du ISSS (HPC-Gamma)

Le cluster HPC Personnel Gamma de l'unité instrumentation et physique médicale offre les capacités suivantes : 64 cœurs, 6TB de disque dur et 256 GB de mémoire RAM. L'outil de gestion des tâches installé dans le HPC Gamma est le HT condor. Le formatage du cluster HPC Personnel Gamma a été réalisé en installant le système d'exploitation Ubuntu 16.04 sur les 2 partitions physiques Sda et sdb vu les restrictions de compatibilité des systèmes d'exploitation et que cette version prend en charge la nouvelle version de GATE 8.1, un espace de mémoire de 3 TB pour chaque partition a été réservé et 2 TB pour le système ainsi qu'un espace libre. Chaque partition contient obligatoirement les fichiers : swap, ext 3, ext 4, boots bios. La procédure d'installation de la plateforme GATE/GEANT4 comprend deux étapes : l'installation du package Geant4 et de tous les outils d'aide nécessaires (par exemple CLHEP, une bibliothèque de classes pour la physique des hautes énergies, et toutes les bibliothèques Geant4) et l'installation de la plateforme GATE/GEANT4 elle-même. Il convient de souligner que les outils nécessitant des bibliothèques ou des paquets externes ne peuvent être activés que si le système externe correspondant est installé. Des informations détaillées sur la procédure d'installation et la définition des variables d'environnement peuvent être trouvées dans les références suivantes [135], [160], des informations supplémentaires sur CLHEP sont disponibles dans [CLHEP, 2021][161], et sur le paquet Geant4 et les bibliothèques correspondantes dans [Installation, 2021][162]. Pour installer la plateforme GATE/GEANT4, il faut faire attention à la version spécifique requise pour chaque dépendance (CLHEP, Geant4, ROOT, etc.).

Les simulations parallélisées sont composées de 3 étapes : le fractionnement des jobs, les simulations proprement dites (sur un certain nombre de CPU) et la fusion des fichiers. Le schéma le plus naturel, le plus simple et le plus général pour diviser les simulations est l'approche de décomposition du domaine temporel, dans laquelle le temps d'acquisition de l'expérience est divisé en un certain nombre de petites expériences de même durée. Cette approche n'implique aucune approximation ni simplification. De plus, comme le nombre des particules initiales pour chaque intervalle sont invariables, les mesures telles que la durée d'acquisition, le temps de début et le temps de fins du système seront effectivement les mêmes que dans une exécution à un seul nœud. Comme le montre la figure 44, les entrées du job splitter sont les scripts de la plateforme GATE/GEANT4, les paramètres et les options de la ligne de commande qui spécifient principalement la plate-forme HTcondor, le nombre de job et les répertoires de sortie. La sortie est une collection de fichiers macro non paramétrés.

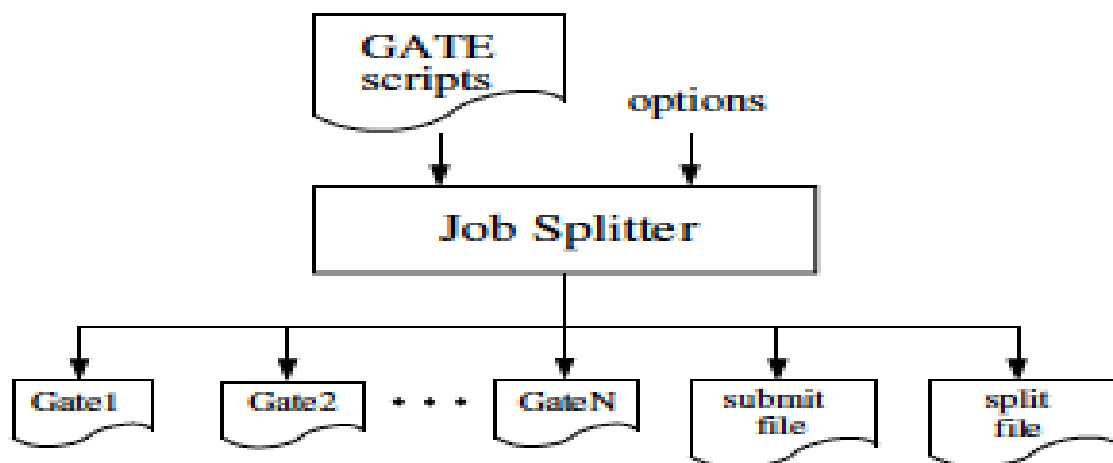


FIGURE 44 – Le « job splitter » est utilisé pour générer des fichiers macro non paramétrés et entièrement résolus. Ainsi qu'un fichier de soumission spécifique à la plate-forme HT condor.

II.4.5.6.5.2 HPC-MARWAN - grille de calcul du CNRST

La grille de calcul HPC-MARWAN - CNRST [163], [164] est utilisée pour réduire le temps d'exécution la plateforme GATE/GEANT4. Le cluster HPC-MARWAN est composé de 19 nœuds gérés par le Centre National de la Recherche Scientifique et Technique / Rabat (CNRST) et offre les capacités suivantes : 760 cœurs (68 TFlops), 5.2 To de mémoire, 108 To de stockage, 2 cartes GPU. Ces nœuds sont interconnectés par un réseau à très faible latence (OPA) à 100 Gbps, ce qui optimise les performances pour le calcul parallèle. Cette infrastructure est connectée au réseau MARWAN par un lien de 5 Gbps qui assure une fluidité dans l'utilisation et le transfert des données des universités.

L'outil de gestion des tâches est SLURM (Simple Linux Utility for Resource Management), un système de gestion de grappes et d'ordonnancement des tâches à code source libre, tolérant aux pannes et hautement évolutif, destiné aux grappes Linux de petite et grande taille. Slurm ne nécessite aucune modification du noyau pour son fonctionnement et est relativement autonome. En tant que gestionnaire de charge de travail de cluster, Slurm a trois fonctions clés. Premièrement, il alloue un accès exclusif et/ou non-exclusif aux ressources (nœuds de calcul) aux utilisateurs pour une certaine durée afin qu'ils puissent effectuer leur travail. Ensuite, il fournit un cadre pour le démarrage, l'exécution et la surveillance du travail (normalement un travail parallèle) sur l'ensemble des nœuds alloués. Enfin, il arbitre les conflits pour les ressources en gérant une file d'attente des travaux en cours. Le développement de SLURM a commencé en 2002 au Lawrence Livermore Laboratory (USA) en tant que gestionnaire de ressources pour les clusters Linux. L'architecture de Slurm est présentée à la figure 45.

La soumission d'un job sur la grille de calcul nécessite d'écrire un script de commande, qui définit les composants d'un job, les ressources demandées (définies dans des blocs de ressources appelés Tasks) et les différentes étapes du job. Les étapes du job sont exécutées séquentiellement ou en parallèle, elles créent une ou plusieurs Tasks (exécutées en parallèle) et gèrent la distribution des ressources allouées. Dans la figure 45, les options SBATCH définissent le nom du job, la partition utilisée, le nombre de Tâches (-nb) et le nombre d'heures de travail. Le nombre de Tâches (-ntasks) et le nombre de CPUs par Tâche (-cpus-per-task), l'allocation sera alors de 64 CPUs. L'exécution du script Batch "script.slurm" est lancée via la commande "sbatch".

II.4.6 Fantômes numériques anthropomorphiques comme outil de simulation

Les fantômes numériques anthropomorphiques de l'anatomie humaine ont été largement utilisés pour évaluer la dose absorbée par les organes des patients subissant des examens d'imagerie. Un aspect important des simulations est la possibilité de disposer d'un modèle réaliste (fantôme) de l'anatomie. D'un point de vue conceptuel, les fantômes numériques anthropomorphiques sont plus précis que les fantômes standards suite à la représentation des organes ou des régions corporelle d'intérêt [165] [166] [167], afin de permettre la modélisation de la distribution de dose et par conséquent l'évaluation du risque radiologique des rayons X en fonction de la morphologie des patients, l'âge, le sexe et les composants chimiques du milieu de diffusion, qui absorbent et diffusent le rayonnement émis d'une manière

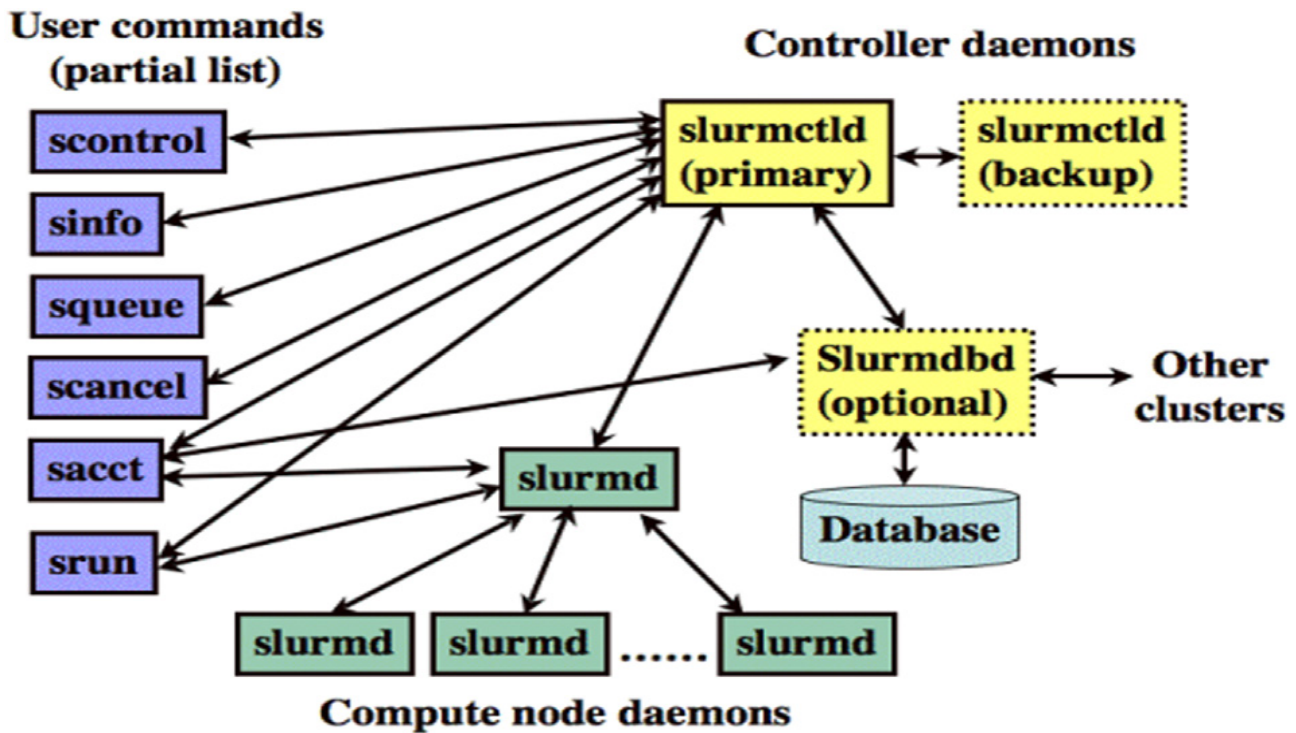


FIGURE 45 – L'architecture de Slurm.

similaire aux tissus biologiques. En d'autres termes, un fantôme numérique anthropomorphe est un modèle mathématique conçu pour représenter, aussi précisément que possible, un organe ou un tissu du corps, un système organique ou le corps entier qui se considère l'intérêt largement répandu pour l'imagerie médicale. L'avantage d'utiliser de tels fantômes dans les études de simulation est que la possibilité de réaliser des études qu'il aurait été très difficile voire impossible à effectuer de façon expérimentale, telle que la modification de l'anatomie des fantômes numériques pour développer un nouveau fantôme adapté à la situation étudiée (notamment sur l'étude des effets d'une distribution hétérogène du sein voir chapitre 4) [168], fournissant ainsi un gold standard pour évaluer et améliorer les dispositifs d'imagerie (au niveau d'incertitudes de mesures). Les fantômes numériques peuvent servir à valider (ou non) la correspondance des fantômes physiques avec les personnes mesurées, notamment l'effet des variations morphologiques entre le fantôme physique utilisé pour l'étalonnage et le sujet à mesurer [117]. Le but de cette méthode n'est pas dans l'immédiat de remplacer les fantômes physiques conventionnels pour l'étalonnage des systèmes d'imagerie, mais de les compléter à l'aide d'une procédure rapide, souple et à faible coût. Quelques applications extraites de la littérature sur l'utilisation de fantômes numériques sont présentées ci-après [169][170].

II.4.6.1 Fantômes stylisés (mathématiques)

Les fantômes anthropomorphes stylisés sont des fantômes dans lesquels la taille et la forme du corps et des organes humains sont décrites par des expressions mathématiques. Leur développement est considéré comme une réalisation majeure des années 1960 et a accéléré le calcul des doses dans les organes et les tissus du corps pour l'imagerie radiologique 2D et 3D par rayons X. Le fantôme MIRD (medical internal radiation dose) est le premier modèle hétérogène anthropomorphe développé au Oak Ridge National Laboratory (ORNL) dédié à la dose de rayonnement interne médicale [171]. Ce modèle est également connu sous le nom de fantôme mathématique stylisé, MIRD et ORNL. Le modèle MIRD est composé de trois tissus de base : le poumon, l'os et les tissus mous. Les tissus mous sont utilisés pour décrire la composition élémentaire de tous les organes internes, à l'exception du poumon. Pour représenter un corps humain, ses parties sont définies à l'aide de primitives 3D elliptiques. Par exemple, le corps est défini par des cylindres elliptiques (c'est-à-dire la tête, le torse et les bras), tandis que les jambes sont représentées par des cônes elliptiques tronqués [172].

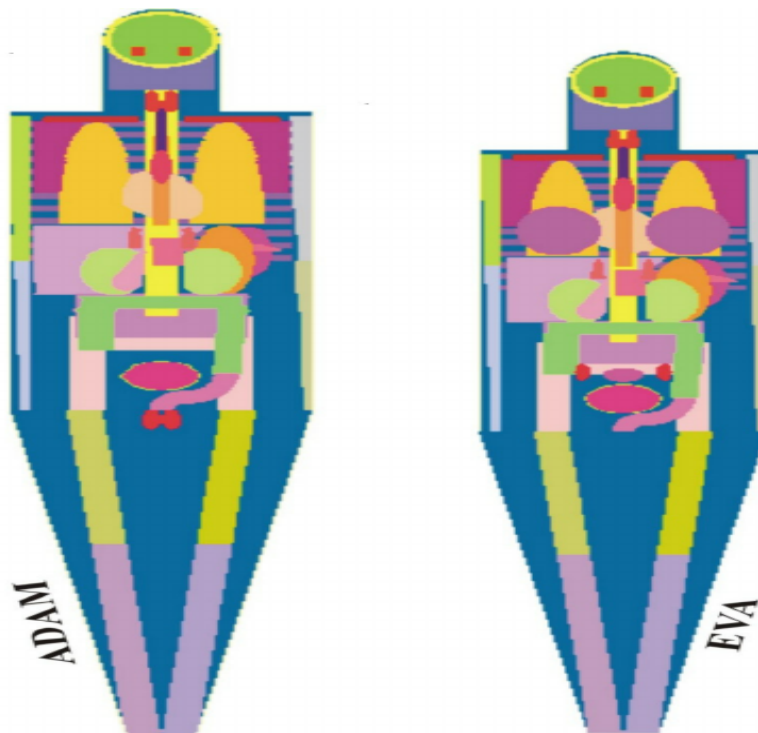


FIGURE 46 – Modèle mathématique ADAM et EVA.

L'amélioration du fantôme MIRD a donné lieu à la mise au point de la méthode suivante fantôme ORNL-UF (UF-Université de Floride) [173]. Sur la base de ces fantômes stylisés, un grand nombre de fantômes anthropomorphes ont été développés : avec des organes spécifiques pour les deux sexes, représentant des nourrissons et des enfants de différents âges [174], des fantômes pédiatriques [175],

[176], [177], des fantômes adultes spécifiques au genre sexe ADAM et EVA voire figure 46 [178], ainsi qu'une femme enceinte [167]. Les modèles stylisés facilitent le calcul rapide des doses, mais ces fantômes sont limités dans leur capacité à représenter avec un grand réalisme certains détails anatomiques. Par exemple, pour modéliser les poumons, on peut utiliser des objets 3D tels que des ellipsoïdes, dont la conception est loin du réalisme pulmonaire.

II.4.6.2 Fantômes numériques voxélisés

Le développement des fantômes tomographiques ou voxélisés du corps entier a commencé au début des années 2000. Par rapport aux fantômes mathématiques, les fantômes voxélisés sont des représentations fidèles du corps humain, car ils sont basés sur des images 3D du patient, telles que des images CT ou IRM. Deux des fantômes de série les plus célèbres sont les fantômes MAX et FAX, développés par deux groupes de recherche de l'Université fédérale de Pernambuco, au Brésil, et les fantômes voxels GSF, développés à l'Institut GSF de Munich, en Allemagne.

Les fantômes MAX (Male Adult voXel) [178] et FAX (Female Adult voXel) [179] sont basés sur des images CT de patients masculins et féminins. Le fantôme MAX[179] est basé sur le fantôme tête-torse Zubal, construit à partir d'images d'un patient masculin [180]. Pour la construction du fantôme MAX, neuf compositions de tissus et densités de matériaux ont été modélisées sur la base du rapport ICRU no 44 [9] : tissu mou, adipeux, poumon, muscle, peau, cartilage, os, moelle osseuse rouge et moelle osseuse jaune. Les masses des organes et des tissus du fantôme FAX ont été ajustées pour correspondre aux spécifications anatomiques définies par la ICRP pour la femme adulte de référence [172]. D'autres travaux ont permis de segmenter de nouveaux organes tels que la vésicule biliaire, le tissu conjonctif, les glandes salivaires et les ganglions lymphatiques, et l'apparition des fantômes MAX06 et FAX06 améliorés.

Les fantômes voxélisés GSF comprennent un certain nombre de fantômes spécifiques aux patients, avec jusqu'à 135 organes ou tissus différents [181]. Les matrices de voxels ont été obtenues par segmentation à partir d'images CT provenant de volontaires et de patients sains. La famille comprend 12 fantômes voxélisés. Parmi eux, on trouve des fantômes de femme adulte, de pédiatre, et des fantômes de femmes enceintes : BÉBÉ, ENFANT, DONNA, FRANK, HELGA, IRENE, GOLEM, GODWIN, VISIBLE HUMAN, LAURA, KLARA et KATJA [181-185]. D'autres fantômes voxélisés ont été développés à partir d'images IRM, comme les fantômes NORMAN, NORMAN-5 et NAOMI [186][187]. En 2001, Saito et al

[188] ont présenté le premier fantôme tomographique voxelisé asiatique, le fantôme japonais voxelisé homme adulte. Ce fantôme segmenté se compose de plus de 100 régions permettant le calcul des doses pour diverses parties du corps. Le fantôme japonais a été utilisé avec des techniques de Monte Carlo pour calculer les doses aux organes pour l'exposition externe due aux photons et aux électrons jusqu'à 1 TeV. En 1999, Caon et al [189] ont construit un fantôme tomographique basé sur cinquante-quatre coupes de scanners consécutifs du thorax d'une jeune femme de 14 ans, approprié pour la détermination des doses aux organes à partir du CT.

L'utilisation de ces modèles peut également permettre de réduire les erreurs dues à la diffusion du rayonnement et aux effets de l'augmentation du nombre d'événements sur l'estimation de la dose. En plus de l'avantage du réalisme anatomique, les fantômes voxelisés sont faciles à utiliser et sont bien connectés grâce à la géométrie voxelisée. Les limites des fantômes voxelisés sont liées à la résolution finie des voxels, ce qui entraîne des difficultés pour modéliser des structures très fines telles que la peau, la muqueuse buccale, les cavités de la moelle osseuse, les parois du côlon, etc., et donc l'impossibilité de réaliser avec précision un calcul de dose efficace. La voxelisation due à l'utilisation de voxels peut également entraîner des calculs de dose imprécis et une mauvaise qualité des images simulées. En outre, la possibilité d'obtenir des fantômes à l'échelle à partir des fantômes voxelisés originaux s'avère limitée et peut entraîner des distorsions dans la représentation de certains organes, en raison du traitement des données originales sur les tissus voisins dans les images 2D. La mise à l'échelle de ces fantômes ne peut se faire qu'en ajustant les dimensions des voxels. Or, les voxels sont homogènes. Il est possible d'obtenir une hétérogénéité avec ces modèles, mais cela est le plus souvent réalisé par un algorithme lors de l'exécution des calculs de transport du rayonnement.

II.4.6.3 Fantômes Hybrid

Une approche permettant de résoudre le problème des modèles évolutifs consiste à utiliser des surfaces de type NURBS (Non- Uniform Rational B-Spline) et/ou à mailles polygonales. Cette approche préserve à la fois le réalisme anatomique des fantômes voxelisés et la flexibilité mathématique des fantômes à géométrie solide constructive (GSC). La procédure habituelle de construction de ces fantômes comprend quatre étapes. Chacune de ces étapes aboutit à un fantôme anthropomorphe représenté soit par des B-Reps, soit par des CSG, soit par des voxels. La première étape est la segmentation des organes et des tissus. Les sources d'images 3D sont les examens médicaux des patients à partir de techniques

d'imagerie 3D telles que le PET/CT et l'IRM. La segmentation des organes et des tissus d'intérêt peut être effectuée à l'aide de logiciels d'infographie 3D bien connus tels que 3D-Doctor (Able Software Corp, Lexington, MA), Blender, ImageJ, Photoshop, et Paint. Le résultat de cette étape est la segmentation des régions d'intérêt.

La deuxième étape est la reconstruction de la surface des tissus segmentés, qui sont convertis en un modèle de maillage polygonal, où les organes segmentés sont représentés par un grand nombre de surfaces triangulaires. Des logiciels professionnels (tels que les logiciels Amira, Mimics, 3DS Max, Maya, et Rhino, etc.) peuvent être utilisés pour obtenir le contour d'une structure segmentée en appliquant une opération de seuil. Le contour de chaque structure segmentée peut ensuite être reconstruit en surface en 3D via un ordre de génération de surface, et la surface de ces modèles 3D peut être lissée via un ordre de lissage avec ou sans contrainte. La troisième étape consiste à transformer ces mailles polygonales en surfaces NURBS. Pour cette étape, il existe des outils tels que Rhinoceros (McNeel North America, Seattle, WA), TiniSpline (bibliothèque C open source avec des liens pour différents langages), etc. qui peuvent être utiles pour une mise en œuvre plus rapide. Enfin, le fantôme basé sur NURBS est voxélisé, si nécessaire. Cette étape est nécessaire pour assurer la compatibilité de ces fantômes avec les codes de transport de rayonnement tels que EGS, MCNP et GEANT4, ou en utilisant un code développé en interne.

Une telle approche est utilisée dans le développement des fantômes anthropomorphes hybrides de calcul Male Adult meSH (MASH) et Female Adult meSH (FASH) (Cassola et al 2010b) [190]. Ces fantômes sont basés sur des modèles anatomiques 3D (qui peuvent être téléchargés gratuitement sur Internet) ou sur des organes et des tissus modélisés en partant de rien avec un logiciel open source approprié en utilisant des surfaces à mailles polygonales meshes. La figure 47(a) montre les vues frontales des fantômes adultes debout maillés FASH et MASH, tandis que la figure 47(b) montre leur version voxélisée. Ces fantômes ont servi de base au développement d'une série de fantômes de calcul de poids et de taille variables. Les modèles de fantômes de calcul de la prochaine génération sont FASH2 et MASH2, ainsi que MASH3 et FASH3, qui sont caractérisés par de nouveaux organes et tissus modélisés, tels que les tissus adipeux et glandulaires des seins pour le fantôme féminin [191] Il s'agit de tissus importants en ce qui concerne le risque d'irradiation.

D'autres fantômes B-Rep comprennent la famille hybride de l'Université de Floride [191], [192] les fantômes R-Rep adultes mâles et femelles [193], les fantômes de calcul RPI-AM et RPI-AF [194],

le fantôme humain adulte féminin chinois visible (VCH- F) [195], et le fantôme hybride 4D cardio-torso XCAT [196]. Ce dernier présente une anatomie très détaillée, avec des modèles de mouvements cardiaques et respiratoires.

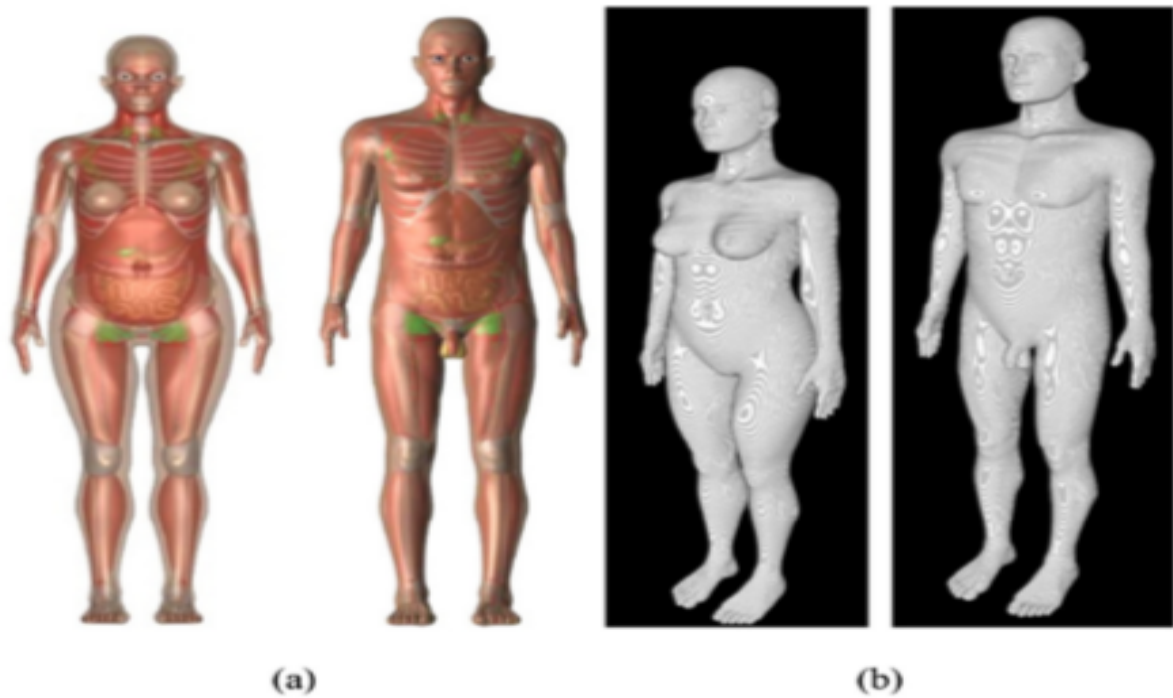


FIGURE 47 – Fantômes de corps entier FASH et MASH : (a) vues frontales de FASH et MASH, et (b) version voxélisée de FASH et MASH.

Récemment, une attention considérable a été accordée à l'utilisation du fantôme anthropomorphe pour calculer la dose de rayonnement absorbée par le tissu fibroglandulaire, car il s'agit du tissu à risque pour le développement du cancer, en raison de sa radiosensibilité élevée. Dans [117] il a été démontré que l'évaluation de la dose de radiation dans le sein, et en particulier dans les tissus glandulaires, en utilisant le code Monte Carlo et un fantôme adulte féminin voxelisé (FASH) en position debout, peut être utilisé pour fournir une dose glandulaire moyenne estimée pour des cas individuels. Kramer et al. [197] ont étudié l'utilisation du fantôme FAX (Female Adult voXel) afin de calculer les doses équivalentes aux organes et tissus radiosensibles en radiologie. Ils ont également effectué des calculs pour le fantôme EVA de type MIRD5 afin de démontrer l'influence des différences anatomiques sur la dose équivalente aux organes. Pour cette raison, le but de notre étude était d'évaluer le risque dû aux mammographies. Des travaux réalisés précédemment ont déjà calculé et montré le risque de cancer du sein pour les femmes subissant un examen de mammographie [198]. Néanmoins, peu de travaux ont été trouvés où l'attention du risque se concentre également sur des organes autres que le sein pour une procédure diagnostique donnée, dont les doses autres que le sein devraient également être prises

en compte pour une estimation plus précise du risque total de l'exposition aux radiations pendant les examens radiologiques du sein [199]. Nos résultats décrivent pour la première fois le risque de radiation pour un fantôme automorphique debout FASH 3 avec un sein hétérogène. À notre connaissance, il s'agit de la première étude qui s'intéresse à l'utilisation de ce type de fantôme en mammographie avec la plateforme GATE/GEANT4.

II.5 Conclusion

Les études dosimétriques dans la mammographie ne peuvent pas être effectuées directement sur les patients, car elles impliquent une radiation ionisante dangereuse. Deux méthodes alternatives peuvent donc être utilisées. La première méthode comprend la simulations Monte-Carlo et la deuxième méthode, consiste à l'utilisation des matériaux équivalents aux tissus du corps humain qui peuvent être utilisés pour construire des fantômes qui sont utilisés avec différents types de dosimètres pour évaluer la dose de rayonnement reçue par les tissus et les organes du corps pendant des procédures radiologiques spécifiques. En mammographie, le PMMA est le matériau le plus couramment utilisé pour simuler un tissu mammaire. Le principal inconvénient du fantôme en PMMA est que son épaisseur équivalente est inférieure à l'épaisseur du sein simulé. La technique OSL ou luminescence stimulée optiquement est également un outil très important pour la dosimétrie des rayonnements. Dans ce chapitre, nous avons décrit la plateforme GATE/GEANT4 et nous avons détaillé les différents éléments de mise en point d'une simulation que soit la géométrie, les processus physiques, la source et les méthodes d'optimisation implémentés dans la plateforme GATE/GEANT4 et impliqués dans le calcul de dose dans un milieu. La plateforme GATE/GEANT4 constitue un outil adapté pour faire face aux problèmes rencontrés pour les études dosimétriques notamment pour certains cas bien spécifiques. En outre, l'implémentation de la répartition des simulations sur un environnement de grille de calcul apporte un grand avantage à la plateforme GATE/GEANT4 avec des temps de calcul rendus acceptables. Enfin la simulation de l'interaction du rayonnement avec la matière, en considérant des géométries complexes telles que les fantômes anthropomorphes a été mis au point.

CHAPITRE III

VALIDATION DE LA PLATEFORME MONTE CARLO GATE/GEANT4 COMME OUTIL D'ÉVALUATION DE LA DOSE EN MAMMOGRAPHIE : APPLICATION DES FANTÔMES STANDARDS

III.1 Introduction

Selon L'International Commission of Radiation Protection (CIRP), le facteur de risque de carcinogénèse mammaire induite est passé de 0.05 [200] en 1991 à 0.12 en 2007 [74]. Par conséquent, la DGM doit être évaluée avec plus de précision et optimisée en fonction des paramètres d'acquisition, notamment la tension du tube (kVp), le produit tube courant (mAs) et l'épaisseur du sein. En pratique, la DGM est déterminée à partir de la DES en utilisant des facteurs de conversion. Dans la littérature, plusieurs travaux ont été réalisés afin de proposer des nouvelles méthodes expérimentales pour estimer la DES. La technique OSL ou luminescence stimulée optiquement est également un outil très important pour la dosimétrie, car elles présentent une très faible perte d'intensité du signal (4-5% sur 9 mois) [201], une bonne uniformité dans la sensibilité, facile à utiliser, et relativement peu cher et pratique pour des applications dans la dosimétrie du patient et le Programme d'Assurance Qualité du patient, notamment en mammographie.

Ce chapitre se concentre sur la détermination du k_{air} , est la DES en utilisant le détecteur OSL nanodots. Les valeurs de k_{air} et de la DES calculé avec le détecteur OSL nanodots ont été comparés à celles mesurées avec le détecteur AGMS-M+. Les études menées pour déduire le k_{air} et la DES se fait par l'utilisation deux fantômes de référence : le fantôme standard du sein (MTM100, CIRS) et des fantômes en PMMA de différentes épaisseurs (10 à 90 mm). Par ailleurs, ce chapitre décrit la modélisation générale, à l'aide de la plateforme GATE/GEANT4, des équipements de mammographe Italray, il expose les éléments les plus importants utilisés dans la modélisation des ces équipements : le générateur de rayons X, les collimateurs et le modèle de sein standards aussi que les résultats du spectre obtenus lors des simulations. Les spectres de rayon X simulés avec la plateforme GATE/GEANT4 ont été utilisés pour étudier la DES et le k_{air} en utilisant deux fantômes de référence : le fantôme standard du sein (MTM100, CIRS) et des fantômes en PMMA de différentes épaisseurs (10 à 90 mm). D'autre part, Ce chapitre se concentre sur la validation de la plateforme GATE/GEANT4 en comparant les résultats des mesures expérimentaux avec la plateforme GATE/GEANT4.

III.2 Mesures expérimentales

Dans cette partie nous avons mené une série de mesures en termes de deux grandeurs dosimétriques qui jouent un rôle déterminant en matière de contrôle de qualité dosimétrique en mammographie, à savoir le Kerma dans l'air (K_{air}) et la dose d'entrée à la surface (DES). Ces mesures ont été réalisées en s'appuyant sur un dispositif expérimental composé du mammographe ITELARY, les deux fantômes (MTM100 et PMMA) et les deux chaînes de détections (AGMS-M+ et OSL nanodots), et cela pour une anode de type (Molybdène/Molybdène) et en fonction d'une série de valeurs de tension du tube (26, 28, 30 et 32 kV) et de valeurs du produit courant temps (32, 40, 50, 63 et 80 mAs). Les détails sur les dispositifs expérimentaux utilisés et quelques observations sur les données de mesures sont décrits dans les paragraphes qui suivront. Les mesures collectées dans cette partie ont un double intérêt, d'une part elles permettent la détermination de la dose glandulaire mammaire en fonction des paramètres d'acquisition de l'image (KV et mAs) et puis par ailleurs, elles constituent une base de données importante en vue de la validation de la plateforme GATE/GEANT4, pour le calcul de dose en mammographie. Rappelons que à côté de l'utilisation des détecteurs OSL nanodots en mammographie, ce troisième chapitre tourne principalement autour de la validation de la plateforme GATE/GEANT4.

III.2.1 Fantômes MTM 100

III.2.1.1 Kerma dans l'air (AGMS-M+ vs OSL)

Le dispositif expérimental de la mesure du K_{air} , est illustré dans le tableau 7. Afin d'évaluer la grandeur de k_{air} la même configuration illustrée à la figure 48 a été utilisée, sans fantôme entre la plaque de compression et le détecteur, vu que par définition le k_{air} se mesure à la surface supérieure du fantôme en l'absence de rayonnement rétrodiffusé selon les recommandations dosimétriques du rapport n°82 de l'ICRU [10] [202]. Toutes les mesures ont été effectuées trois fois pour déterminer les valeurs moyennes du k_{air} . On note un effet de causalité entre les deux paramètres kV, mAs et le K_{air} .

TABLEAU 7 – Les résultats expérimentaux de K_{air} et leurs différences.

Énergie (kVp)	Variation des mAs	K_{air} AGMS (mGy)	K_{air} nanodot (mGy)	Différence AGMS-M+ - nanodot (%)
26	32	3.66	3.55	3.00
	40	4.60	4.49	2.39
	50	5.47	5.75	5.11
	63	7.02	6.99	0.42
	80	8.94	9.06	1.34
28	32	4.61	4.42	4.12
	40	5.78	5.75	0.51
	50	7.23	7.04	2.62
	63	9.12	8.97	1.64
	80	11.47	11.91	3.83
30	32	5.49	5.61	2.18
	40	6.72	6.81	1.33
	50	8.37	8.12	2.98
	63	10.44	10.72	2.68
	80	13.28	12.85	3.23
32	32	6.66	6.66	0
	40	7.91	7.83	1.01
	50	10	9.99	0.10
	63	12.73	12.94	1.64
	80	15.79	15.78	0.06

En effet le K_{air} augmente d'une manière linéaire en fonction de ces deux paramètres en prenant des valeurs en mGy entre 3.66 et 15.79 pour AGMS-M+.

Le dispositif expérimental de la mesure du K_{air} avec les détecteurs OSL nanodots, est illustré dans la figure 49 en reprenant la même méthode de mesure que AGMS-M+. Le tableau 7 résume les résultats de mesure du K_{air} avec les détecteurs OSL nanodots. Rappelons que ces mesures ont été effectuées en fonction des mêmes paramètres d'acquisition utilisés pour évaluer la réponse du détecteur AGMS-M+. Il est à noter que la précision sur la lecture des OSL nanodots étaient de 3 à 8 % pour une gamme de K_{air} entre 3.55 et 15.78 mGy. Ces valeurs sont similaires à celles trouvées par d'autres chercheurs (Kawaguchi et al [100] Al-Senan et al [203]).

Les valeurs de k_{air} déterminées avec les OSL nanodots sont en bon accord avec celles déterminées avec AGMS-M+. Les différences entre ces deux méthodes expérimentales variaient entre 0 et 5.11 %. L'estimation des incertitudes est due à : l'étalonnage des dosimètres, les méthodes de lectures des dosimètres et la réponse des dosimètres à des faibles doses. Enfin, la réponse des OSL nanodots devant des photons de faibles énergies était meilleure que celle des AGMS-M+. De plus, la manipulation des OSL nanodots est plus facile, leur processus et leur assemblage sont beaucoup plus pratiques et fiables que ceux des AGMS-M+ et les résultats sont plus proches de ceux attendus.

III.2.1.2 Dose d'entrée à la surface (AGMS-M+ vs OSL)

À côté du K_{air} dose d'entrée à la surface est le deuxième paramètre fondamental en mammographie en matière de contrôle qualité de la dose, il est attribué à la dose totale absorbée à la fois par le faisceau de rayons X primaire et par les photons rétrodiffusés par le fantôme MTM100. La DES a été mesurée en utilisant le dispositif expérimental illustré dans la figure 48. Ici le dosimètre AGMS-M+ sont placé latéralement centré dans le champ de rayons X à 6 cm de la paroi thoracique, comme indiqué dans la section précédente.

Selon Les figures 50-53, l'augmentation de la tension du tube de 26 kVp à 32 kVp augmente la DES de 45%, et l'augmentation du produit courant temps de 32 mAs à 80 mAs augmente la DES de 60%. Cette augmentation provient du fait que les faisceaux de rayons X de faible énergie utilisés en mammographie se caractèrent par une dose maximale qui se produit à la surface de la peau à cause de non-existence de régions de build-up. L'augmentation de la tension du tube entraîne un "renforcement" du faisceau, qui provoque l'augmentation de la longueur du libre parcours moyen des photons, ce qui entraîne une

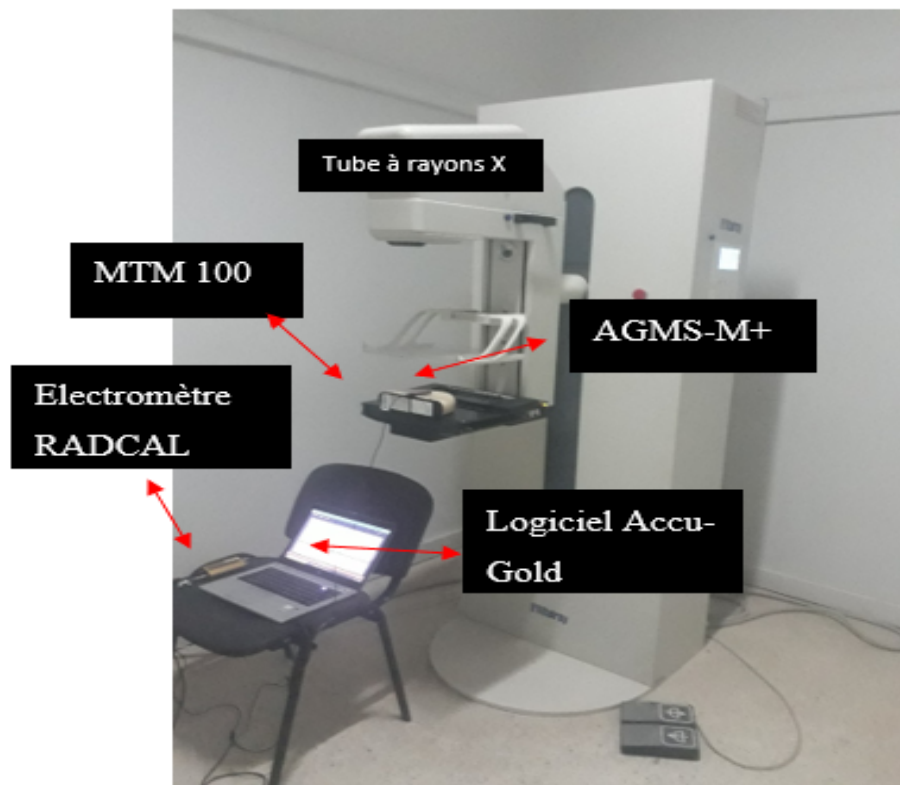


FIGURE 48 – Représentation du dispositif expérimental en utilisant AGMS-M+.

augmentation de la DES, puisqu'une grande quantité de photons dépose son énergie dans les couches supérieures du fantôme. Par ailleurs les figures 50-53 montre que les valeurs (28kVp;80mAs), (30kVp;63 et 80 mAs), et (32kVp;63 et 80 mAs) de la DES dépasse 10 mGy qui est la valeur limite établie dans le protocole European Reference Organisation for quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF). Si ces patientes subissent un examen mammographique avec les vues CC et MLO la DES dépassera 20 mGy. L'incertitude associée au processus de mesure par AGMS-M+ est 4%, fournis par le fabricant (Radcal, USA).

Toujours dans la même logique, Le DES a été également mesuré avec les détecteurs OSL nanodots en utilisant le dispositif expérimental illustré dans la figure 49. En vue d'une reproductibilité des mesures, la réponse des dosimètres OSL nanodots a été cumulée à partir de deux expositions consécutives. Les 2 dosimètres ont été placés latéralement centrés dans le champ de rayons X. Les valeurs de la DES ont été déterminées après application des facteurs de calibrage pour les détecteurs OSL nanodots. La linéarité des réponses OSL nanodots pour des expositions avec des valeurs de différent potentiel de tube et de produit courant temps est illustrée aux figures 50-53. Pour analyser la linéarité de la réponse OSL nanodots par rapport aux doses de référence, l'équation d'ajustement de chaque potentiel de tube a été utilisée, afin d'obtenir la valeur du chi carré la plus faible et par conséquent, le meilleur ajustement

aux données mesurées. Le test de linéarité a donné des valeurs conformes aux résultats des travaux précédents [203][132]. En raison de la bonne linéarité de réponse entre chaque énergie, la réponse sans répétition de l'étalonnage pour chaque énergie est possible. En outre, la dépendance énergétique s'est avérée être inférieure à 5 % dans la plage de potentiel de 26-32 kVp, et a augmenté lorsque la DES était supérieur à 6 mGy. Cette variation de la dépendance énergétique est principalement due à la variation de la gamme d'énergie du faisceau choisie pour le dépistage clinique, alors que l'interaction photonique augmente avec la dose, malgré tout, une différence d'environ 5 % a été constatée au cours de cette expérience. En raison de la dépendance énergétique de la réponse dans la gamme d'énergie de 26-32 kVp, l'étalonnage à chaque énergie a été déterminé, l'étalonnage à chaque énergie nous permet d'avoir des mesures de grande précision.



FIGURE 49 – Représentation du dispositif expérimental en utilisant OSL nanodots.

De cela, nous pouvons conclure que l'OSL nanodots peut être recommandé comme des détecteurs alternatifs en dosimétrie mammographique, puisqu'il donne des données identiques observées avec les détecteurs AGMS-M+, aussi avec la possibilité de calibrer chaque énergie, l'OSL nanodots nous donne la plus grande précision de mesures. Dans ce travail, nous démontrons l'utilité des OSL nanodots dans la mesure de la dose pour divers paramètres de mammographie [204]. Par conséquent, nous démontrons ici que les détecteurs OSL nanodots est un outil performant pour la dosimétrie en mammographie 2D. Bien que la dose reçue par la surface d'entrée du sein présente un faible niveau d'énergie, elle peut, dans certains cas, être supérieure à la dose reçue lors d'autres examens, à savoir la radiographie et la Tomodensitométrie (CT), et même supérieure au niveau de référence diagnostique. Il est donc essentiel de gérer correctement l'exposition des patientes lors de mammographie. Ces résultats offrent une base de données aux professionnels de la santé qui s'intéressent à la radioprotection dans le cadre

du dépistage, en assurant une communication adéquate des résultats obtenus aux patientes.

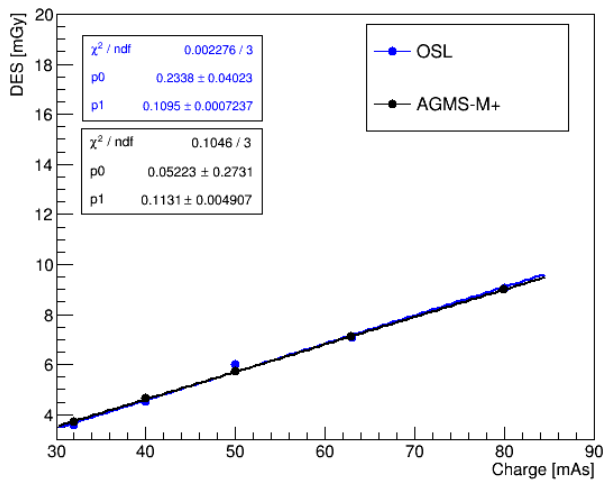


FIGURE 50 – Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 26 kVp.

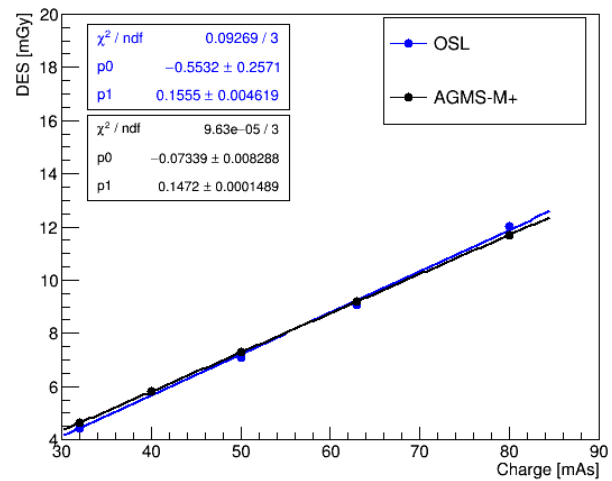


FIGURE 51 – Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 28 kVp.

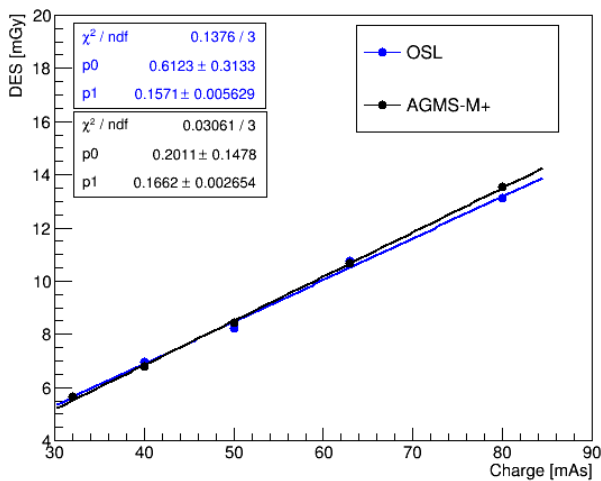


FIGURE 52 – Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 30 kVp.

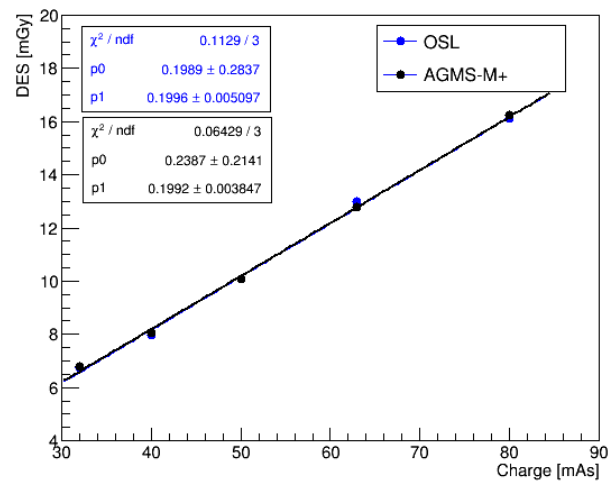


FIGURE 53 – Calcul de la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) 32 kVp.

III.2.2 Fantôme PMMA

III.2.2.1 Dose d'entrée à la surface (AGMS-M+)

NHSBSP [205] utilise un fantôme de PMMA de 45 mm d'épaisseur pour mesurer la dose de rayonnement reçue par un sein standard d'une épaisseur de 53 mm. D'autres épaisseurs et compositions de seins sont simulées par des plaques de PMMA de différentes épaisseurs. En outre, l'AIEA[3] propose des plaques de PMMA de 20, 45 et 70 mm d'épaisseur comme exigence de base pour l'assurance

qualité des systèmes de mammographie numérique, car de nombreux systèmes d'exposition automatique dépendent de l'épaisseur du sein. La précision de l'épaisseur de la plaque doit être de $\pm 0,5$ mm et avec une forme rectangulaire ≥ 150 mm $\times$ 100 mm ou semi-circulaire avec un rayon ≥ 120 mm. Par conséquent, dans ce travail, des épaisseurs supplémentaire du sein (10-90 mm) a été utilisée pour simuler l'épaisseur du sein compressé comme recommandé par l'AIEA[3] en utilisant le dispositif expérimental illustré dans la figure 54. Plus d'informations sur la conception du fantôme PMMA utilisé dans cette thèse est présenté dans le chapitre II section II .3.2.

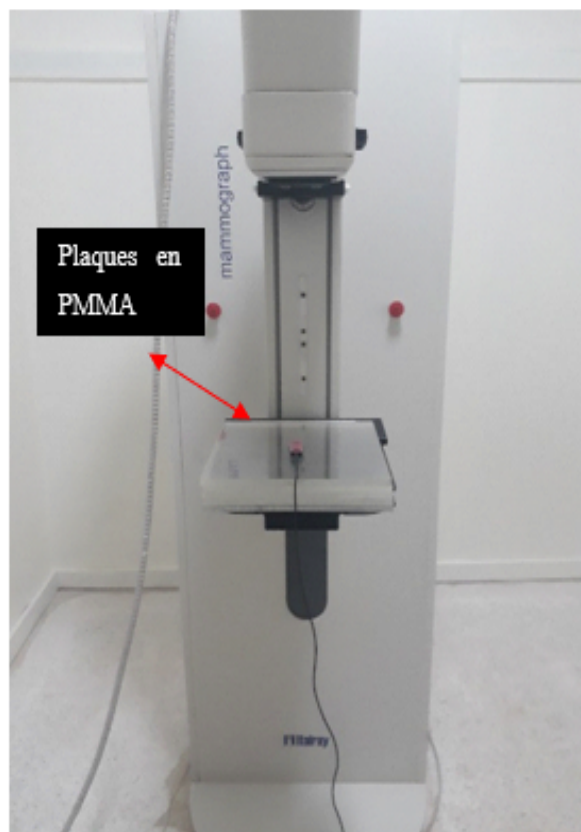


FIGURE 54 – Le dispositif expérimental pour le calcul de la DES avec des plaques de PMMA.

Les DES pour différentes épaisseurs de fantômes PMMA sont donnés dans les figures 55-57 pour les dosimètres AGMS-M+. Comme prévu, en raison de la plus grande quantité de matériau d'atténuation entre la source de rayons X et le détecteur d'image, la DES augmentent avec l'augmentation de l'épaisseur du fantôme. La DES pour les trois mAs 32, 50 et 80 en 28 kVp était de 4.28 ± 0.22 , 6.58 ± 0.35 et 9.96 ± 0.6 mGy, respectivement. Pour une épaisseur de fantôme en PMMA de 40 mm, et puisque l'épaisseur de PMMA de 40 mm est l'épaisseur équivalente du sein typique du MTM 100 ces résultats sont comparés à ceux de MTM 100 et des différences de 3.60 %, 7.32 % et 9.93% pour les trois mAs 32, 50 et 80 ont été

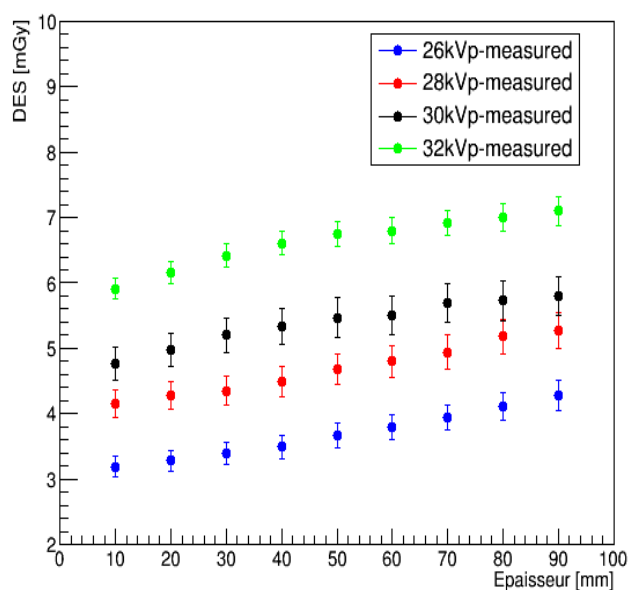


FIGURE 55 – Les valeurs DES obtenues par le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 32 mAs.

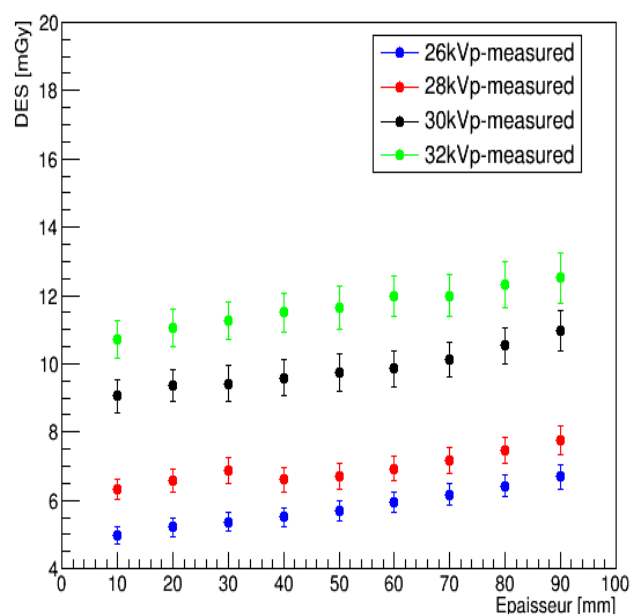


FIGURE 56 – Les valeurs DES obtenues par le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 50 mAs.

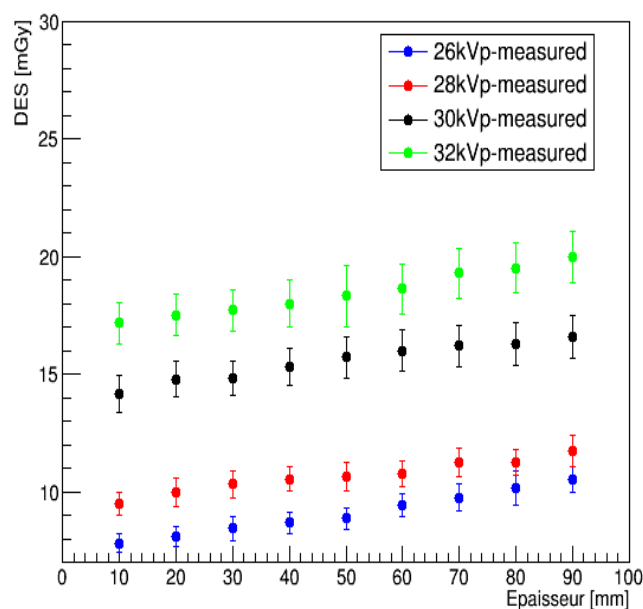


FIGURE 57 – Les valeurs DES obtenues par le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 80 mAs.

observer, respectivement. Cette différence entre le MTM 100 et les plaques de PMMA est due à la glandularité mammaire de 50 % constituant le fantôme MTM 100. Le protocole EUREF comprend le contrôle qualité des aspects physiques et techniques de la mammographie numérique. En outre, le protocole EUREF établit des valeurs limites, y compris des niveaux acceptables et des niveaux réalisables de la DES pour chaque 10 mm d'épaisseurs de fantômes de PMMA de 20 à 70 mm, une bonne adéquation existe entre les résultats de cette étude et les résultats de l'EUREF[2]. La validité de la DES a été déterminée à partir de fantômes de PMMA, pour objectif de calculer la valeur du niveau de référence diagnostique (NRD) pour la mammographie au Maroc à partir de mesures cliniques.

III.3 Validation de la plateforme GATE/GEANT4

Dans la fin du deuxième chapitre nous avons introduit d'une manière générale l'architecture de la plateforme GATE/GEANT4, en mettant l'accent sur certains éléments fondamentaux à la mise en route d'une simulation en vue du calcul de la dose en mammographie, à savoir la définition de la géométrie, la définition de la source, la physique et enfin les méthodes d'optimisation du temps de calcul. Dans cette partie nous allons revenir sur ces éléments pour nous intéresser de très près, d'abord à la manière comment les composantes des différents dispositifs expérimentaux ont été gérés et introduits dans la plateforme GATE/GEANT4, notamment les éléments composites de la géométrie du mammographe Italray, les géométries des deux fantômes (MTM100 et PMMA) et les détecteurs de mesures, ensuite nous détaillons l'approche adoptée pour la modélisation de la source, et puis nous précisons la méthode utilisée pour le calcul de la distribution de dose, et enfin nous consacrons une grande partie aux résultats de comparaison mise en avant pour la validation de la plateforme GATE pour le calcul de la dose en mammographie.

Le matériau de l'anode/ filtre utilisé pour le calcul de la DES est le Mo/Mo, on utilise les potentiels de tube de 26 à 32 kVp et les charges entre 32 et 80 mAs. Ces tensions de tube correspondent aux paramètres d'exposition optimaux obtenus à partir du tableau technique rapporté par (Boone et al.) [206].

III.3.1 Caractérisation de la source : plateforme GATE/GEANT4

III.3.1.1 Modélisation des spectres à rayons X (GATE)

La figure 58 illustre la géométrie de la source simulée à partir des données fournies par le constructeur. Le point de départ est un faisceau d'électrons polyénergétique sous forme d'une distribution gaussienne d'énergie moyenne varie entre 26-32 KeV avec un écart type de (1 keV), généré à partir de la classe (pencil beam) de la plateforme GATE/GEANT4. Ce faisceau a été placé à 0.3 mm de l'anode qui fait 0.5 mm de diamètre, 7 μm d'épaisseur et un angle de 12° par rapport à l'incidence normale du faisceau. Ainsi le spectre de rayons X produit dans l'anode traverse d'abord une fenêtre de béryllium (Be) de 0.5 mm placée à $y = 5$ cm avec les dimensions $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm}$, après le filtre de Béryllium on trouve le principal filtre du rayonnement de freinage qui atténue le faisceau avant le sein, il se trouve à $y = 8$ cm. La fluence des photons a été obtenue avec l'énergie cinétique initiale de chaque trace, qui est enregistrée dans des histogrammes et stockée dans un fichier root. Il faut noter que Le filtre a été exclu de l'image pour des raisons de comparaison entre les spectres filtrés et les spectres non filtrés. Le tableau 8 résume les quatre configurations utilisées comme source dans la plateforme GATE/GEANT4 pour générer les spectres à rayons X.

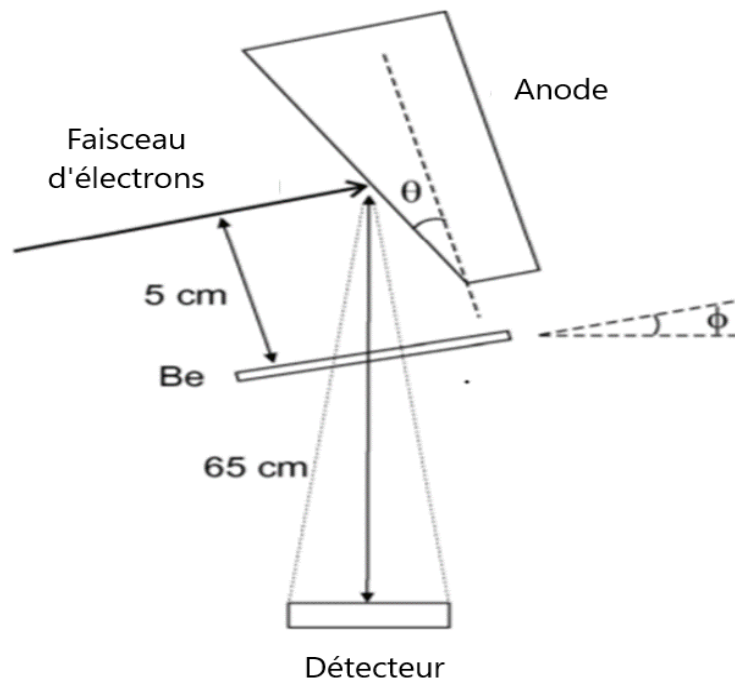


FIGURE 58 – Représentation schématique de la géométrie considérée dans le cadre de la simulation de Monte-Carlo d'un tube à rayon X.

Par ailleurs, la simulation précise d'un spectre à rayons X nécessite à un nombre suffisant d'histoires d'électrons générés, dans cette partie 10^{10} particules ont été générées ce qui permet d'atteindre une in-

certitude relative acceptable inférieure à 1%. En termes de processus physique seul le phénomène d'ionisation, de bremsstrahlung, de l'interactions photoélectriques, de diffusion cohérente et incohérente et fluorescence sont présent en compte dans la simulation. En raison de leurs faibles contributions statistiques dans la génération des spectres à rayons X, les interactions création de pair (seuil d'observation à 1.022 MeV) et production de triplets (seuils d'observation 2.044 MeV) ne sont pas prises en considération. Puisque ces résultats à ce stade présentent une limitation concernant le temps de calcul qui est considéré très élevé à savoir 3 jours avec un calcul parallèle sur 50 jobs en utilisant le HPC Gamma de l'Institut Supérieur des Sciences de la Santé à Settat. Il faut noter que le code a été réarrangé. Par conséquent, des modifications ont été faites pour diminuer le temps de calcul en raison de la faible probabilité d'émission de photons dans les énergies de diagnostic, la technique de réduction de la variance « bremsstrahlung splliting » a été utilisée. Dans cette technique, le photon généré dans le processus de bremsstrahlung dû à l'interaction de l'électron avec la cible est généré N fois et le poids de chaque photon sera de $1/N$. Cette technique est utile pour la réduction du bruit aléatoire. D'autres recherches ont montré que « bremsstrahlung splliting » peut être utilisé en toute sécurité sans biaiser les simulations [156], [207].

TABLEAU 8 – Détails géométriques des quatre configurations anode-filtre considérées dans la simulation de Monte-Carlo.

Tension du tube (kVp)	Anode	Filtre (mm)
26,28,30,32	Mo	0.03 Mo
28	Rh	0.025 Rh
30	W	0.05 Rh
49	W	0.3 Cu

La deuxième modification c'est l'utilisation de « phase-space Actor » ou lieu de « energy spectrum Actor » qui permet à l'utilisateur d'enregistrer des informations sur les particules à un endroit défini par l'utilisateur sous la forme d'un fichier ROOT [195], [208], nous serons intéressés par l'énergie cinétique de la particule pour générer les spectres, le fichier d'espace de phase a été produit à partir d'une simulation consistante en 10^6 histoires d'électrons pour une combinaison anode/filtre de Mo/Mo. Chaque simulation a pris environ 2 heures, ce qui a été considéré comme acceptable et par conséquent aucun calcul parallèle n'a été utilisé. La gamme de tension du tube a été simulée de 26 kVp à 32 kVp avec des incréments de 2 kVp.

La troisième modification c'est introduction de deux seuils de coupure qui sont définis en tant que

distance de 500 et 3000 nm pour l'électron et gamma respectivement, en utilisant l'approximation du ralentissement continu, ces valeurs sont converties à des seuils de production d'énergie pour chaque matériau, correspondant à ($E_{\text{ecut}} = 2,39$ keV et $E_{\text{pcut}} = 1,5$ keV dans le molybdène, $E_{\text{ecut}} = 3,26$ keV et $E_{\text{pcut}} = 1,76$ keV dans le rhodium, $E_{\text{ecut}} = 5,45$ keV et $E_{\text{pcut}} = 3,4$ keV dans le tungstène). En outre, la réduction d'énergie pour la particule secondaire a été fixée à 250 eV. Ces paramètres permettent une fluctuation négligeable du dépôt d'énergie.

Les résultats présentés sur les figures 59-62 obtenues dans cette étude montrent que la plateforme GATE/GEANT4 génère les spectres de rayons X avec une filtration appropriée. Les spectres de rayons X filtrés de l'anode en Mo, Rh et W peuvent être utilisés pour des études de dosimétrie en mammographie, en utilisant le spectre filtré au lieu du spectre non filtré dans les simulations de dose. Bien que la combinaison cible/filtre Mo/Mo soit la plus utilisée dans la pratique clinique, de nouvelles combinaisons ont été introduites avec l'utilisation croissante des systèmes de mammographie numérique [209]. Par conséquent, les résultats de la présente étude sont importants, car ils peuvent être appliqués aux équipements les plus modernes.

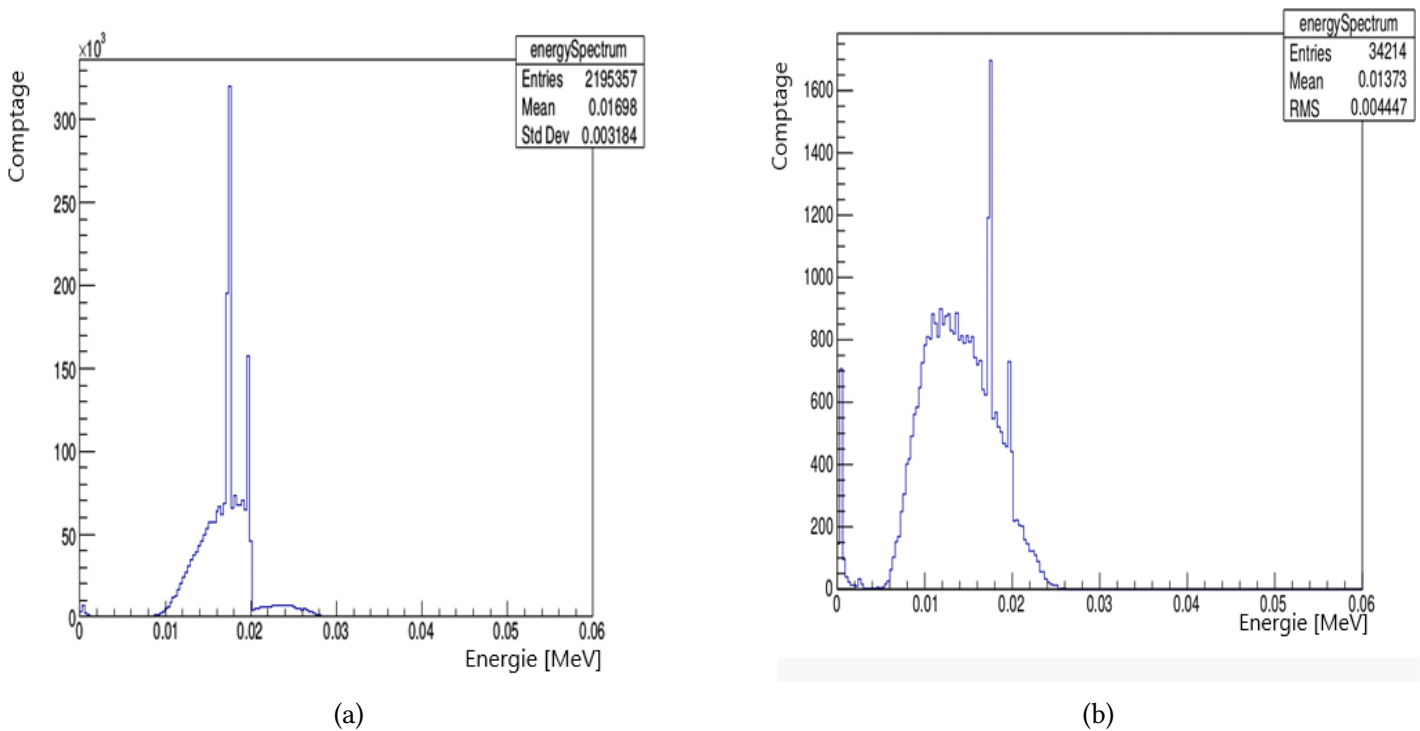


FIGURE 59 – (a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre Mo/Mo et une tension de 28 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre Mo/Mo et une tension de 28 kV.

La modélisation de la source représente une étape déterminante en termes de précision sur les valeurs de la dose calculée par le code la plateforme GATE/GEANT4. Dans cette partie la source a

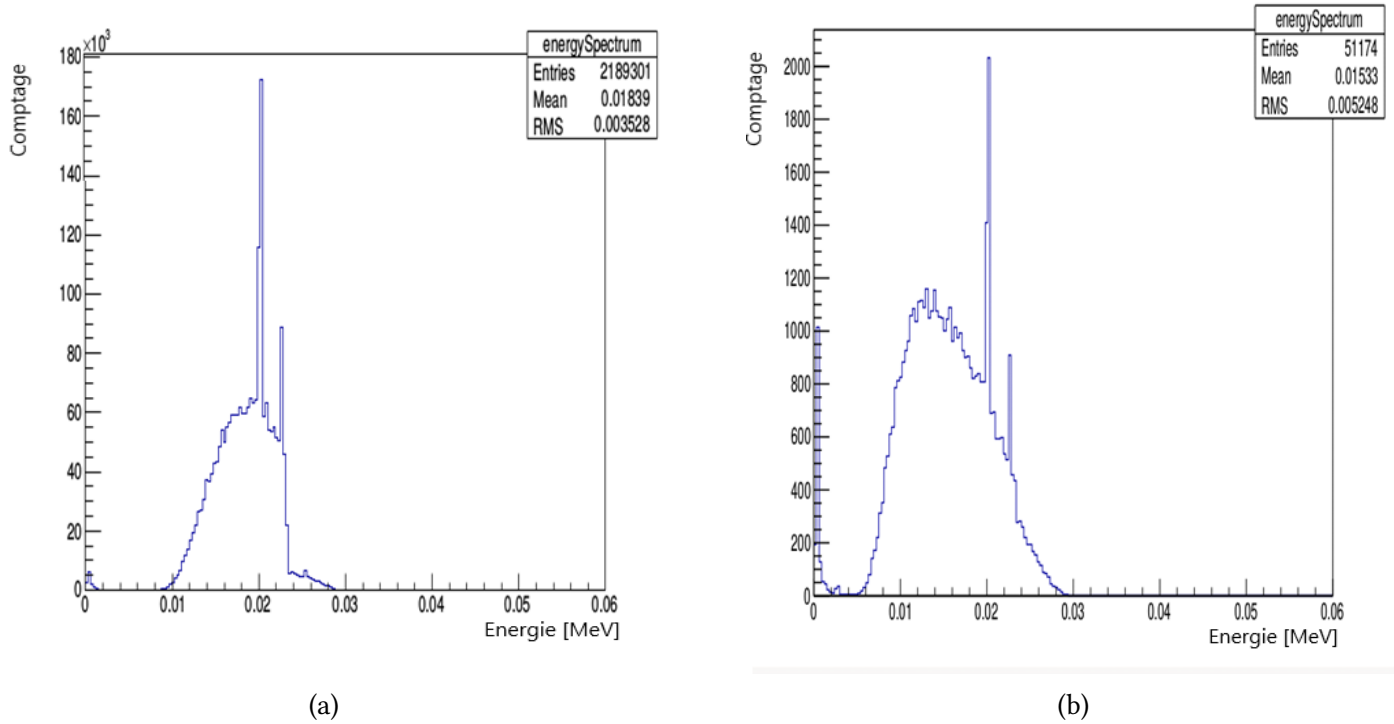


FIGURE 60 – (a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre Rh/Rh et une tension de 28 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre Rh/Rh et une tension de 28 kV.

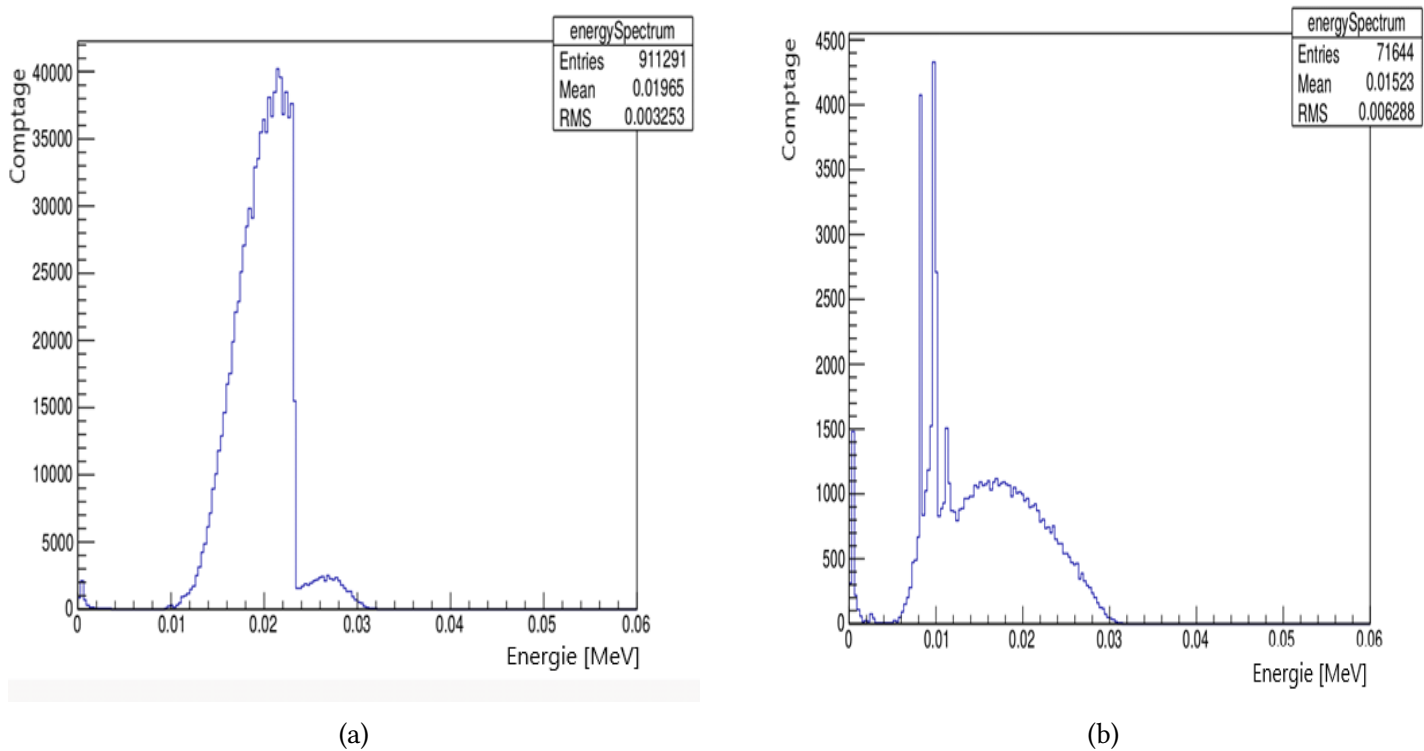


FIGURE 61 – (a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre W/Rh et une tension de 30 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre W/Rh et une tension de 30 kV.

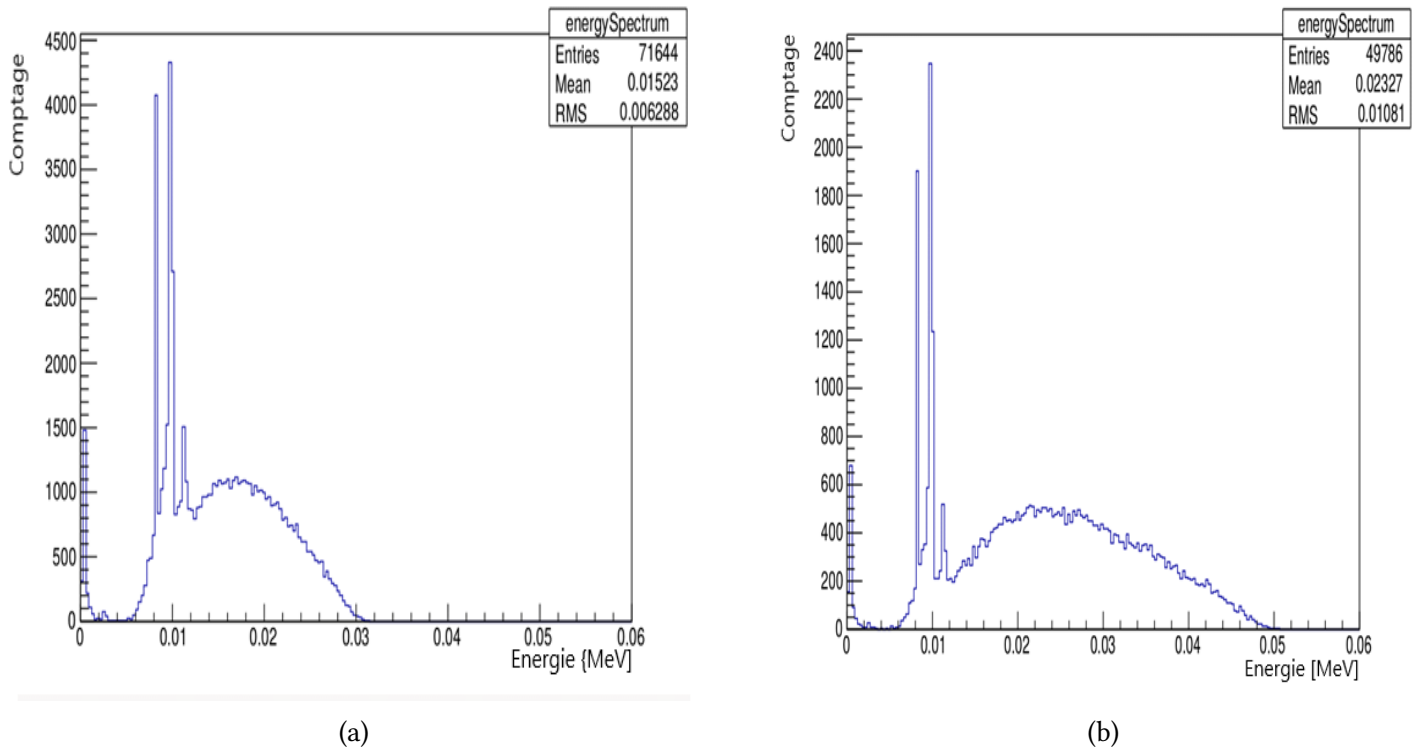


FIGURE 62 – (a) Spectre filtré obtenu pour un couple anode-filtre W/Cu et une tension de 49 kV, (b) Spectre infiltré obtenu pour un couple anode-filtre W/Cu et une tension de 49 kV.

été modélisée en se basant sur les données du constructeur disponibles pour dans le cahier de charge du mammographe Italray par ailleurs, du fait de manque d'un moyen expérimental pour l'évaluation la pertinence des résultats des spectres générés par la source modélisée dans la plateforme GATE/-GEANT4, nous avons eu recours à l'utilisation d'un autre programme de calcul IPEM 78. Ce dernier permet de calculer des spectres non filtrés à partir de la méthode de Birch et Marshall [210] non seulement pour des anodes en tungstène (angle de 6° à 22° et tension entre 30 et 150 kV), mais aussi pour la mammographie (anodes W, Mo, Rh). Il donne le spectre, les CDA, l'énergie moyenne et le débit du tube à 75 cm.

III.3.1.2 Modélisation des spectres méthode semi-empirique (IPEM)

IPEM Report No. 78. a été développé par l'Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), sur la base du modèle de Birch et Marshall. Leur modèle a démontré que la correction de l'atténuation proposée par B.W. Soole était trop importante et a proposé un modèle dérivé du calcul du spectre [210]. De même, il prend en compte l'atténuation de l'anode calculée en fonction de l'angle de l'anode et de la profondeur de pénétration des électrons. L'IPEM est un catalogue de données appelé également SRS-78 qui comprend des spectres de rayons X généré à l'aide d'un modèle semi-empirique. Cranley et al [31]

ont développé se modèle semi-empirique pour la détermination des spectres Mo et Rh, entre 25-32 kV, et des spectres W, entre 30-150 kV et des angles de cible de 6° à 22° par intervalles de 1, différents matériaux peuvent être utilisés comme filtres supplémentaires. En plus du spectre SRS-78 donne aussi la CDA, l'énergie moyenne et le kerma à 75 cm, les spectres présentés sont validés et montrent une bonne adéquation avec les acquisitions expérimentales réalisées à l'aide de spectromètres Ge(Li) et NaI, la version originale du catalogue a été publiée en 1979 et a fourni des données essentielles utiles pour les applications en radiologie diagnostique et en mammographie. Néanmoins, les modèles semi empiriques sont basés sur des spectres mesurés de manière expérimentale et des théories analytiques, dépendantes du système mammographique utilisé, décrivant le processus de production des rayons X (modélisation du bremsstrahlung et des raies caractéristiques), la version actuelle utilise le programme XCOM 37 pour calculer les coefficients d'atténuation linéaires pour divers matériaux et contient des ensembles de spectres de rayons X de radiologie et de mammographie avec des gammes beaucoup plus larges que la version précédente.

III.3.1.3 GATE vs IPEM 78

L'objectif de cette partie est de comparer les spectres de rayons X simulés par la plateforme GATE/GEANT4 à ceux générés par le code de l'IPEM 78. Compte tenu du fait que le modèle de transport Livermore et l'IPEM 78 s'appuient fortement sur les données de NIST pour les sections efficaces, le transport des particules dans la plateforme GATE/GEANT4 a mis en route à l'aide du modèle Livermore. En outre, en mammographie le modèle Livermore a été validé à l'aide du code de référence EGSnrc pour le calcul de la DGM et la production de rayons X [68], mais pour ne pas exclure complètement les bibliothèques Penelope et Emstandard, nous l'utilisons également pour comparer les résultats fournis avec l'IPEM.

Les figures 63 à 66 comparent les spectres du rapport IPEM 78 et les listes de physiques (ou en anglais « physics lists ») de la plateforme GATE/GEANT4 (Standard, Livermore et Penelope). Il est noté que pour toutes les énergies, la plateforme GATE/GEANT4 et IPEM 78 présentent une différence prononcée concernant les spectres de bremsstrahlung continus, notamment entre 1 et 20 keV, alors que les physics lists de la plateforme GATE/GEANT4 présentent les mêmes résultats. Il est également observé que les pics caractéristiques K_α de la plateforme GATE/GEANT4 étaient plus faibles que ceux observés avec IPEM 78, par contre, les pics caractéristiques K_β de la plateforme GATE/GEANT4 étaient cohérents

avec ceux produits par l'IPEM. Les différences dans la distribution de l'énergie des rayons X bremsstrahlung calculée par le modèle semi-empirique en comparaison avec les spectres simulés peuvent être expliquées par les différences dans les équations d'ajustement dérivées dans le modèle semi-empirique pour la prédiction des spectres, il faut tenir compte aussi de la différence entre la géométrie de tube à rayon X utilisée dans le modèle semi-empirique et celui de notre simulation[211].

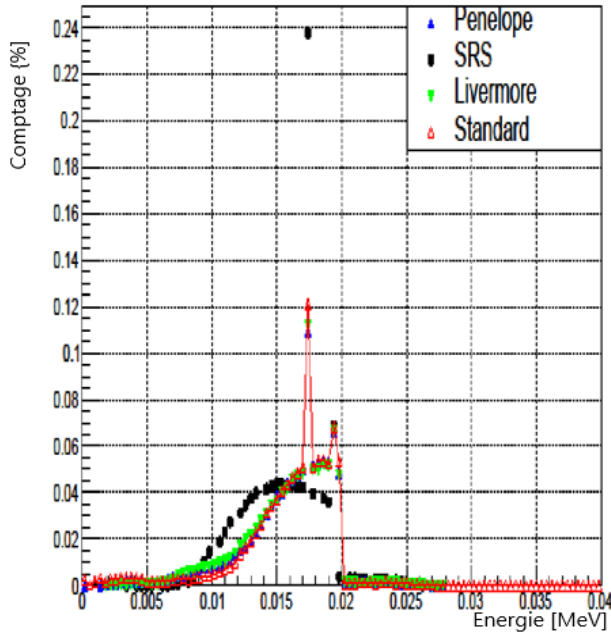


FIGURE 63 – Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 26 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope Physics-Lists.

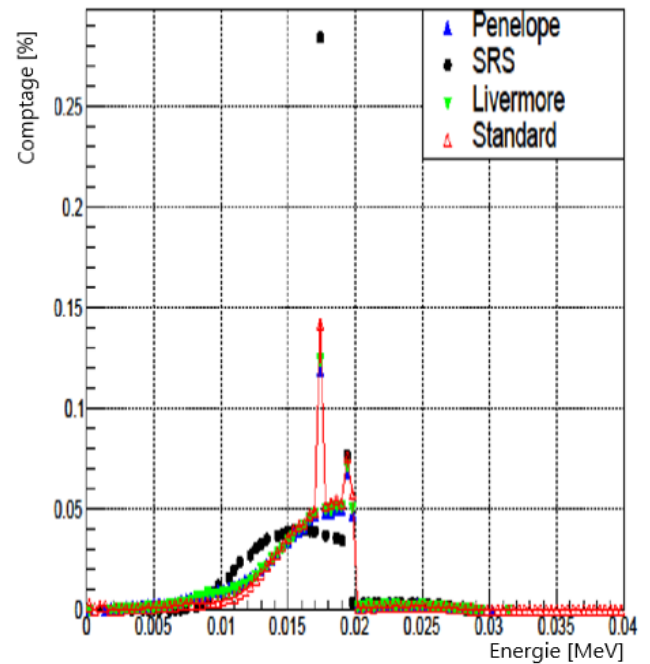


FIGURE 64 – Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 28 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope Physics-Lists.

Les figures 63 - 66 sont en accord avec les données reportées par Ay et al. [212] et Bonifacio et al.[213], qui ont utilisé les codes Geant4 et MCNP. De plus, Sechopoulos et al 2015 [33] , fournit une référence commune pour l'évaluation comparative des simulations de Monte Carlo d'un système de mammographie, Monte Carlo est utilisé afin de mesurer les spectres et la dose absorbée, ils rapportent que les spectres de l'anode Mo et W diffèrent jusqu'à 20% entre les spectres générés par MC (EGSnrc, MCNPX, PENELOPE, et GEANT4) en raison des différentes théories pour décrire le transport des particules et la section efficace des bibliothèques de données entre c'est code. Sur la base de ces différentes évaluations quantitatives, la capacité des simulations à reproduire fidèlement la distribution spectrale associée au tube à rayons X considéré dans notre étude a été mise en évidence. Nous allons maintenant

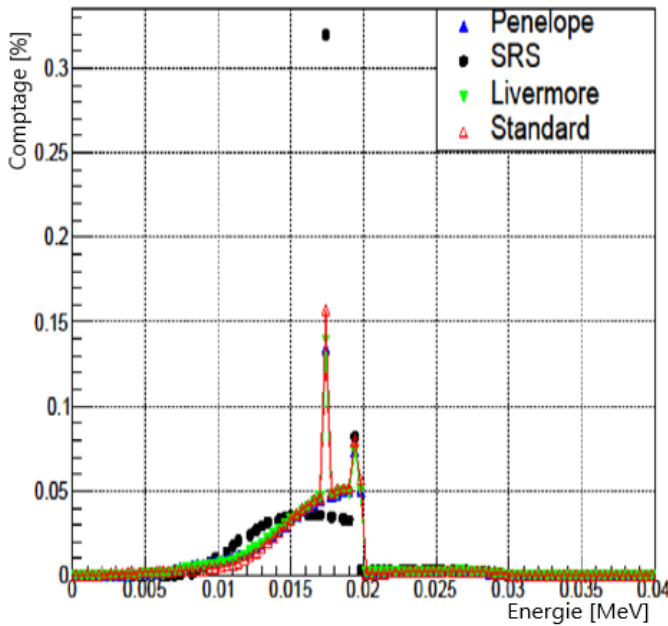


FIGURE 65 – Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 30 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope Physics-Lists.

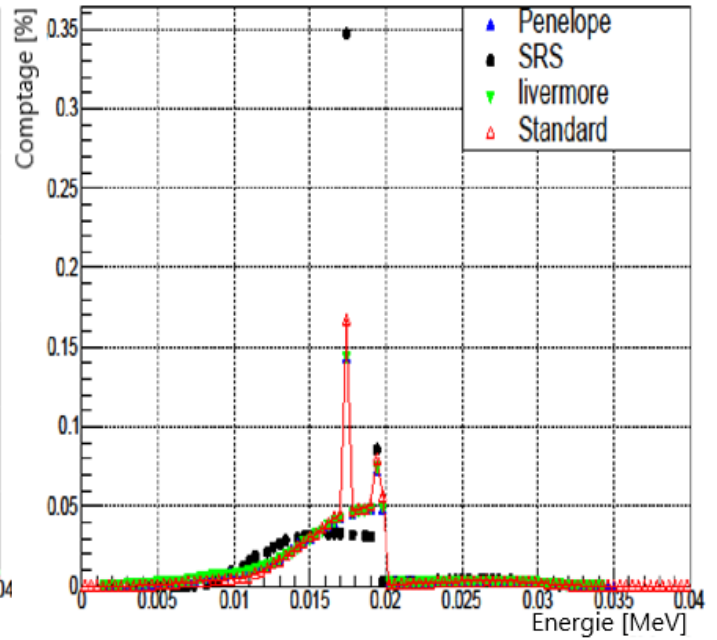


FIGURE 66 – Le spectre d'émission d'un tube à rayons X pour une cible de molybdène avec une tension d'accélération de 32 kV pour SRS-78 et GATE Standard, Livermore, and Penelope Physics-Lists.

utiliser cette information spectrale pour le calcul de dose absorbée[214].

III.3.1.4 Calcul de la distribution angulaire de la source

Après la caractérisation de la source en termes spectrale, dans cette partie nous nous détaillons comment est gérée l'orientation du faisceau de rayons X dans la plateforme GATE/GEANT4. En effet, la production des rayons X se fait de manière isotrope càd une grande partie des photons sont générés en dehors du champ d'exposition du sein, de ce fait nous avons procédé ici au calcul de la distribution angulaire nécessaire pour prendre en considération que les rayons X partant dans le champ d'irradiation du sein défini par les collimateurs et qui présente un intérêt statistique pour le calcul de la dose. Pour ce faire nous avons placé quatre collimateurs pour définir un champ de projection de $24 \times 30 \text{ cm}^2$, l'ouverture du collimateur est déterminée selon la démonstration suivante :

$$\frac{AF}{AG} = \frac{FC}{GE} \quad ! \quad \frac{13.5}{65} = \frac{FC}{12} \quad ! \quad FC = 2.4 \text{ cm} \quad (45)$$

Les rayons X sont émis dans la direction de l'axe Y. À une distance de 65 cm, l'angle a été fixé à 4.03°

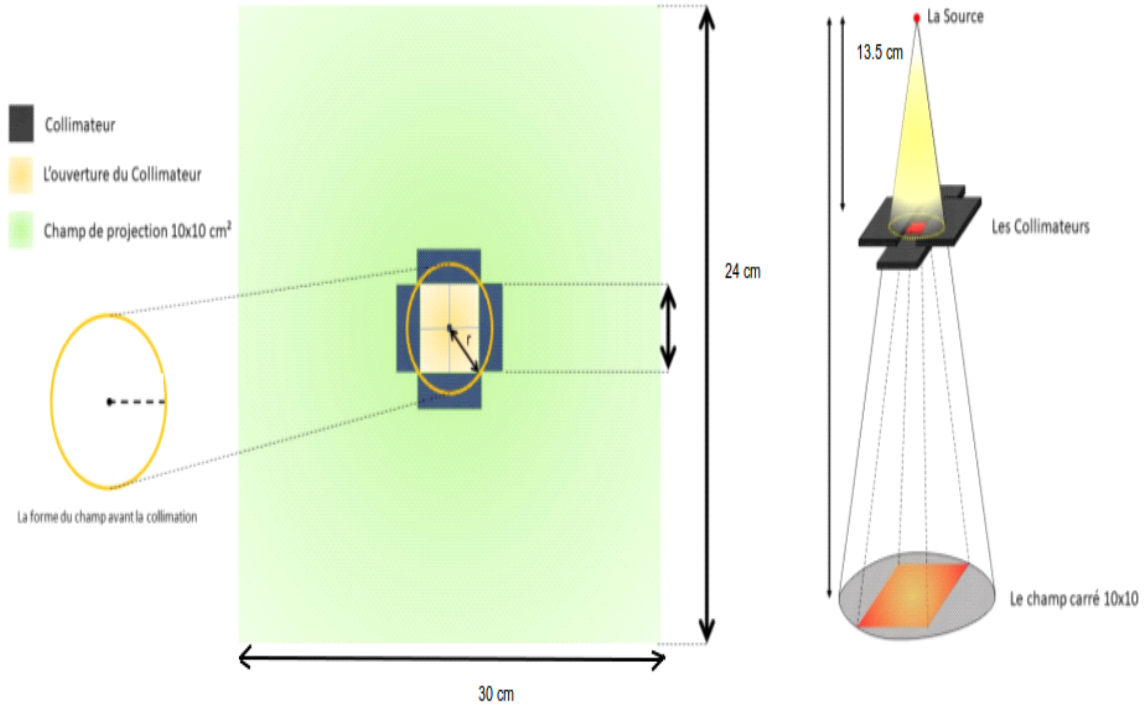


FIGURE 67 – Vue supérieure de l'ouverture du collimateur en 3D.

pour inclure la taille de la demi-coupe (rayon 3.39 cm). Comme le rayon X irradié est conique, il faut le découper en rectangle. La géométrie suivante (ouverture) a été placée devant la source de rayonnement (9 cm devant).

$$r = \sqrt{(2.4^2 + 2.4^2)}$$

$$r = 3.39 \text{ cm}$$

Le tube à rayons X est situé au-dessus du détecteur d'images de telle sorte que la ligne allant du point focal jusqu'aux bordures du détecteur la plus proche du sein forme une ligne verticale. Cette caractéristique importante de la conception de la collimation permet au faisceau de ne pas longer la paroi thoracique. Si le point focal était situé comme dans une radiographie ordinaire, le faisceau manquerait une partie du tissu mammaire et, par conséquent, certains tissus ne seraient pas imaged. Pour cette raison, un calcul de l'angle θ et φ prenant en compte l'exigence de la mammographie est nécessaire. Pour calculer θ :

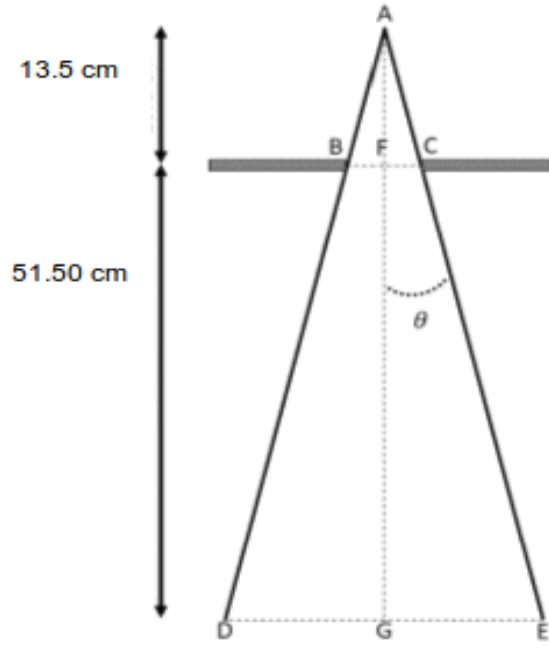


FIGURE 68 – Vue 2D pour le calculer de l'angle θ .

$$\tan \theta = \frac{EG}{AG} \quad \text{!} \quad \arctan \left(\frac{r}{AF} \right) = 14.61^\circ$$

De la même manière on fait le calcul de l'angle φ tel que φ égal à 18.06° .

Pour implémenter ces angles sur le programme principal à travers les scripts on doit déterminer $\theta_{\min}$, $\theta_{\max}$, $\varphi_{\max}$, $\varphi_{\min}$.

$$\varphi = \varphi_{\max} - \varphi_{\min} \quad \text{et} \quad 180^\circ = \varphi_{\max} + \varphi_{\min}$$

$$\varphi_{\max} = 108.06^\circ \quad \varphi_{\min} = 71.94^\circ$$

$$\theta = \theta_{\max} - \theta_{\min} \quad 180^\circ = \theta_{\max} + \theta_{\min}$$

$$\theta_{\max} = 104.61^\circ \quad \theta_{\min} = 75.39^\circ$$

III.3.1.5 Nombre total de photons générés

La fluence totale des photons émis par la source est calculée à partir des valeurs de l'histogramme de spectre à rayon X $N_{\text{total}} = \int_E n(E) dE$. Le nombre total de photons primaires émis par la source, est utilisée directement pour estimer la réponse d'une simulation de Monte Carlo, puisqu'elle est normalisée par le nombre d'histoires simulées N. Le nombre total de photons a été calculé comme suit :

$$N_{\text{gate}} = N_{\text{total}} \times \text{mAs} \times S_{\text{pro}}$$

Tel que N_{gate} est le Nombre total généré par la plateforme GATE/GEANT4, N_{total} est le Nombre total de photon par ($\text{mAs} \times \text{mm}^2$), S_{pro} est la Surface de projection du champ [215].

Le temps d'exposition est constant en simulation, le résultat de la dose obtenu est en Gray en utilisant le nombre généré adéquat extrait de la formule $N_{\text{gate}} = N_{\text{total}} \times \text{mAs} \times S_{\text{pro}}$.

Ce nombre est de l'ordre 10^{11} à 10^{12} en changeant les paramètres de la source entre (26 à 32 kVp) et (32 à 80 mAs) cela exige un temps de calcul important. De même, les résultats pourraient être obtenus en employant un nombre inférieur d'évènements, sauf qu'un facteur correctif nécessaire doit être appliqué. Le tableau 9 expose les tests de temps de calcul et de facteurs correctif qui ont été faits sur la station de calcul gamma HPC de ISSS dans les résultats de ces tests sont obtenu pour une répartition en 50 jobs.

TABLEAU 9 – Tableau montre le nombre généré en GATE et son facteur correctif pour la source 28 kVp et 32 mAs.

Nombre d'évènement	La dose	Temps	Facteur correctif
8.6E+06	5.24E-05	11 min	100000
8.6E+07	6.08E-04	12h 27min 23s	10000
8.6E+08	5.37E-03	36 min 25s	1000
8.6E+09	5.18E-02	6h 10min 1s	100
8.6E+10	5.01E-01	3j 19 h	10
8.6E+11	5.15E-00	12j 6h	1

III.3.2 Modélisation de la géométrie du sein

Dans cette partie deux géométries de sein ont été modélisées. La première fait référence au fantôme MTM100 modélisée à partir d'un mélange homogène de 50% de tissu glandulaire et 50% de tissu adipeux d'un rayon de 9 cm, épaisseur totale 4.5 cm et entourée avec 0.5 cm de tissu peau comme illustré dans la figure 69 (comme cela est généralement introduit dans les lignes directrices sur le contrôle de la qualité [16], [216]). Où les densités et les compositions des tissus sont obtenues à partir de Hammerstein et al [109] comme indiqué dans le tableau 10. La deuxième fait référence aux plaques de PMMA de dimension (21 cm × 30 cm), de différentes épaisseurs allant de 10 à 90 mm et d'une densité de 1.19 g/cm^3 .

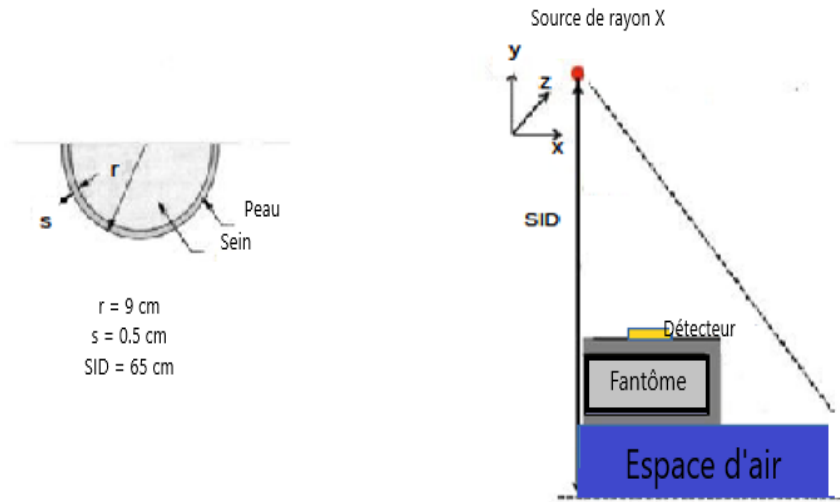


FIGURE 69 – La géométrie adoptée pour les simulations GATE, selon les vues de-dessus et de profil.

TABLEAU 10 – Composition élémentaire en masse des tissus mammaires selon Hammerstein et al. (1979) [109].

Constituants	Adipose	Fibroglandulaire 50-50
ρ (g/cm ³)	0.93	1.04
H (%)	11.2	10.2
C (%)	61.9	18.4
N (%)	1.7	3.2
O (%)	25.1	67.7

III.3.3 Calcul de la dose

Dans la plateforme GATE/GEANT4, le MTM 100 et les plaques de PMMA ont été modélisés pour le calcul de la dose à l'entrée en surface (DES), il est à noter que la palette de compression n'a pas été simulée afin d'éviter une grande dispersion angulaire des photons de rayons X sur la surface du détecteur, la négligence de la palette de compression a un impact limité sur la DGM [206]. Dans les deux situations, le modèle physique utilisé est le modèle standard. Comme le nombre total d'histoires considérées dans chaque run doit être suffisamment important pour obtenir une incertitude statistique inférieure à 1 %, 10^8 à 10^9 histoires par run ont été simulées, en fonction du kV, des mAs et des ca-

caractéristiques du sein. Ici, l'incertitude des résultats est due aux fluctuations statistiques, aux sections efficaces utilisées dans la plateforme GATE/GEANT4 et aux hypothèses faites pendant l'analyse. En outre, la simulation a été exécutée par méthode de parallélisation sur le high performance computing HPC Gamma de l'Institut supérieur des sciences de la santé de Settat (ISSS), le logiciel utilisé pour cela est le Condor version 8.6.8.

Pour une meilleure analyse de la dose reçue par le sein lors de la mammographie numérique, les distributions du dépôt de dose ont été calculées à l'aide d'un volume sensible (CrystalSD), qui est utilisé pour enregistrer les informations relatives aux interactions qui ont lieu à l'intérieur des volumes du sein. À l'aide d'une sortie Root [208] sous forme d'un fichier appelé « Analyse.C » les énergies déposées dans le volume du sein ont été convertis en dose. Les résultats donnés dans la figure 70

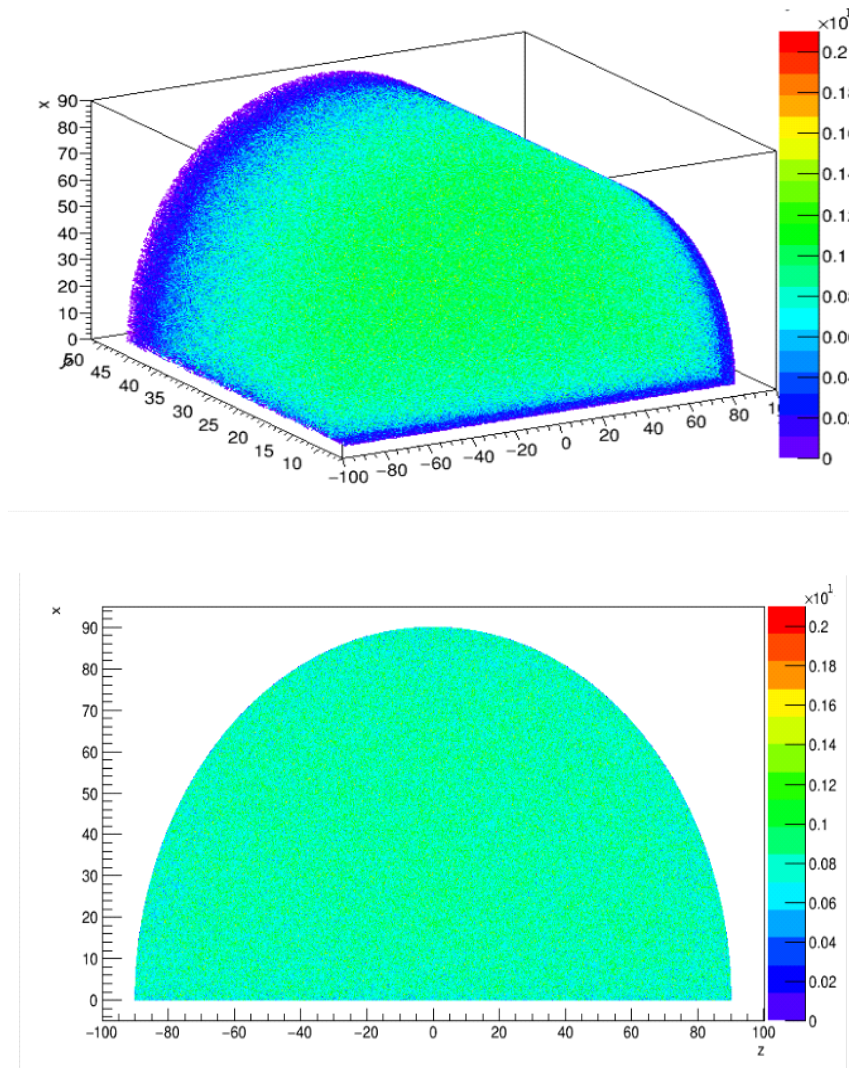


FIGURE 70 – Illustrations 3D et 2D de la distribution de dose déposée dans le fantôme du sein.

montrent le flux de photons interagissant avec le sein en fonction de la distance à la source, ainsi

deux régions peuvent être distinguées, en fonction de leurs valeurs de dose. Ce sont : (a) des valeurs inférieures à 0.8 mGy, correspondant aux sections non directement irradiées correspond à des parties postérieures au bord de la paroi thoracique du champ de rayons X; (b) les valeurs comprises entre 0.8 et 1.5 mGy, correspondant aux valeurs à l'intérieur du fantôme. En conclusion, la dose locale à une profondeur unique peut varier de presque un facteur 2 entre une région glandulaire et une région adipeuse. Néanmoins, l'évaluation de la distribution de la dose semble réalisable à l'aide de la simulation MC si le k_{air} est suffisant, ce qui confirme les conclusions précédentes des travaux de Sarno et al [217].

III.4 Résultats de validation

III.4.1 Kerma dans l'air (GATE vs IPEM et AGMS-M+)

À titre de rappel selon les recommandations données dans le rapport 74 de l'ICRU [218], le k_{air} est indiqué comme un paramètre majeur de la caractérisation des faisceaux de rayons X. Dans l'objectif de démontrer la capacité de la plateforme GATE/GEANT4 à reproduire cette grandeur, les spectres simulés avec la plateforme GATE/GEANT4 et calculés avec le logiciel SRS-78 ont été convertis en valeurs de k_{air} et comparés à ceux mesurés avec AGMS-M+. Le tableau 11 résume les résultats de cette comparaison. Ainsi, une différence maximale entre GATE - IPEM, AGMS - IPEM et GATE- AGMS a été évaluée à 17.2%, 19.70%, et 7.2% respectivement. La comparaison entre les K_{air} a montré que, pour les spectres de rayons X, l'IPEM présente un petit écart par rapport à la plateforme GATE/GEANT4, ce dernier est dû essentiellement au fait que l'utilisation des codes en mammographie doit tenir compte des paramètres du tube à rayons X et des particularités de chaque application la chose qui n'est pas prise en compte dans les modèles semi- empirique en l'occurrence ici le logiciel IPEM. Les différences indiquées entre GATE et AGMS sont principalement dues aux incertitudes associées aux mesures de K_{air} qui sont liées à l'incertitude de l'AGMS (5%), tandis que les résultats de la simulation présentent une incertitude statistique de 2%. L'ensemble de ces résultats de comparaison montre que la méthode de Monte Carlo utilisant la plateforme GATE/GEANT4 constitue une méthode additionnelle pour l'évaluation des K_{air} en mammographie.

TABLEAU 11 – La comparaison de simulation Monte Carlo avec les résultats expérimentaux et les résultats semi-empiriques de K_{air} et leurs différences.

Énergie (kVp)	Variation des mAs	K_{air} AGMS (mGy)	K_{air} GATE (mGy)	K_{air} IPEM (mGy)	AGMS-GATE %	GATE-IPEM %	AGMS-IPEM %
26	32	3.66	3.20	3.36	4.18	4.76	8.92
	40	4.60	4.40	4.20	4.54	4.76	9.52
	50	5.47	5.27	5.26	3.79	0.19	3.99
	63	7.02	7.55	6.62	7.28	14.04	6.04
	80	8.94	9.44	8.42	5.29	12.11	6.17
28	32	4.61	4.32	4.10	6.29	5.36	12.43
	40	5.78	5.42	5.12	6.64	5.85	12.89
	50	7.23	7.08	6.04	2.13	17.21	19.70
	63	9.12	9.02	9.00	1.10	0.22	1.33
	80	11.47	10.73	10.24	6.89	4.78	12.01
30	32	5.49	5.18	5.00	2.83	3.6	9.8
	40	6.72	7.04	6.12	4.54	15.03	9.80
	50	8.37	8.78	8.00	4.66	9.75	9.80
	63	10.44	10.69	9.70	2.33	10.20	7.62
	80	13.28	13.19	12.32	0.68	7.06	7.79
32	32	6.66	6.92	6.00	3.75	15.33	11
	40	7.91	7.99	7.20	1	10.97	9.86
	50	10	10.26	9.00	2.53	14	11.11
	63	12.73	12.60	11.34	1.02	11.11	12.25
	80	15.79	16.07	15.00	1.74	7.13	5.26

III.4.2 Dose d'entrée à la surface cas de MTM 100 (GATE vs OSL vs AGMS-M+)

Les figures 71 - 74 montrent une comparaison entre les résultats simulés (points rouges) et mesurés avec deux types de détecteurs : nanoDots (points bleus) et AGMS- M+ (points noirs), les valeurs de la DES sont prises au centre du fantôme. L'erreur sur les données expérimentales pour l'AGMS-M+ est de $\pm 5\%$ [219] et pour les nano Dots est de $\pm 4.7\%$ [220] . Les figures 71 - 74 montrent que, en fonction des kVp et des mAs, la courbe de la DES est linéaire entre 3.6 et 17 mGy. Certaines valeurs dépassent 10 mGy, qui est la valeur de référence utilisée pour les procédures de contrôle de qualité pour la mammographie [100]. Les données ont été ajustées à l'aide d'une droite linéaire et la signification

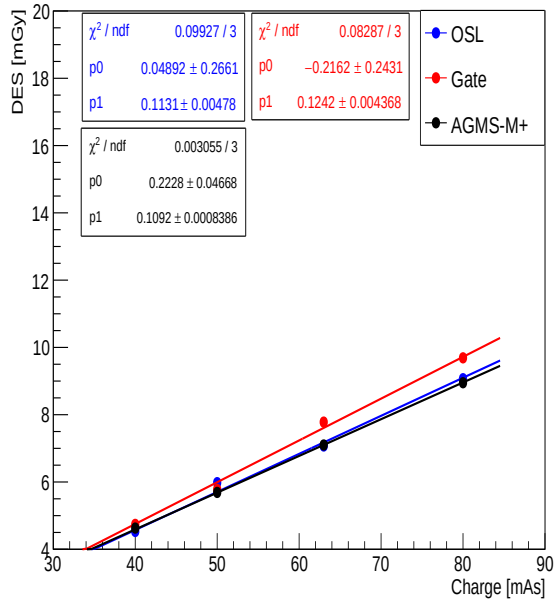


FIGURE 71 – Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 26 kVp.

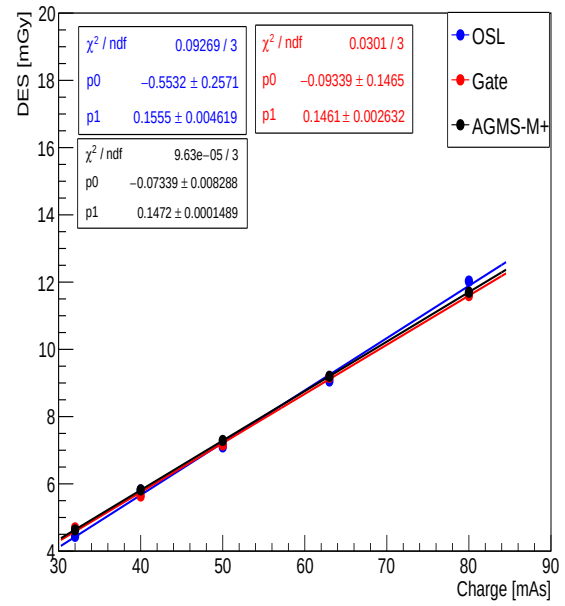


FIGURE 72 – Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 28 kVp.

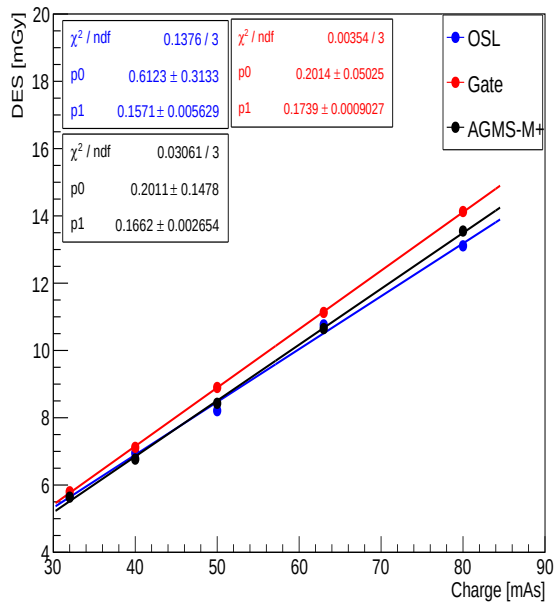


FIGURE 73 – Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 30 kVp.

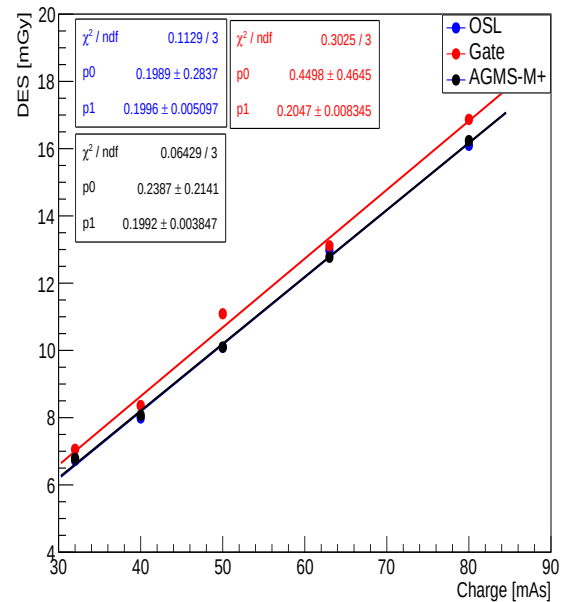


FIGURE 74 – Comparaison entre la DES avec OSL (points bleus), la dose expérimentale avec AGMS-M+ (points noirs) et les résultats MC (points rouges) pour 32 kVp.

statistique a été évaluée par un test de chi carré à l'aide du logiciel root [208]. En général, les données de la plateforme GATE/GEANT4 sont en accord avec moins de 4% avec OSL nanodots et AGMS-M+ pour tous les kVp et les mAs. Cette différence est probablement liée à la difficulté de régénérer le modèle exact du système de mammographie Italray, par la simulation en plus de l'incertitude du spectre au niveau de la filtration [221]. Enfin ces résultats de comparaisons, démontrent qu'au-delà de la méthode expérimentale la méthode Monte Carlo à l'aide de la plateforme GATE/GEANT4 présente une méthode alternative de l'évaluation de DES en mammographie 2D.

III.4.3 Dose d'entrée à la surface cas de PMMA (GATE vs AGMS-M+)

Les figures 75 à 77 montrent qu'en fonction de l'épaisseur du sein, les valeurs de la dose à la surface d'entrée (DES) modélisées avec la plateforme GATE/GEANT4 sont similaires, avec une différence maximale de 7 %, à celles mesurées avec le détecteur AGMS-M+. En général, cette différence diminue lorsque les kVp et les mAs augmentent pour prendre une différence minimale de 2%. Nous notons également

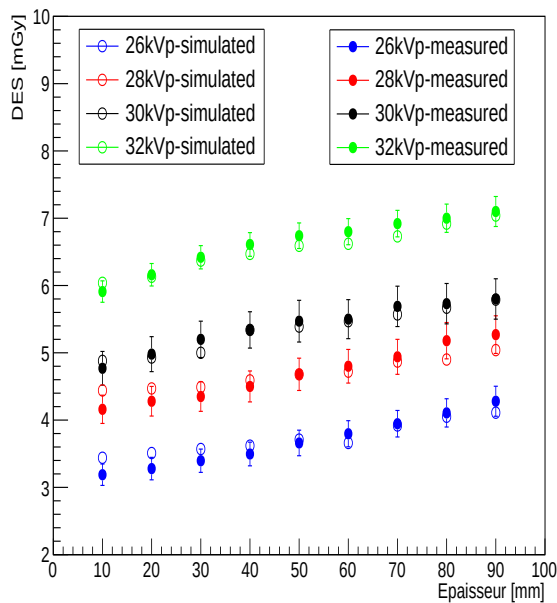


FIGURE 75 – Les valeurs DES obtenues par la simulation GATE et le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 32 mAs.

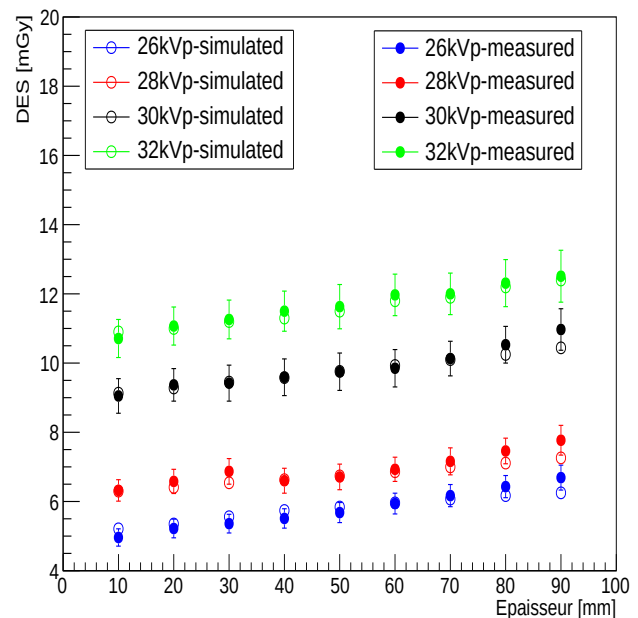


FIGURE 76 – Les valeurs DES obtenues par la simulation GATE et le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 50 mAs.

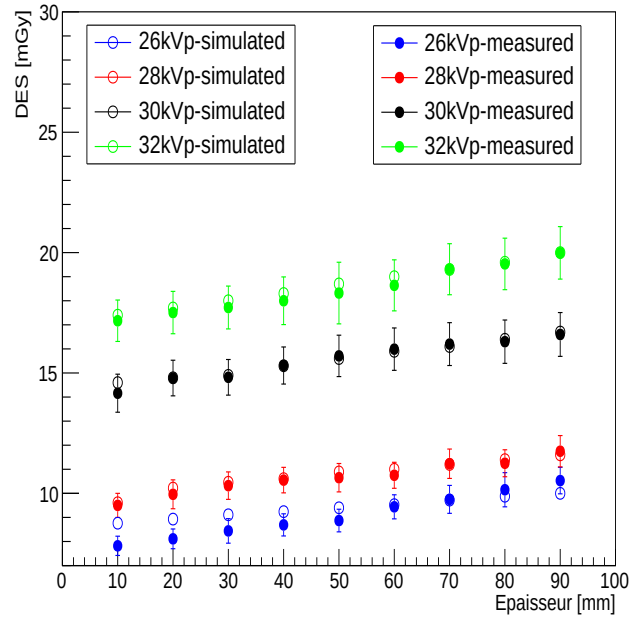


FIGURE 77 – Les valeurs DES obtenues par la simulation GATE et le détecteur AGMS-M+, en considérant une épaisseur de 10 à 90 mm pour une charge de 80 mAs.

que les valeurs DES obtenues avec les plaques de PMMA de 40 mm d'épaisseur sont similaires de 6 à 10 % à celles déterminées avec le fantôme MTM 100. De plus, il est important de noter que les valeurs élevées de DES présentées ici sont essentiellement liées aux valeurs élevées de kVp et de mAs. En effet, entre 32 à 80 mAs et 26 à 32 kVp, la DES augmente de 50% et 42%, respectivement, alors qu'entre 10 à 90 mm d'épaisseur, la DES augmente de 26%. Dans cette partie nous avons confirmé la capacité de la plateforme GATE/GEANT4 de reproduire les résultats expérimentaux pour des géométries variables de sein et pour les paramètres d'acquisitions de l'image suivants (26, 30 et 32 kVp) et (40, 50, 63 et 80 mAs). Enfin dans le chapitre 4 nous allons mettre à l'épreuve la capacité de la plateforme GATE/GEANT4 à donner des résultats acceptables et cette fois-ci avec des géométries plus complexes à la base des deux fantômes voxelisés EVA et FASH 3.

III.5 Conclusion

Une simulation MC a été créée en utilisant la plateforme GATE/GEANT4 a permis d'étudier les spectres de rayon X simulés avec la plateforme GATE/GEANT4 est de les comparés aux spectres calculés avec le logiciel IPEM 78 basé sur le modèle semi-empirique de Birch et Marshall. Il est très important que la physique des faibles énergies soit bien validée. Une sélection appropriée des processus

physiques et des paramètres de transport des particules est donc primordiale pour une efficacité et une précision optimum de calcul de dose dans une simulation MC. D'une autre part. Le code MC a été validé avec des mesures expérimentales qui ont été effectuées, ces mesures impliquent l'utilisation du détecteur OSL nanodots et AGMS-M+ pour le calcul du K_{air} et de la DES avec deux fantôme standard MTM100 et PMMA. Toutes les mesures de validation ont montré une bonne concordance entre les données expérimentales et les données de simulation. Nous avons vérifié que le DES est linéaire avec l'augmentation du kVp et des mAs. Aussi nous concluons que le choix des paramètres mammographique est important pour réduire le risque radiologique en mammographie et que les dosimètres OSL nanodots peut être pratique pour estimer la dose dans le contrôle qualité de mammographie. Enfin, avec l'absence d'exigences nationales pour la dose en mammographie au Maroc, les données étudiées dans ce travail peuvent être utilisées comme référence pour le développement des niveaux de référence diagnostic (NRD). La limite principale des méthodes de calcul de dose en mammographie à ce point est l'utilisation des fantômes mammaires homogènes. En conséquence, le chapitre suivant comprendra l'utilisation des fantômes anthropomorphique représentant différentes tailles de femme, ainsi qu'un fantôme sein avec des différentes épaisseurs et densités.

CHAPITRE IV

VALIDATION DE LA PLATEFORME MONTE CARLO GATE/GEANT4 ET APPLICATION DES FANTÔMES VOXÉLISÉS

IV.1 Introduction

La mammographie est une méthode sûre et efficace de dépistage du cancer du sein. Cependant, le processus de mammographie s'accompagne du risque d'effets stochastiques qui suivent l'exposition à des faibles doses de rayonnement, ce qui peut augmenter le risque de cancer pour les tissus sensibles du sein. Berrington de González et Darby [222] ont constaté que huit femmes sur un million qui subissent une mammographie sont exposées à un risque de cancer radio-induit. L'utilisation des fantômes physiques et géométriques simple à des fins de validation pose en effet des sévères problèmes de manque de réalisme. Nous proposons donc d'essayer de lever ces limitations grâce à l'utilisation d'une géométrie plus fine en utilisant des fantômes anthropomorphes voxélisés avec un sein féminin modifiés, de différentes glandularités et épaisseur pour estimer les doses reçus par le sein et les organes autres que le sein, dans un examen de mammographie à une vue (CC) et deux vues (CC + MLO). Le risque de cancer radio-induits est lié à la dose de rayonnement, à la durée de l'exposition, au type de source de rayonnement, aux types d'organes et à la sensibilité de l'individu, qui est influencée par l'âge et le sexe [71]. La Commission internationale de protection radiologique (CIPR) [74] quantifie le risque

dans un examen de mammographie par la DGM. Cependant, la DGM présente des limites concernant le calcul des facteurs de conversion en utilisant un sein homogène. Par ailleurs, le rapport BEIR VII Phase II a présenté le risque de cancer radio-induit, y compris les dépendances de l'âge et du sexe, pour les estimations de risque de cancer radio-induit et de la mortalité. En raison de l'importance de l'intégration de ces aspects dans le cadre d'évaluation des risques, les coefficients de risque de cancer du BEIR VII pour divers tissus ont été effectués dans cette étude (chapitre I section I.7.3) [69]. Ce chapitre se concentre sur la détermination de DGM à partir de DES en utilisant des facteurs de conversion. Puisque plusieurs protocoles le recommandent comme indice de risque en mammographie [13], il est ensuite proposé de calculer le risque de cancer radio-induit par fantôme voxelisé puisque ce type de fantôme tient en compte l'intégration de différents aspects dans le cadre d'évaluation de risques (l'âge, le sexe, le sein hétérogène, et le changement d'épaisseur). Dans cette étude, les résultats du risque pour les fantômes voxelisés sont présentés en utilisant le risque effectif (RE) ($\text{cas}/10^5$). Cependant, à notre connaissance, peu de publications peuvent être trouvées pour la dose reçue par les organes pendant une procédure mammographique, avec des méthodes MC et un fantôme debout féminin [223].

IV.2 Description de la géométrie voxelisée dans la plateforme GATE/GEANT4

Pour calculer les doses aux organes, nous utilisons deux types de fantômes virtuels anthropomorphes féminins qui sont le fantôme hybride FASH 3 et le fantôme mathématiques EVA, la plateforme GATE/GEANT4 permet d'importer des données d'images médicales ou des fichiers STL pour construire des fantômes voxelisés. Les fichiers Metaimage sont un format de fichier d'image médicale qui est compatible avec la plateforme GATE/GEANT4. Les données Metaimage conservent les coordonnées DICOM et les propriétés importantes pour la représentation anatomique. Elles ont l'avantage, par rapport aux données DICOM et STL, d'être un format d'image stable. La géométrie du fantôme a été soumise à quelques modifications, dans la forme et la position des organes, afin d'avoir un sein hétérogène. Nous avons coupé le sein initial du fantôme en utilisant le logiciel ImageJ et nous l'avons remplacé par un fantôme de sein à trois couches pour avoir la possibilité de changer la glandularité du sein. Pour fusionner le nouveau sein avec le fantôme, nous utilisons une nouvelle fonction de la plateforme GATE/GEANT4, disponible depuis GATE 8.0, appelée "Merged Volume Actor", qui permet

d'ajouter un G4VSolid (ou un solide analytique tel qu'une boîte, un cylindre, une tesselle, une sphère, etc.) dans un volume voxélisé (défini par ImageRegularParametrisedVolume ou ImageNestedParametrisedVolume) comme la montre la figure 78, 79, 80. L'Actor dose par région a été attachés aux volumes voxélisés des deux fantômes. Les résolutions utilisées pour cet Actor doit être définies pour correspondre à la taille des voxels de chaque image étudiier (indiquée ci-dessous), la taille du voxel de l'Actor a été fixée à $1 \times 1 \times 1$ mm.

Le récepteur d'image, la plaque de support du sein et la palette de compression du sein ont été pris en considération dans cette simulation, le détecteur d'image a été modélisé comme une couche de $(24 \times 30.7 \times 1.18)$ cm³ de dimension et composé de matériau de sélénium amorphe (a-Se), le support du sein a été construit en fibre de carbone avec une dimension de $(24 \times 30.7 \times 1.2)$ cm³, la palette de compression du sein est construite en polyméthacrylate de méthyle (PMMA) avec des dimensions de $(24 \times 30.7 \times 1.5)$ cm³, le gap d'air entre le récepteur d'image et la plaque de support du sein était d'environ 1.2 cm et la distance foyer-film est d'environ 65 cm.

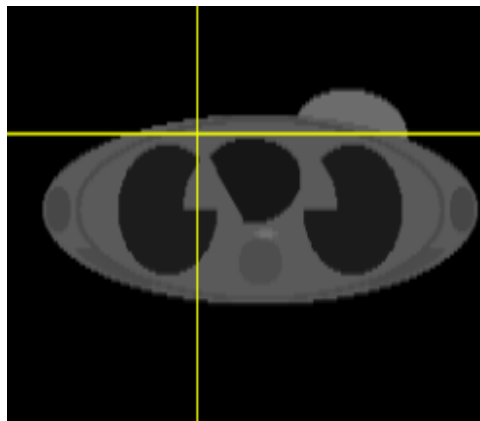


FIGURE 78 – Fantôme sans sein coupé en utilisant l'image J.

IV.2.1 Fantômes voxélisés à position debout : FASH 3

Les fantômes virtuels anthropomorphes voxélisés sont basés sur des images de scanner ou d'imagerie par résonance magnétique (IRM) de patients, de volontaires ou de cadavres, qui sont acquises en position couchée. Cette position entraîne des modifications anatomiques des organes thoraciques et abdominaux internes par rapport à l'anatomie normale d'une personne debout, en raison de la compression des poumons et de la réduction du diamètre sagittal. Ces modifications anatomiques peuvent entraîner des divergences dans les estimations de la dose absorbée par rapport au patient debout [186],

TABLEAU 12 – Masses d’organes/tissus pour le fantôme voxelisé FASH 3 [225].

ORGANE/TISSU	FASH 3 [g]
Glandes salivaires	69.2
Surrénales	13.3
Œsophage	34.3
Estomac	140
Intestin grêle	599.3
Côlon	355.7
Foie	1400.0
Vésicule biliaire	48.0
Pancréas	118.8
Cerveau	1283.6
Seins	501.0
Cœur	252.2
Adipeux	19053.4
Peau	2303.4
Muscle	17493.4
Poumons	946.6
Squelette	7343.4
Rate	130.0
Thymus	20.0
Thyroïde	16.8
Reins	275.0
Ovaires	11.0
Utérus	80.0
Tongue	73.0
Larynx	
Air extra-thoracique	94.1
Trachée	8.6
Amygdales	
Urètre	
Tubes de fallope	
Hypophyse	
Yeux	16.5
Nerf optique	
Sang	
Palais osseux	
Colonne vertébrale	70.9
Tissu conjonctif	53502.6
Ganglions lymphatiques	298.7
Tissu mou (comprend le sang et les tissus conjonctifs)	6295.7
Masse totale	60097.0

et surtout lorsqu'elles sont appliquées à un examen mammographique où la femme est en position debout. Le fantôme anthropomorphe adulte féminin utilisé dans ce travail est le FASH 3, il est téléchargé

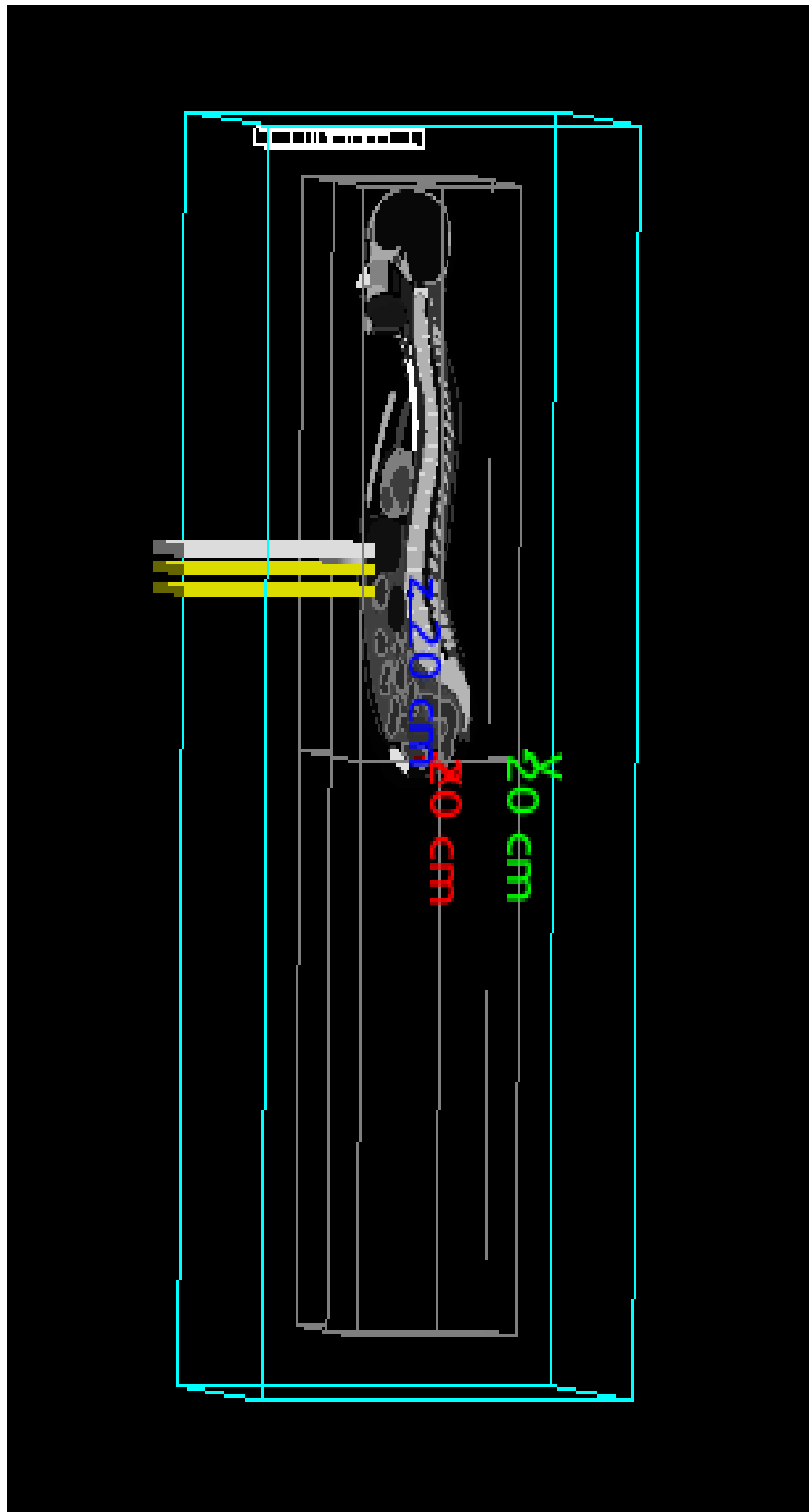


FIGURE 79 – Fantôme avec sein compressé fusionné avec le fantôme FASH 3.

depuis le site (www.caldose.org) après avoir la permission du Dr. Richard Kramer.

Le fantôme FASH 3 est conçu à l'aide d'un logiciel de modélisation tridimensionnelle et basé sur une anatomie d'atlas. Cette option ne nécessite pas l'utilisation d'images médicales, car, à partir de n'importe quel polygone maillé et de références anatomiques détaillées, il est possible de créer n'importe quelle structure, y compris les changements morphologiques qui résultent du positionnement du corps du patient simulé. Ce fantôme correspond à une femme en position debout. Les paramètres représentent une patiente dont l'indice de masse corporelle est de 22.7 kg/m^2 , et dont la masse et la taille sont respectivement de 60 kg et 163 cm, avec une résolution de voxel de $(0.12 \times 0.12 \times 0.12) \text{ cm}^3$, une matrice des coupes $(442 \times 256 \times 1354)$ (colonnes $\times$ rangées $\times$ coupes), et un volume glandulaire mammaire individuel de 196.1 cm^3 . Ces paramètres des densités et des compositions chimiques des organes et des tissus du FASH 3 sont identiques à ceux définis pour le fantôme voxel féminin de référence approuvé par la ICRP 145 [224]. Les organes et les masses du fantômes FASH 3 sont indiqués dans le tableau 12. Le fantôme FASH 3 est un outil utile pour calculer les doses absorbées dans les organes et les tissus radiosensibles du corps humain, sans l'aide d'images radiographiques de patients ou de cadavres. Cependant, les résultats dosimétriques obtenus avec ce type de fantôme, ou tout autre fantôme, patient ou cadavre, ne sont comparables qu'à ceux d'une personne ayant la même anatomie et la même posture. Le modèle de voxel a été converti d'un fichier binaire .dat au format MetaImage pour l'implémentation dans la plateforme GATE/GEANT4 à l'aide de logiciel Image J.

IV.2.2 Fantôme voxelisé à position couché : EVA

Cette étude examine les conséquences dosimétriques, notamment en ce qui concerne la dose à l'organe, la dose efficace, et le risk effectif chez la femme, si un fantôme EVA mathématique est remplacé par un fantôme FASH 3 voxelisé. Le fantôme EVA de type MIRD5 pour adulte, spécifique au sexe, a été construit par Kramer et al. [161], il est téléchargé depuis le site (<https://www.helmholtz-muenchen.de/irt/service/virtual-human-download-portal/virtual-human-phantomsdownload/index.html>) après avoir la permission du Dr Janine Becker, pour être utilisé pour la simulation Monte Carlo afin de calculer les quantités dosimétriques. Les organes et les masses du fantômes EVA sont indiqués dans le tableau 13. La représentation des organes internes dans ce fantôme mathématique a été faite en utilisant des plans, des surfaces cylindriques, coniques,

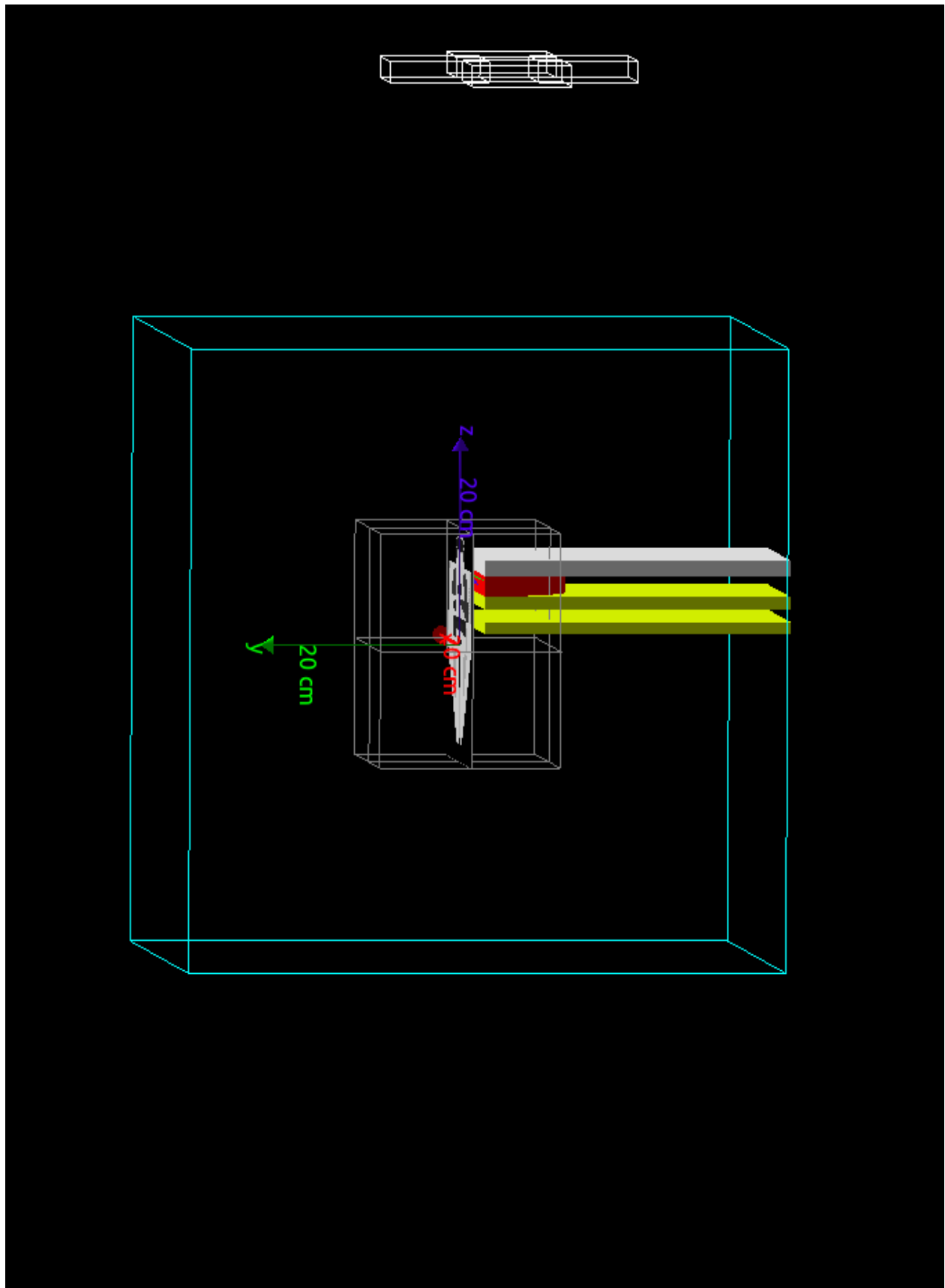


FIGURE 80 – Fantôme avec sein compressé fusionné avec le fantôme EVA.

TABLEAU 13 – Masses d’organes/tissus pour le fantôme EVA [226].

Organe/tissu	EVA [g]
Surrénales	12.9
Œsophage	39.7
Estomac	125.3
Intestin grêle	894
Côlon	600
Foie	1471
Vésicule biliaire	45
Pancréas	79.6
Cerveau	1120
Seins	532
Adipeux	-
Peau	2803
Muscle	-
Poumons	830
Squelette	8360
Rate	144
Thymus	20
Thyroïde	16.4
Reins	236
Ovaires	10.9
Utérus	80.0
Moelle rouge	1246
Masse totale	59193

elliptiques ou sphériques. Ce fantôme mathématique représente une femme de 20 à 30 ans avec des dimensions extérieures de 160 cm de hauteur, 59.5 kg de poids, 18 cm de profondeur et 37.6 de largeur (cm) (bras compris). Les masses des organes et des tissus correspondent aux spécifications anatomiques données par la ICRP dans son premier rapport, publication n° 23. Les numéros d’identification des organes vont de 1 à 113 et la matrice des coupes est de $256 \times 256 \times 900$ (colonnes $\times$ rangées $\times$ coupes). La résolution spatiale originale était de $[1.60 \text{ mm} \times 1.60 \text{ mm} \times 2.0 \text{ mm}]$. Le modèle de voxel a été converti d’un entier non signé de 8 bits au format MetaImage pour l’implémentation dans la plateforme GATE/GEANT4 à l’aide de logiciel Image J.

IV.2.3 Modèle du sein

Le modèle de sein est un demi-cylindre d'un rayon de 5 cm, d'une épaisseur de 2 à 8 cm et d'une couche de peau de 0.5 cm. Il a été construit pour imiter le sein comprimé en mammographie. Le compartiment interne du sein a été divisé de manière égale en trois couches; la fraction glandulaire (FG) de chaque couche peut être réglée à 25%, 50% ou 75%. Lorsque la fraction glandulaire (FG) des trois couches est identique, le sein est conforme au fantôme utilisé pour la dosimétrie conventionnelle du sein en mammographie et appelé fantôme mammographique homogène à trois couches. Des distributions glandulaires hétérogènes ont été simulées par les combinaisons FG des trois couches. Par exemple, à 50 % de fraction glandulaire moyenne (FG), les distributions suivantes sont possibles : distribution uniforme (50 % :50 % :50 %), distribution concentrée (25 % :75 % :50 %), distribution inférieure (25 % :50 % :75 %) et distribution supérieure (75 % :50 % :25 %). La composition élémentaire et la densité du tissu avec 25%, 50% et 75% de FG, ainsi que pour la peau, le tissu glandulaire, et le tissu adipeux ont été dérivés des informations du tissu proposées par Hammerstein [109] .

IV.2.4 Optimisation des géométries voxelisées

Pour les applications de mammographie, la géométrie du corps de la femme est voxelisée, ce qui signifie qu'elle est désignée par un groupe de volumes cubiques de même taille, mais de différentes compositions atomiques dérivées des données de l'image. De manière générale, le volume d'un voxel contenu dans une image est de l'ordre du millimètre cube. La détermination d'une région d'intérêt doit garantir à la fois l'équilibre électronique et l'inclusion des organes à risque. Par exemple, une région d'intérêt de $28 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ comprendra environ $280 \times 3002 = 8.4 \times 10^6$ voxels pour chacun desquels la position et la composition atomique doit être stockées en mémoire. Chaque voxel nécessite beaucoup de ressources pouvant affecter l'efficacité du code. C'est pourquoi GEANT4 propose des géométries optimisées pour faire face à ce genre de situation. L'idée est d'utiliser des volumes répliqués : un seul volume est utilisé pour représenter de multiples copies de ce volume comme représenter la figure 81. GEANT4 propose deux optimisations pertinentes : les volumes paramétrés et les volumes « nested ».

Un volume paramétré est un volume générique représentant une collection de volumes répétés dont chaque copie peut être différente en taille, forme ou matériaux. Ces paramètres, ainsi que le positionnement du volume, sont définis par une fonction du numéro de la copie. L'utilisateur définit cette fonction et GEANT4 s'occupe de mettre à jour automatiquement au cours du tracking des particules les infor-

mations concernant l'unique volume physique chargé en mémoire. Dans le cas d'une géométrie créée à partir d'images CT, tous les voxels ont la même dimension et la géométrie est triée par coupes [227]. Pour chaque coupe, un vecteur est créé contenant le numéro de copie de chaque voxel ainsi que la composition atomique représentée par un scalaire codé sur deux octets. Lorsqu'une particule pénètre la première fois dans un volume paramétré, l'algorithme recherche d'abord le numéro de coupe puis le numéro de copie du voxel dans le vecteur associé à la coupe. Lorsqu'une particule arrive à la frontière d'un voxel, un nouveau voxel est recherché dans le vecteur de la coupe courante ou dans les coupes voisines. Par ailleurs, afin de limiter le temps de cette recherche, l'algorithme ne prend en compte que les six voisins du voxel courant. Cependant, bien qu'il n'y ait pas de limites sur le nombre de voxels, le temps de calcul s'accroît au fur et à mesure que leur nombre augmente, car les particules sont stoppées à chaque frontière rencontrée. Par ailleurs, aucun volume ne peut être ajouté dans un volume paramétré.

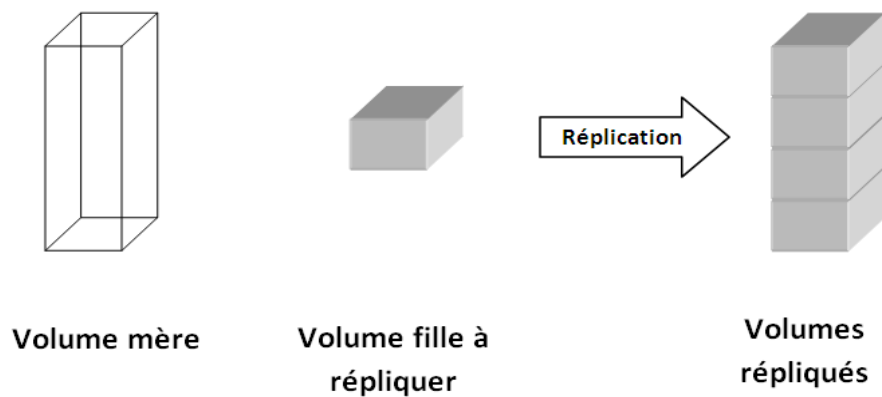


FIGURE 81 – Principe de la réplication d'un volume dans GEANT4.

Un volume « nested » utilise le même mécanisme qu'un volume paramétré. Cependant, cette représentation utilise deux réplifications suivant deux axes puis une paramétrisation suivant le troisième comme représentées à la figure 82. Ce principe de représentation des volumes nécessite moins de mémoire puisque le matériau de chaque voxel n'est plus paramétré uniquement par son numéro de copie, mais aussi par le numéro de copie de son contenant. Pour optimiser les performances de la simulation MC dans le cas d'une géométrie voxélisée, la méthode de navigation « G4VNestedParametrization » a été utilisée, comme suggérée par Schumann et al [228]. Il a été démontré que dans le cas d'une géométrie voxélisée hétérogène, cette méthode est environ 3 % plus rapide que toutes les autres méthodes.

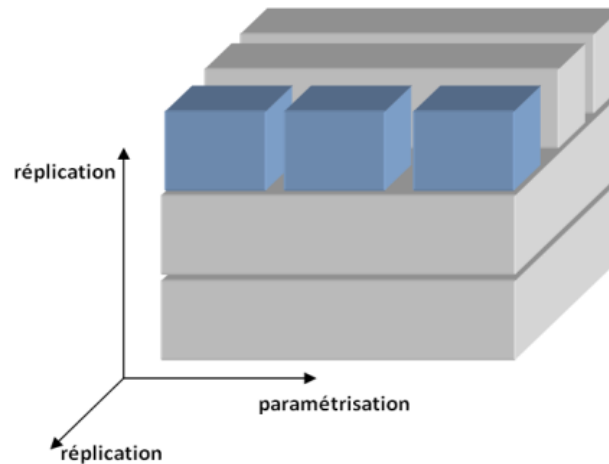


FIGURE 82 – Système de réplication suivant deux axes et de paramétrisation suivant le troisième pour un volume « nested ».

IV.2.5 Paramètre de la simulation

La simulation a été réalisée avec la version 8.1 [195] de la plateforme GATE/GEANT4. Cette version de la plateforme GATE/GEANT4 utilise Geant4 version 10.05 [136] et root version 6.16.0 [208]. Les processus physiques électromagnétiques implémentés font appel à la liste de physique électromagnétique standard afin de décrire les processus électromagnétiques, tels que l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh et le bremsstrahlung. Aucune technique de réduction de la variance n'a été utilisée. Pour calculer les doses aux organes dans un fantôme virtuel anthropomorphe féminin FASH 3 et EVA, « Dose by region » Actor de la plateforme GATE/GEANT4 a été utilisé pour calculer les doses aux organes provenant des faisceaux externes de photons et d'électrons. La simulation est réalisée avec une statistique de 8×10^8 particules incidentes, ce qui a conduit à des erreurs relatives comprises entre 2 % et 10 % à l'intérieur du champ d'intérêt des rayons X et en dehors du champ d'intérêt, respectivement. En outre, les simulations ont été réalisées à l'aide de HPC-MARWAN. Le temps de calcul pour toutes les simulations était compris entre 21 et 32 heures.

IV.3 Dose à l'organe : applications aux fantômes numériques anthropomorphes voxélisés

IV.3.1 Composition homogène du sein : EVA

Comme mentionné dans la section IV.2.2, la dose de rayonnement de 22 tissus et 40 tissus radio-sensibles pour le fantôme EVA et FASH 3 respectivement, ont été mesurée à l'aide de dose by region Actor. Le fantôme a été exposé, dans des conditions normales de dépistage du cancer du sein, sur une machine de mammographie Italtay. Dans un premier temps, et afin d'étudier la fiabilité de la mesure de la dose reçue par les organes, les doses de rayonnement reçues par les organes ont été mesurées à trois reprises pour chaque simulation. Cela a démontré un niveau mineur de variation entre les trois reprises.

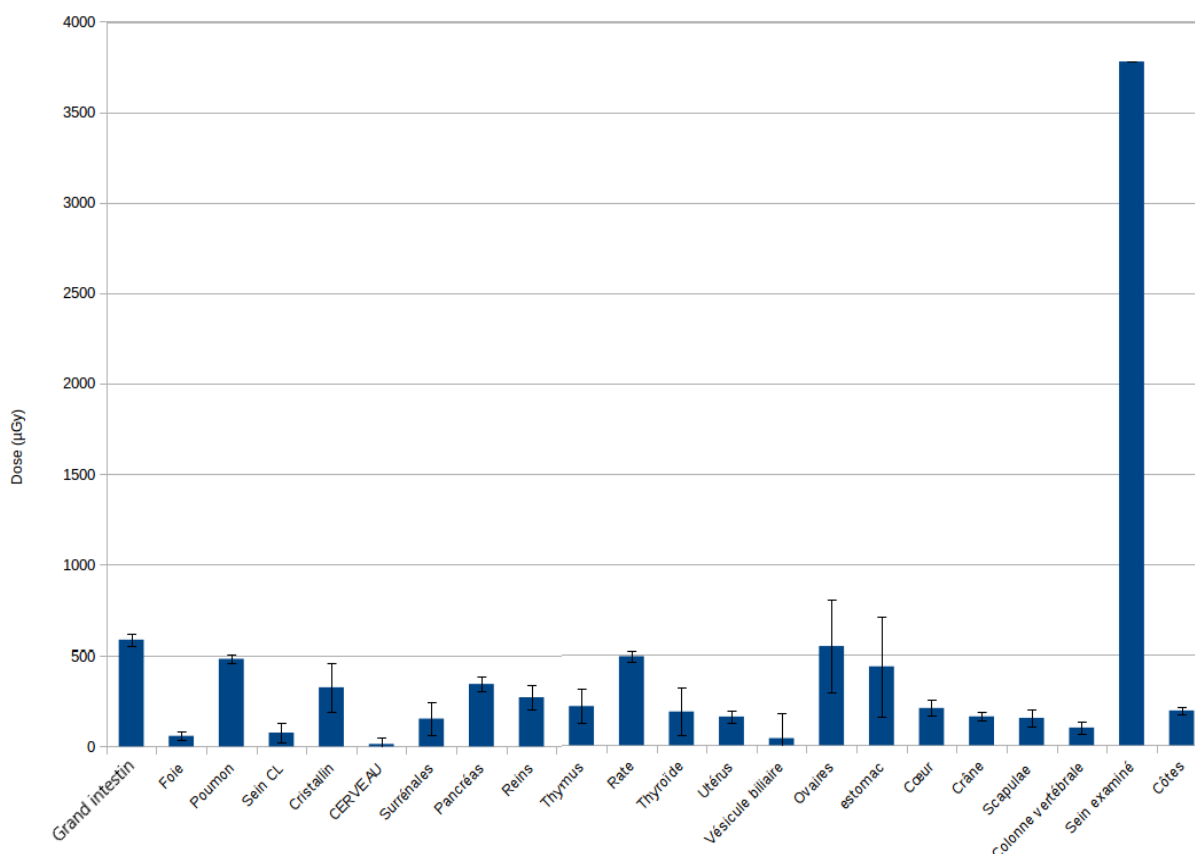


FIGURE 83 – Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme EVA pour le vue CC.

Dans l'évaluation de la dose absorbée dans plusieurs organes, le corps entier d'EVA a été considéré, les valeurs obtenues ont été normalisées à la valeur de la dose absorbée dans le tissu fibro-glandulaire du sein (du sein examiné, dans ce cas le droit). Étant donné que le fantôme EVA est basé sur des images

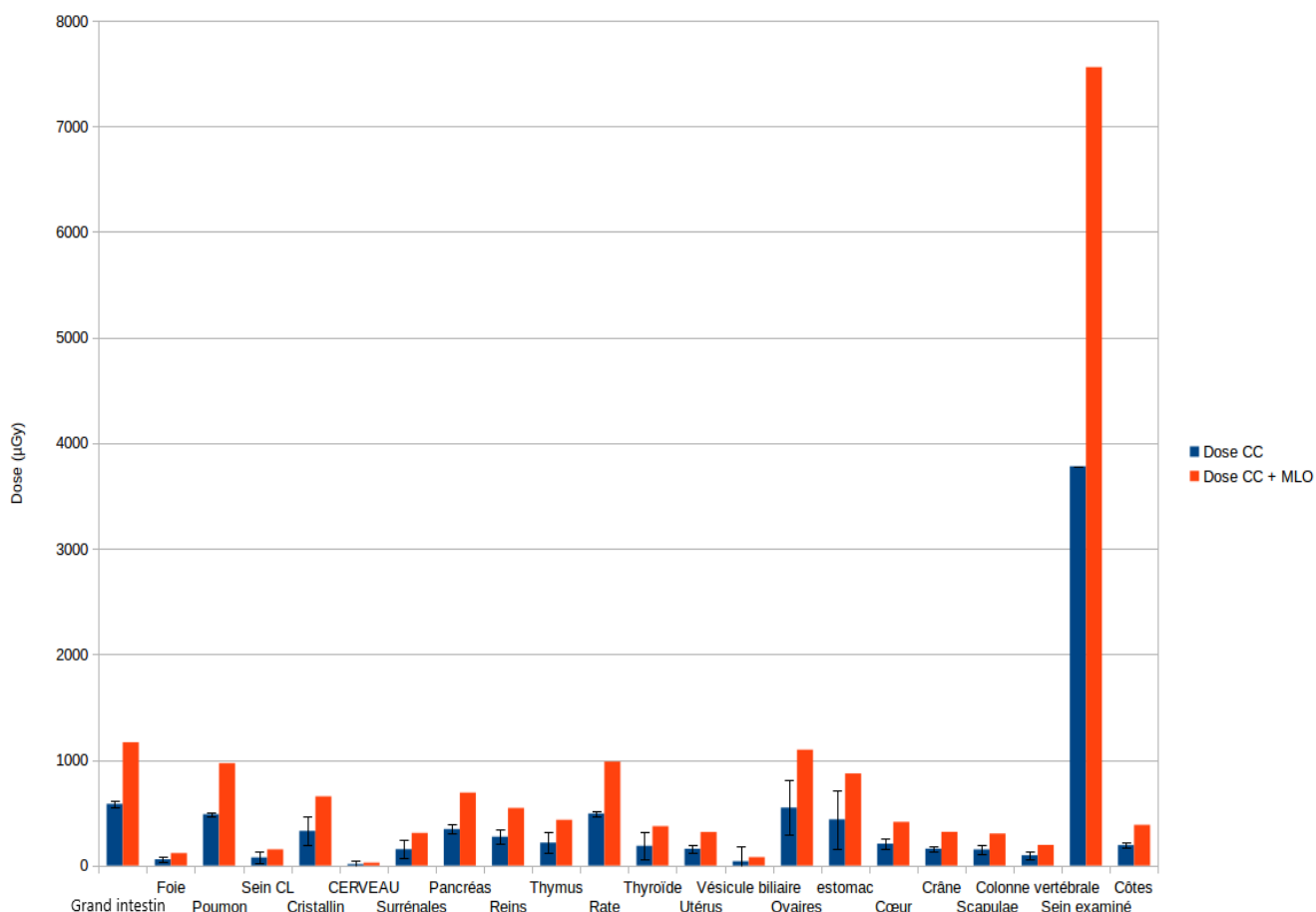


FIGURE 84 – Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme EVA pour le vue CC et CC+MLO.

segmentées d'un scanner du corps entier où les individus sont en position couchée, on peut s'attendre à une certaine différence dans la forme et la position des organes, c'est pourquoi le sein examiné a été retiré et remplacé par un sein compressé de 50 % de glandularité et de 2 cm d'épaisseur

afin d'avoir un aperçu réaliste du sein, de ce fait, il est impossible de définir une épaisseur spécifique pour le sein contralatéral, mais en se basant sur le volume occupé par le tissu glandulaire du sein, on peut prévoir une marge moyenne d'environ 5-6 cm pour l'épaisseur du sein contralatéral, alors que le pourcentage glandulaire est de 13%.

Comme l'ont montré Feng et Sechopoulos [229]. La dose de radiation peut varier selon l'approche spécifique considérée (MD simple, MD double projection CC et MLO). Dans cette étude, la vue MLO n'a pas été simulée en raison des incertitudes anatomiques supplémentaires qui auraient

été introduites compte tenu de la posture du fantôme EVA. En particulier, dans ce travail, une valeur de la DGM de 3.34 mGy pour le sein examiné a été rapporté pour une MD à vue unique et 6.68 mGy pour une MD à deux vues comme le montre la figure 83 et 84. Les résultats montre que le sein examiné

a reçu la dose de rayonnement la plus élevée pendant les expositions mammographique, pour les autres organes, il a été constaté que certains organes ont reçu une dose de rayonnement allant de moins de 14 μGy à plus de 500 μGy pour une vue unique et moins de 27 μGy à plus de 1000 μGy pour une MD à deux vues. En général, les doses d'organe les plus élevées après le sein irradié/examiné sont reçues par le grand intestin, les ovaires, la rate, et le poumon, dans l'ordre décroissant respectivement.

IV.3.2 Composition homogène du sein : FASH 3

En effectuant une étude de la dose reçue par les organes en mammographie, en utilisant le fantôme FASH 3 pour la MD, la dose de rayonnement aux organes situés en dehors du champ radiologique primaire est minimale (figure 85 et 86). La dose de rayonnement reçue par l'utérus est inférieure à 39 μGy , ce qui peut représenter la dose reçue par le fœtus au cours du premier trimestre, puisque le volume de l'utérus simulé dans cette étude est encore comparable à celui d'une femme à ce stade de la grossesse, en analysant ces données de la même manière que l'article de Sechopoulos et al.[102], on peut conclure que si une patiente est soumise à un examen de MD sans savoir qu'elle se trouve au premier trimestre

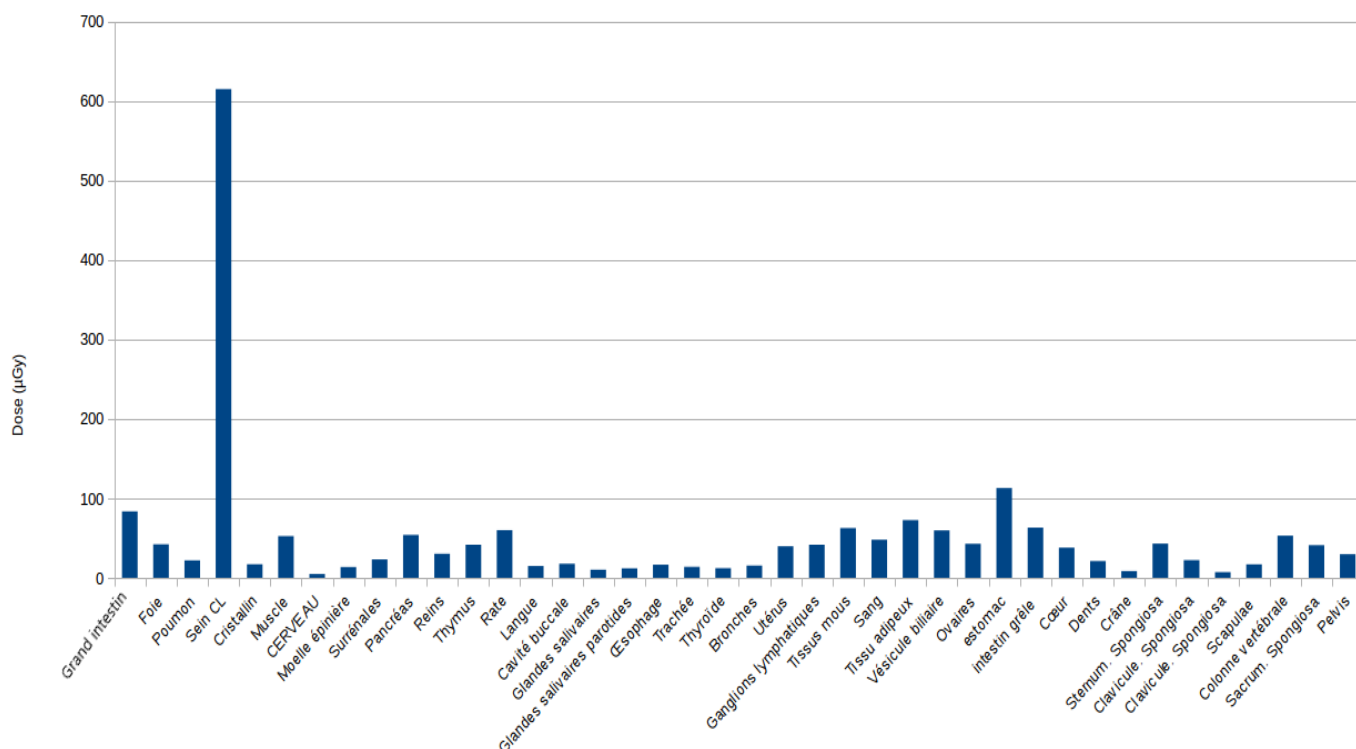


FIGURE 85 – Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme FASH 3 pour la vue CC.

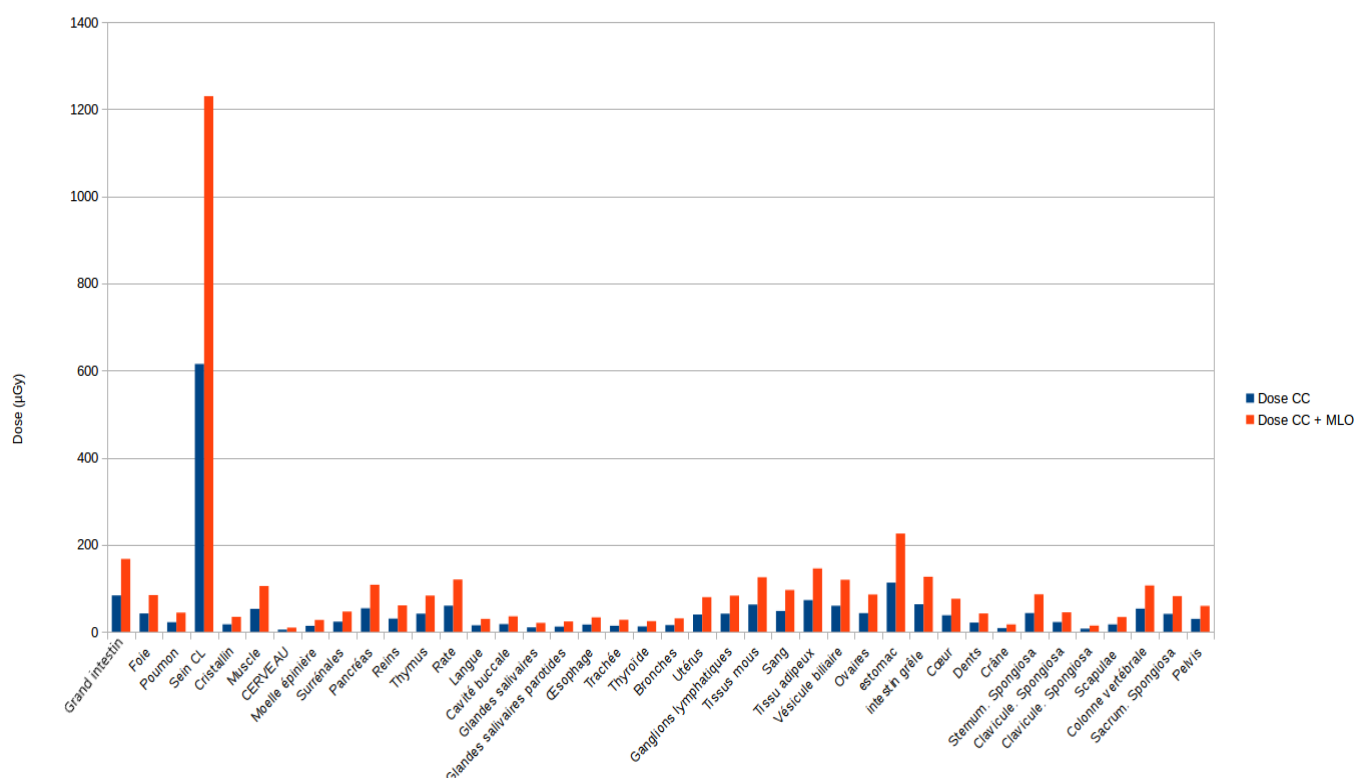


FIGURE 86 – Montre les variations de la dose à l'organe mesurées par le fantôme FASH3 pour le vue CC et CC+MLO.

de sa grossesse, selon ces résultats, la dose reçue par le fœtus est un objet de controverse. Néanmoins, tout choix concernant la faisabilité d'une telle procédure diagnostique pendant la grossesse doit être soigneusement déterminé par un personnel médical expert.

Dans la MD, certains organes reçoivent une dose plus importante par rapport ou autres organes. Par exemple, dans une vue CC, le sein CL reçoit environ 614 μGy alors que dans une vue (CC+MLO), la dose totale des deux projections est d'environ 1228 μGy . Une autre augmentation évidente de la dose concerne l'estomac. Dans la mammographie a une vue, l'estomac reçoit environ 108 μGy , alors que dans la projection (CC+MLO), une dose d'environ 216 μGy est délivrée.

IV.3.3 Composition homogène du sein (EVA vs FASH 3)

Afin de voir l'influence de l'adaptation de différents fantômes anthropomorphiques, une comparaison entre le fantôme en position couché et debout a été évaluée comme le montre le tableau 14. Grâce à cette comparaison on conclut que la posture du corps affecte la dose de rayonnement absorbée par les organes et les tissus. La principale limite de cette étude de dose à l'organe se réfère à l'applicabilité de fantôme voxelisé EVA en tant qu'une représentation du corps humain féminin couchée pour un examen

TABLEAU 14 – Dose aux organes résultant d'un examen complet de la mammographie, en vue CC, pour un spectre de rayons X Mo/Mo 28 kVp calculés par la plateforme GATE/GEANT4.

Organe	Dose absorbée (mGy)	Incertitude statistique	Dose absorbée (mGy)	Incertitude statistique
	FASH3		EVA	
Grand intestin	8.36E-02	0.70%	5.83E-01	3.33%
Foie	4.22E-02	0.90%	5.83E-02	2.57%
Poumon	2.20E-02	0.8%	4.84E-01	2.35%
Sein CL	6.15E-01	0.70%	7.62E-02	5.14%
Cristallin	1.71E-02	6.00%	3.27E-01	13.38%
Muscle	1.10E-01	0.20%		
CERVEAU	4.77E-03	3.50%	1.33E-02	20.07%
Moelle épinière	1.36E-02	5.70%		
Surrénales	2.32E-02	9.20%	1.54E-01	27.50%
Pancréas	8.59E-002	1.89%	3.45E-01	4.09%
Reins	3.03E-002	2.27%	2.72E-01	7.05%
Thymus	4.16E-002	5.15%	2.16E-01	9.57%
Rate	6.50E-002	2.18%	4.92E-01	2.80%
Langue	1.49E-002	8.28%		
Cavité buccale	1.77E-002	6.06%		
Glandes salivaires	1.02E-02	10.40%		
Glandes salivaires parotides	1.19E-02	7.39%		
Œsophage	1.65E-02	7.03%		
Trachée	1.38E-02	13.43%		
Thyroïde	1.22E-02	12%	1.86E-01	13.01%
Bronches	1.54E-02	10%		
Utérus	1.00E-01	32.05%	1.58E-01	6.62%
Ganglions lymphatiques	9.09E-02	0.92%		
Tissus mous	1.23E-001	0.28%		
Sang	4.79E-02	1.12%		
Tissu adipeux	1.39E-01	0.39%		
Vésicule biliaire	1.03E-001	4.78%	3.91E-02	13.70%
Ovaires	1.46E-001	3.98%	5.48E-01	25.75%
Estomac	1.42E-001	1.19%	4.36E-01	27.59%
Intestin grêle	1.64E-001	0.61%		
Sein adipeux	5.84E-01	0.57%	7.33E-2	15.10%
Cœur	3.79E-02	1.94%	2.06E-01	4.52%
Dent	2.11E-02	7.85%		
Pelvis	7.51E-02	1.22%	2.15E-01	2.31%
Crâne	8.44E-03	4.44%	1.59E-01	2.47%
Sternum. Spongiosa	4.30E-02	3.71%		
Clavicule. Spongiosa	2.23E-02	9.43%		
Clavicule. Spongiosa	7.12E-03	16.05%		
Scapulae	1.69E-02	12.59	1.51E-01	4.66%
Colonne vertébrale	5.31E-02	4.3%	9.72E-2	3.36%
Sacrum. Spongiosa	4.10E-02	2.44%		
Pelvis	7.60E-02	1.03%		
Sein examiné	2.91	0.08%	3.78	0.08%
Côtes	–	–	1.92E-01	2.11%

mammographique. Puisqu'un fantôme voxelisé EVA est basé sur les images de scanner, ou la taille et la forme du sein est modifiée, en le rendant plat et étalé. Le fantôme FASH 3 utilisée dans cette étude reflète une femme debout. Par conséquent, la détermination de la dose à l'organe entre les postures couchée et debout montre une différence de plus de 60 % dans la dose absorbée [230]. La dose à l'organe calculé pour EVA et FASH 3 a montré des différences significatives entre les organes : 18.68% (sein examiné), 27.75% (foie), et thyroïde (bien plus de 60%). Cette différence est due à la présence d'une force gravitationnelle qui résulte des effets anatomiques suivants : déplacement dorsal des organes ; pression du volume pulmonaire dans les axes crânien et dorsal causée par le cœur et les organes abdominaux, changements de position des épaules, des bras associés et des os dans la direction dorsale, comme l'ont expliqué Cassola et al [185].

IV.3.4 Composition hétérogène du sein : FASH 3

L'utilisation de fantômes hétérogènes pour les simulations de la dose a pour but de surmonter le problème de la distribution non uniforme du tissu mammaire. De nouveaux systèmes dosimétriques cliniques du sein devraient être développés dans cette perspective. Cependant, les systèmes cliniques existants utilisent toujours des fantômes homogènes simples pour évaluer la dose glandulaire [231]. Les modèles que nous proposons sont compatibles avec le fantôme simple utilisé dans les systèmes dosimétriques cliniques et visent à corriger le problème de la surestimation de la dose résultant d'une évaluation homogène du tissu mammaire. Par exemple, le tissu glandulaire des seins est souvent distribué de manière inférieure. En utilisant le modèle de cette étude, la dose peut être réduite de 17 % à 26 % comparativement avec un sein de 50 % de FG, sept distributions glandulaires peuvent être générées, principalement uniforme (50 % :50 % :50 %), inférieure (25 % :50 % :75 %), supérieure (75 % :50 % :25 %), concentrée inférieure (25 % :75 % :50 %) et concentrée supérieure (50 % :75 % :25 %). Les deux autres, 50% :25% :75% et 75% :25% :50%, sont relativement rares en pratique clinique. Il convient de mentionner que la distribution uniforme est celle utilisée dans la dosimétrie mammographique conventionnelle.

Cependant, un nombre limité d'études ont considéré la dose de radiation à d'autres tissus corporels, autres que le sein exposé. Baptista et al [232] ont estimé la dose de radiation reçue par sept organes radiosensibles lors de la mammographie en vue craniocaudale, en utilisant le Siemens MAMMOMAT Inspiration. Ferreira et al [194] ont calculées les doses aux organes par des simulations de Monte Carlo

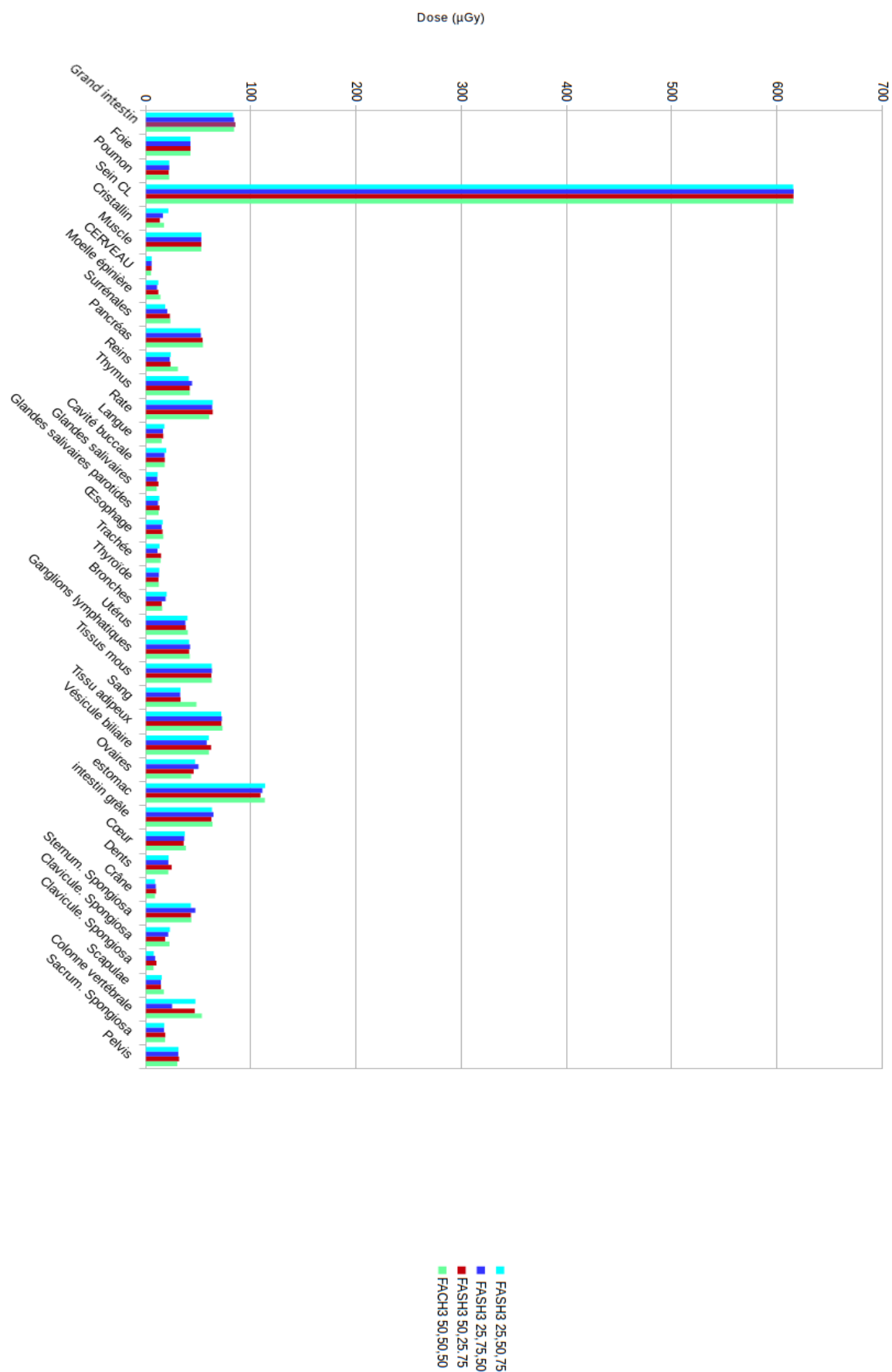


FIGURE 87 – Démontre l'effet de la glandularité sur la dose à l'organe pour une mammographie de dépistage.

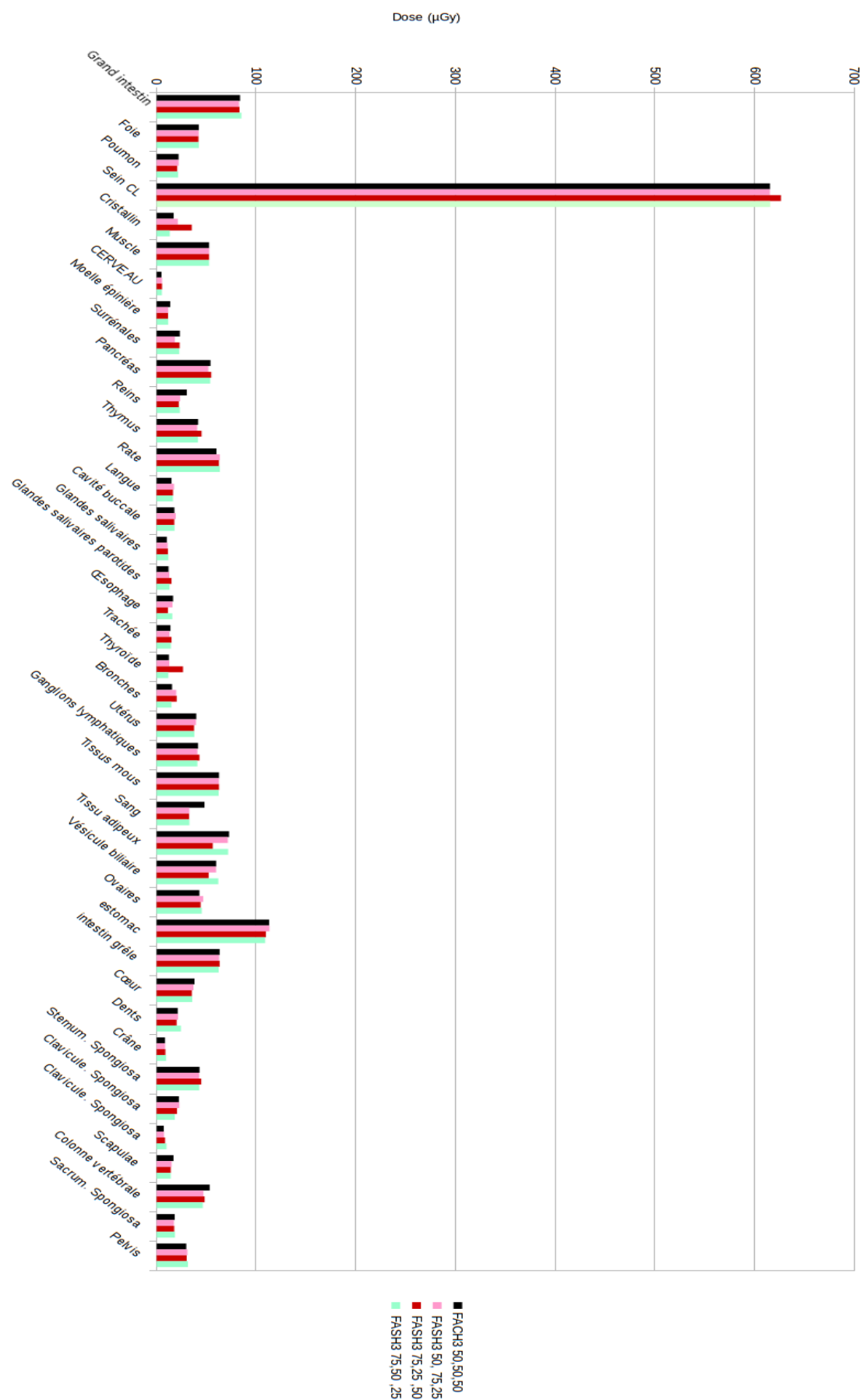


FIGURE 88 – Démontre l'effet de la glandularité sur la dose à l'organe pour une mammographie de dépistage.

en utilisant un fantôme voxélisés féminin par Siemens MAMMOMAT Inspiration système et ont calculés les risques d'incidence de cancer par organe afin d'évaluer le risque effectif total de cancer radio-induit, par contre aucune recherche n'a été identifiée pour mesurer la dose reçue par les autres organes autres que le sein avec différents densités pour la mammographie par simulation MC.

Les figures 87 et 88 montrent la dose à l'organe calculés pour un sein pour différentes distributions glandulaires, pour un fantôme mammaire de 2 cm d'épaisseur, pour l'acquisition en vue CC, à partir des paramètres d'énergie de 28 kVp et de produit courant temps de 32 mAs, la dose à l'organe de la distribution supérieure de la thyroïde étaient supérieurs de 5.73 %, et 67.61 % à ceux de la distribution uniforme et concentrée supérieure respectivement, en revanche, les doses aux organes de la distribution inférieure du cœur étaient inférieures de 53.88 %, et 47.66 % à celles de la distribution uniforme et concentrée inférieure respectivement. Ces résultats révèlent que la distribution glandulaire a une influence sur la dose à l'organe.

IV.4 Dose glandulaire et risque radiologique

La dose dans la mammographie doit représenter une mesure de risque, en particulier le CIRP admet que le tissu glandulaire est celui qui présente le plus haut risque de cancer radio-induit. Ainsi, il a donc été recommandé par le CIRP[15], [233] que la dose glandulaire moyenne (DGM) soit la grandeur d'intérêt dans la qualification du dommage au niveau de mammographie c'est pour cela que la DGM a donc été inclus dans les protocoles internationaux d'évaluation dosimétrique. Dans ce chapitre nous allons étudier la DGM par différentes méthodes de calcul (AGMS-M+, OSL, GATE), différentes fractions glandulaires de sein, différents types de fantômes tandis que l'étude de l'influence de la compression appliquée au cours de l'examen mammographique.

IV.4.1 DGM cas de MTM 100 (GATE vs OSL vs AGMS-M+)

La figure 89 illustre les figures suivantes. Pour le graphe résultant la dose glandulaire moyenne (DGM) pour différentes kVp, voir la Fig. 89(a). La DGM obtenue à partir de différentes mesures de mAs est visible sur la Fig. 89(b). Nous avons vérifié que la valeur de la DGM pour le sein est linéaire et qu'une énergie plus élevée et un courant de faisceau élevé importent une dose absorbée plus élevée pour la glande mammaire, il a été constaté que la valeur maximale de la DGM était de 2.21 mGy. En l'absence des niveaux de références diagnostiques nationales ou niveau de la DGM, ces résultats sont comparés

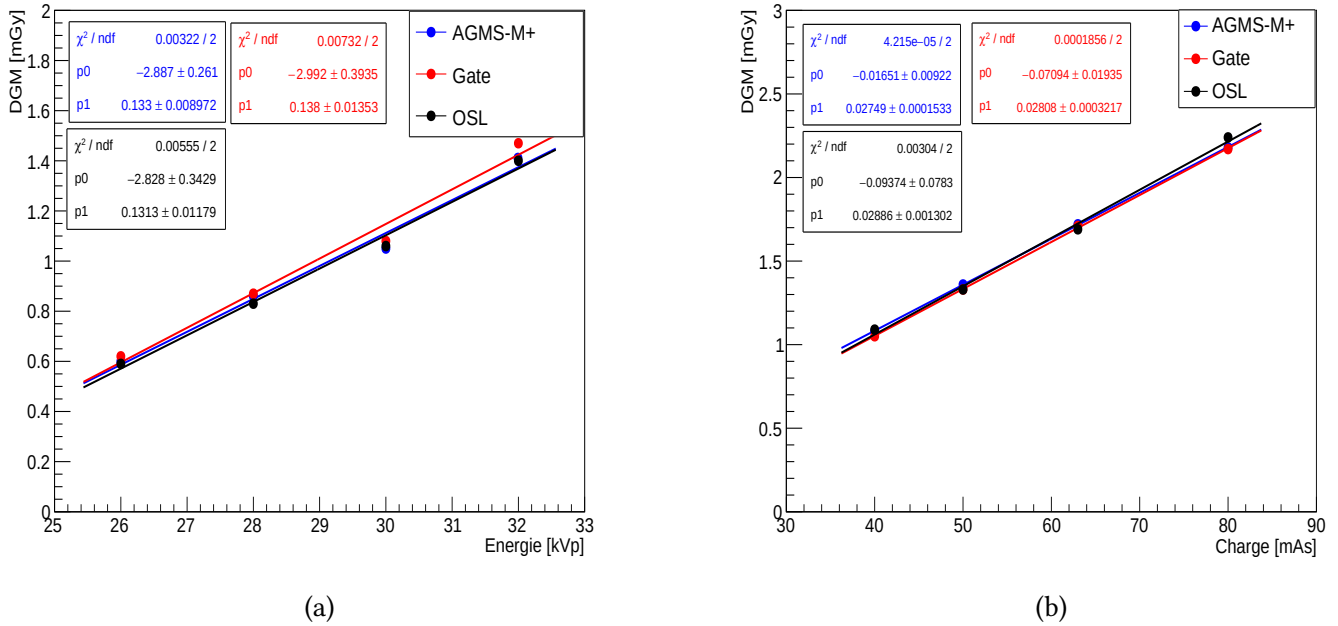


FIGURE 89 – Dose glandulaire moyenne (DGM) mesurée avec GATE comparée à AGMS-M et OSL pour différents kVp en (a); Dose glandulaire moyenne (DGM) mesurée avec GATE comparée à AGMS-M et OSL pour différents mAs en (b).

avec les recommandations internationales publier dans le Human Health Series No. 17 de l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA) et un bon accord est obtenu [3]. Nos résultats concordent aussi avec les résultats de Di Maria et al. [234] qui ont validé les valeurs de dose mammographique (DGM et DES) estimées par deux méthodes Monte Carlo différentes (PENELOPE et MCNPX) avec celles obtenues expérimentalement par TLD. Ils ont constaté que les variations de la DGM obtenues par les trois méthodes sont négligeables.

Le DGM ne peut pas être mesuré directement et son calcul dépend des facteurs de conversion dérivés de la simulation MC pour chaque épaisseur de sein, densités du sein et qualités du faisceau (CDA et combinaison cible/filtre). Ces facteurs sont utilisés pour calculer la DGM soit à partir du k_{air} comme décrit par Dance et al.[27], soit à partir de l'exposition au rayonnement à la surface du sein comme décrit par Wu et al.[235]. Comme les facteurs de conversion publiés par Wu et al.[235] s'appliquaient à une épaisseur maximale du sein de 8 cm, Boone [19] a étendu ces facteurs de conversion pour tenir compte des seins plus épais, jusqu'à 12 cm. Dance, Young et van Engen [236] et Dance et Young [237] ont étendu les facteurs de conversion publiés par Dance et al.[27] pour prendre en compte les calculs de DGM pour la tomosynthèse et l'angiomammographie, respectivement. Cependant, certains chercheurs ont utilisé la simulation MC pour l'estimation directe du DGM (Cassola et Hoff[238], Myronakis et al.[221]). Les valeurs de conversion et les valeurs CDA utilisées dans ce travail sont présentées dans les

tableaux 15 et 16.

TABLEAU 15 – Évaluation des coefficients de conversion, CDA et DGM pour différent kVp.

Kvp	mAs	g	c	s	CDA(mesurée) mm Al	CDA(simulée) mm Al	DGM mesurée AGMS-M (mGy)	DGM me- surée OSL (mGy)
26	32	0.164	1	1	330.2	296	0.60	0.59
28	32	0.187	1	1	349.4	315.8	0.86	0.83
30	32	0.187	1	1	365.3	333.3	1.05	1.06
32	32	0.209	1	1	379.2	349.1	1.41	1.40

TABLEAU 16 – Évaluation des coefficients de conversion, CDA et DGM pour différent mAs.

Kvp	mAs	g	c	s	CDA (mesurée)mm Al	CDA (simulée)mm Al	DGM mesurée AGMS-M (mGy)	DGM me- surée OSL (mGy)
28	40	0.187	1	1	349.4	333.7	1.08	1.09
28	50	0.187	1	1	349.4	333.7	1.36	1.33
28	63	0.187	1	1	349.4	333.7	1.72	1.69
28	80	0.187	1	1	349.4	333.7	2.18	2.24

Les tableaux 15 et 16 montrent que le DGM dépend davantage des mAs que du CDA du faisceau, car plus les mAs sont élevés, plus le nombre de photons de rayons X produits est important. Ces données sont en accord avec celles du travail de Raed [239], ayant utilisé les TLD avec une combinaison anode/filtre Mo/Mo pour faire une comparaison entre la DGM, mAs et le CDA par l'utilisation du coefficient de corrélation rho de Spearman (r), comme les données du DGM sont non paramétriques (non distribuées normalement), il trouve que la DGM est corrélée positivement avec les mAs (les DGM augmentent lorsque les mAs augmentent), cependant, cette relation n'est pas statistiquement significative ($r = 0,426$, $p = 0,072$). De même, une relation non statistiquement significative ($p = 0,277$) existe, avec une corrélation positive plus faible ($r = 0,289$), entre la DGM et le CDA.

Le tableau 17 montre les valeurs de la DGM par mesure et par exposition obtenues à partir des résultats mesurés dans le système de mammographie Italray, des différences relatives ont été signalées, il est clair que l'estimation mesurée et affichée était raisonnablement proche grâce à l'utilisation de la même méthode de calcul du DGM qui est celle de Dance et al.[240]. Les données varient entre 0.67 et

4.10 mGy. La différence entre les valeurs minimales et maximales relatives de la DGM est de 76 % lorsque l'on augmente la tension du tube de 26 à 32 kVp et les mAs de 32 à 80, les résultats démontrent qu'une sélection correcte des paramètres d'exposition est essentielle pour la dose délivrée afin de réduire le risque de radiation. De même, les écarts maximaux trouvés entre les valeurs expérimentales et les valeurs estimées de la dose à l'organe sont d'environ 18 %. Ces résultats sont conformes à ceux de Suleiman et al. [231] qui ont comparé la DGM fourni par Dance et al. [27], Wu et al. [18], et Boone et al.[19] avec la dose à l'organe de divers mammographes numériques et la dose mesurée pour les données cliniques de différents fabricants, la dose à l'organe s'est trouvée en désaccord avec la dose calculée. Ils ont signalé que les conclusions tirées sur la base de la seule dose à l'organe sont biaisées par rapport à la dose mesurée. De plus, la dose indiquée par les différentes méthodes utilisées par les vendeurs présente une différence de 19 %. Ils demandent l'utilisation de fantômes de mammographie d'épaisseurs différentes pour déterminer la référence et permettre une étude comparative entre les systèmes.

TABLEAU 17 – Comparaison des DGM affichés par le mammographe Italray et mesurés par AGMS-M+.

Énergie	Variation des mAs	DGM Affiché	DGM mesuré	Différence %
26	32	0.67	0.68	1.47
	40	0.84	0.86	2.32
	50	0.99	1.06	6.60
	63	1.33	1.33	0
	80	1.69	1.67	1.19
28	32	0.88	0.86	2.32
	40	1.18	1.08	9.25
	50	1.47	1.36	8.08
	63	1.86	1.72	8.13
	80	2.21	2.18	6.54
30	32	1.26	1.06	18.86
	40	1.47	1.41	4.25
	50	1.84	1.76	4.54
	63	2.48	2.23	11.21
	80	3.15	2.83	11.30
32	32	1.64	1.58	3.79
	40	1.91	1.87	2.20
	50	2.39	2.34	2.13
	63	3.01	2.96	1.68
	80	4.10	3.77	8.75

IV.4.2 Variation de la DGM en fonction de l'épaisseur (AGMS-M+)

Le tableau 18 montre qu'il existe une relation inverse entre la DGM et l'épaisseur du sein, il semble diminuer lorsque l'épaisseur du fantôme PMMA augmente. Ces résultats sont similaires à ceux de Shinohara et al. [241], [242], qui calculent les distributions glandulaires pour le couple anode/filtre Mo-Mo et W-Rh, le volume glandulaire couvert par la dose glandulaire la plus élevée diminuant avec l'augmentation de l'épaisseur du sein comprimé, ils sont également cohérents avec les conclusions de Chang et al. [242] qui utilisent des simulations MCNP et des fantômes mammographiques hétérogènes à trois couches pour calculer les coefficients de dose glandulaire normalisés. De plus, les paramètres d'exposition choisis devraient être plus faibles lorsque l'épaisseur du fantôme PMMA diminue. Selon le rapport BEIR VII, même avec les mêmes doses de rayonnement mammographique, les femmes plus jeunes ont un risque plus élevé de développer un cancer du sein. De plus, les femmes plus jeunes ont généralement des seins plus denses, ce qui entraîne un risque plus élevé en cas de DGM plus élevé. Dans notre étude, le jeune âge était significativement associé à un DGM élevé pouvant atteindre 7 mGy, comme on peut le voir. La gamme de la DGM pour les seins denses est de 0,38 à 2,77 mGy, dans ce cas, la superposition de tissus normaux réduit la capacité de détection des cancers et par conséquent, une optimisation entre la dose et la qualité de l'image est nécessaire pour avoir une DGM de 3.0 à 5 mGy– 10.0 mGy pour les petites et grandes seins, respectivement. Pour atteindre cet objectif, de nombreux auteurs utilisent l'exposeur automatique ou semi-automatique pour obtenir une dose élevée tout en augmentant l'épaisseur

TABLEAU 18 – Calcul du DGM, en considérant une épaisseur de sein de 10 à 90 mm.

Énergie (kVp)	Variation des mAs	Épaisseur du sein (cm)								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
26	32	1.14	1.12	0.85	0.63	0.57	0.53	0.43	0.4	0.38
	50	1.73	1.72	1.3	0.96	0.85	0.81	0.66	0.61	0.57
	80	2.77	2.76	2.11	1.57	1.37	1.3	1.07	0.99	0.93
28	32	1.96	1.63	1.24	0.93	0.83	0.76	0.62	0.58	0.53
	50	2.96	2.51	1.96	1.36	1.14	1.09	0.9	0.83	0.78
	80	4.4	3.76	2.91	2.15	2.57	1.67	1.39	1.24	1.17
30	32	2.22	1.94	1.51	1.15	0.99	0.88	0.74	0.67	0.61
	50	4.2	3.94	2.96	2.2	1.91	1.71	1.82	1.33	1.25
	80	6.49	6.17	4.62	3.48	3.04	2.76	2.25	2.04	1.87
32	32	2.58	2.56	1.87	1.4	1.22	1.09	0.9	0.82	0.75
	50	5.05	4.97	3.62	2.64	2.27	2.08	1.67	1.55	1.43
	80	7.88	7.47	5.53	3.77	3.49	3.22	2.67	2.44	2.77

du PMMA [243] [14], [65].

IV.4.3 DGM (fantômes standards vs voxélisés)

Puisque dans un examen de mammographie, la DGM est un indicateur du risque de radiation d'un examen mammographique. Nous avons calculé la DGM pour un ensemble de fantômes de seins virtuels (MTM100, PMMA, FASH 3, et EVA) comme représentées à la figure 90. Tout d'abord, en comparant les fantômes voxélisés avec les fantômes standards la valeur de la DGM est deux fois plus grande pour les fantômes voxélisés, cette différence est due à l'hétérogénéité des fantômes voxélisés au niveau de dépôt d'énergie qui fait que la DGM augmente, même si le tissu à risque (tissu glandulaire) est homogène. La limitation des modèles standards se consiste sur la considération d'une géométrie simple non-représentative des arrangements spatiaux complexes qui peut être observés dans un cas réaliste. Ces différences entre les résultats nous permis de conclure que les fantômes voxélisés sont des bonnes alternative pour le calcul de la DGM, puisqu'aujourd'hui la médecine va vers l'individualisation pour surmonter le problème de *faire des calculs de dose* pour un sein standard, mais qui est appliqué au calcul de la dose pour un sein individuel et donc des facteurs de correction sont nécessaires au niveau individuel [244].

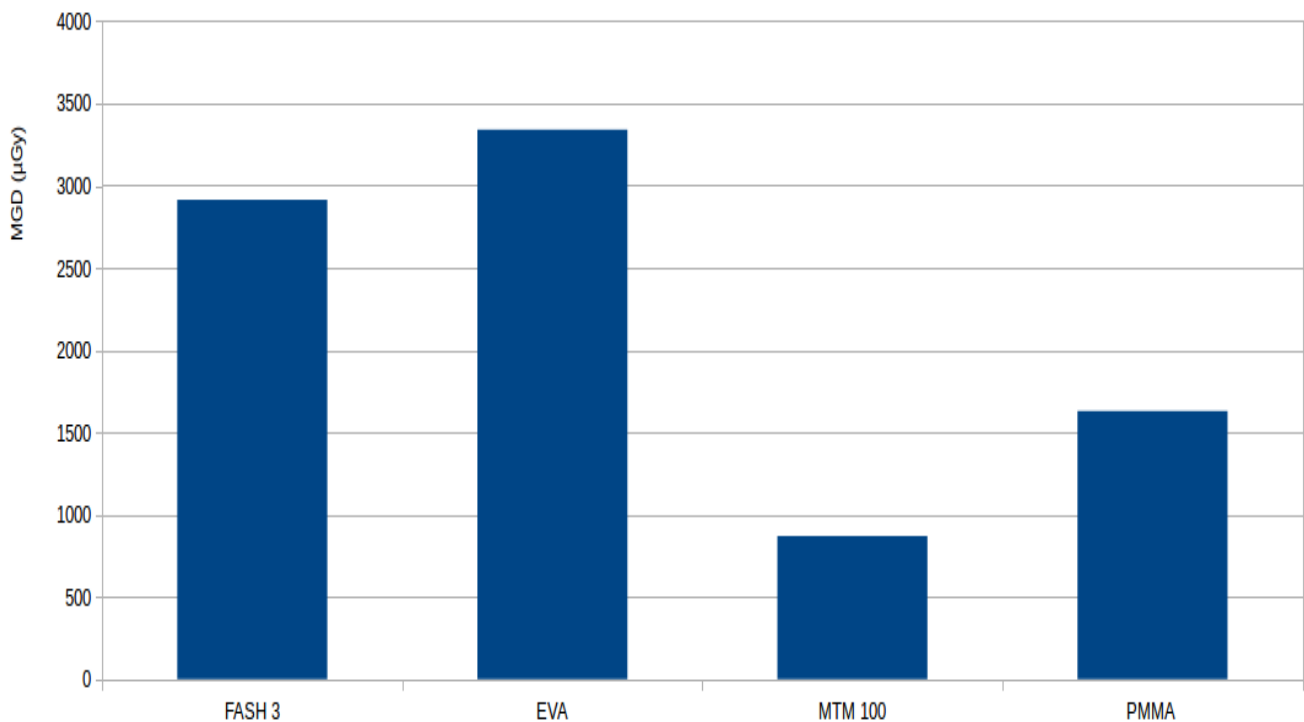


FIGURE 90 – Montre les DGM pour des différents fantômes.

IV.4.4 DGM pour une composition hétérogène du sein

Les résultats de la dose glandulaire moyenne DGM, provenant de la simulations Monte Carlo, pour différent glandularité sont présentés dans la figure 91. La DGM s'enlève avec l'augmentation FG de la dernière couche de sein. Cette tendance s'applique également à la distribution glandulaire inférieure (25% :50 % :75 %), dont la valeur de la DGM est plus élevée que celle de la distribution supérieure (75 % :50 % :25 %). Pour le fantôme de sein anthropomorphe hétérogène, la DGM résultant de la distribution glandulaire inférieure est de 2939.34 μGy . Pour la distribution supérieure dans les mêmes conditions de simulations MC, la DGM est de 2904.69 μGy . Ces résultats peuvent s'expliquer par la pénétration des photons de rayons X qui augmente dans la face d'entrée des photons dans le sein. Une FG plus élevé dans la première couche correspond à une DGM faible. Dans la pratique clinique, la distribution glandulaire concentrée inférieure est celle que l'on retrouve le plus comparativement aux autres types de distribution, ce qui indique que l'utilisation du sein homogène peut entraîner une surestimation du DGM. Ces observations sont cohérentes avec les résultats du Dance et al [245] Sechopoulos et al [246] Hernandez et al [247]. Ces DGM de la MD sont légèrement supérieurs à la marge acceptable du DGM mammographique recommandée par la Commission européenne (<2.5 mGy)[17].

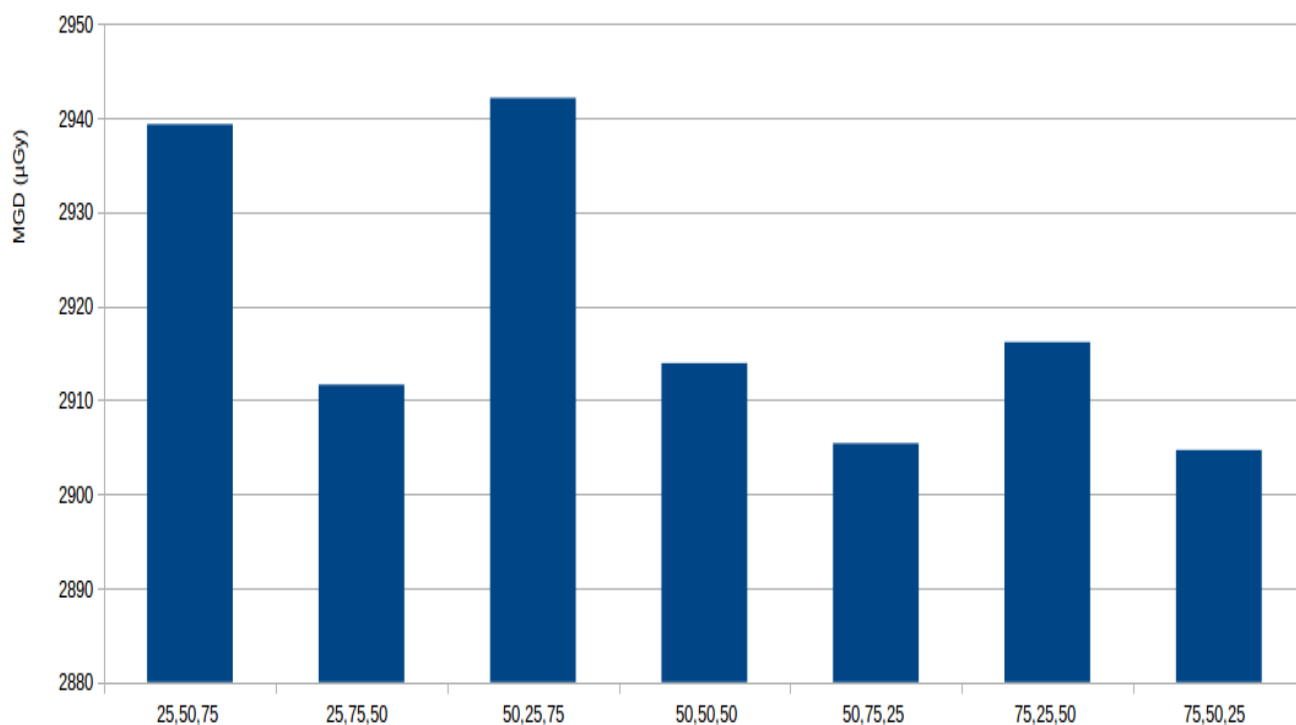


FIGURE 91 – Montre les DGM pour les différentes fractions glandulaires.

Cependant, le risque d'irradiation pour d'autres organes par la mammographie n'est pas pris en

compte par la DGM, ce qui suggère que, si le DGM est une approche simple pour quantifier le risque. Étant donné que les femmes d'âges différents sont la cible de mammographie de dépistage, la quantification du risque de rayonnement lié aux mammographies de dépistage est nécessaire ; une telle approche tiendrait compte du sexe et de l'âge.

IV.5 Risque du cancer radio-induit

IV.5.1 Fantôme EVA

Le risque effectif désigne la probabilité pour qu'un individu développe un cancer radio-induit. Étant donné que le calcul du risque effectif tient compte des doses de rayonnement dans les organes et des facteurs LAR qui diminuent avec l'âge, car les tissus deviennent plus radio-résistants, sa valeur diminue également avec l'âge. Si l'on considère que les doses de rayonnement dans les organes résultant de la mammographie de dépistage sont constantes au cours de la vie d'une femme, les changements du risque effectif au cours de la vie d'une femme dépendent uniquement de la réduction du LAR avec l'âge, voir la section I .7.3 du chapitre I pour voir la méthode d'extrapolation du LAR. Les valeurs de risque effectif indiquées dans ces tableaux représentent le risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) chez les femmes marocaines de la tranche d'âge de 45-69 ans.

Le calcul de risque d'incidence du cancer non seulement pour l'organe cible (le sein), mais aussi pour les différents organes et le risque effectif total selon le programme de dépistage marocain pour les femmes subissant un examen de mammographie à vue unique et à deux vues (CC et CC+MLO) est évalué d'un point de vue dosimétrique pour voir l'effet de l'utilisation d'irradiation non optimale non seulement dans le sein, mais aussi dans d'autres organes. Les recommandations des programmes de mammographie de dépistage dans le monde entier sont différentes, des variations sont possibles en ce qui concerne l'âge de début du dépistage, le nombre de dépistages, l'intervalle de temps entre les dépistages et l'âge d'arrêt du dépistage. Ces différences entraînent de grandes variations du risque effectif total entre les programmes de dépistage mondiaux. Cette étude vise à générer des données sur le risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de MD avec un tube à rayons X, afin de générer des données sur le risque effectif pour les programmes de dépistage marocains.

Le risque effectif pour EVA pour les projections (CC et CC+MLO), est présenté dans le tableau

19. Pour les organes et tissus (sein, thyroïde, poumon, estomac, ovaires, utérus, foie, grand intestin et vésicule biliaire) qui ont des valeurs LAR selon le rapport BEIR VII-Phase II, les autres composants énumérés ont été inclus et notés comme "autres", et les valeurs LAR associées citées comme "autres" dans le rapport BEIR VII-Phase II ont été prises en compte.

TABLEAU 19 – Risque d'incidence du cancer (cas/10⁵) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de mammographie avec un tube à rayons X de 28 kV pour le fantôme EVA.

Organes	Risque d'incidence du cancer simulé dans cette étude en utilisant EVA pour une vue CC	Risque d'incidence du cancer simulé dans cette étude en utilisant EVA pour une vue CC+MLO
Poumons	11.96E-00	23.92E-00
Estomac	3.85E-01	7.71E-01
Grand intestin	1.50E-00	3.00E-00
Thyroïde	2.13E-02	4.25E-03
Ovaires	6.79E-02	1.36E-01
Vésicule biliaire	1.03E-01	2.06E-01
Utérus	4.85E-02	9.76E-02
Foie	5.30E-02	1.06E-01
Sein examiné	16.07	32.13
Sein CL	4.21E-01	8,41E-01
Autres organes	37.89	75.79
Risque effectif total	69.47	138.93

Les valeurs du risque totale pour le fantôme EVA est de 69.47, cases/10⁵ et 138.93 cases/10⁵ pour les vues CC et CC+MLO, respectivement. Le poumon est l'organe qui a enregistré les risques les plus élevés : (11,96 - 23,92) cases/10⁵ pour les deux projections. Les résultats de notre étude indiquent le risque d'incidence de cancer reçu par les organes et les tissus du corps à partir de la mammographie standard. Ces données peuvent être utiles à la fois pour les épidémiologistes qui étudient les risques liés aux mammographies de dépistage et de diagnostic et pour fournir des informations aux patientes afin de réduire leurs inquiétudes concernant le risque d'exposition aux radiations pendant la mammographie. Un autre point important est que les données générées par les calculs du risque effectif sont susceptibles d'être plus compréhensibles par les clients/patients que les informations illustrées par la DGM ou la dose effective (mGy ou mSv).

IV.5.2 Risque de cancer radio-induit pour le fantôme FASH 3

Considérant les tranches d'âge recommandées pour l'examen de la mammographie au Maroc et dans d'autres pays, le risque d'incidence du cancer radio-induit a été calculé. Le risque effectif pour l'intervalle d'âge de 45 à 69 ans a également été calculé selon l'équation 36 du chapitre I. Pour obtenir les résultats présentés dans le tableau 20, le tissu adipeux du sein n'a pas été pris en compte. En raison de sa faible radiosensibilité [82]. Le tableau 20 présente le risque effectif pour les femmes dans la tranche d'âge et de 45-69 ans pour un examen de mammographie de dépistage au Maroc pour le fantôme FASH 3.

TABLEAU 20 – Risque d'incidence du cancer (cas/10⁵) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de mammographie avec un tube à rayons X de 28 kV pour le fantôme FASH3.

Organes	Risque d'incidence du cancer simulé dans cette étude en utilisant FASH 3 pour une vue CC	Risque d'incidence du cancer simulé dans cette étude à l'aide de FASH 3 pour une vue CC+MLO
Poumons	0.54	1.09
Estomac	0.39	0.77
Grand intestin	0.22	4.30E-01
Thyroïde	1.39E-3	2.79E-3
Ovaires	6.79E-2	1.36E-1
Vésicule biliaire	1.57E-1	3.15E-01
Utérus	4.85E-2	9.76E-2
Foie	3.84E-2	7.68E-2
Sein examiné	16.07	32.13
Sein CL	3.48	6.95
Autres organes	22.05	44.09
Risque effectif total	43.05	86,09

Cependant, à notre connaissance, peu de publications ont été trouvées sur la dose reçue par les organes pendant une procédure mammographique, avec des méthodes MC et un fantôme féminin debout [230]. Une limitation clé de ces recherches concerne la génération de données qui n'est applicable que pour un sein standard et l'utilisation d'un sein homogène non compressée. Nos résultats décrivent pour la première fois l'incidence du cancer induit par les radiations en utilisant des fantômes debout voxélisés avec des seins uniformément compressés (50%, 50%, 50%). La compression du sein a été uti-

lisée pour minimiser la non-uniformité de la masse mammaire, diffuser des radiations et permettre la pénétration des rayons X à travers le sein d'une manière plus homogène. Sans compression du sein, la longueur du trajet du rayonnement s'allonge, ce qui entraîne une augmentation de la dose reçue par le patient. Ceci se traduira par une augmentation de la dose reçue par les organes adjacents. En outre, la plupart des publications choisissent une dose de 2,0 mGy délivrée pour examiner le sein dans chaque vue afin d'estimer le risque de cancer radio-induit dans les organes, mais ce paramètre dépend de nombreux facteurs tels que la combinaison anode/filtre, le kV, la densité du sein (glandularité) et la taille du sein (épaisseur du sein comprimé), c'est pourquoi nous avons également considéré d'autres DGM que 2 mGy pour calculer le risque effectif. Aucune recherche n'a été faite pour mesurer la dose de radiation des autres organes due au DM pour différentes glandularités, c'est une nouveauté dans cette étude.

En comparant avec les études précédentes, dans le travail de Ferreira et al.[248] et les résultats du tableau 20, le risque total de cancer du sein radio-induit lié à la mammographie de dépistage annuelle des femmes entre 50 et 80 ans a été estimé à 111.7 cas/ 10^5 pour la projection (CC+MLO) avec une DGM de 4 mGy. Dans cette thèse, pour une DGM de 2.9 mGy, le risque effectif total a été trouvé à 43,05 et 86,09 pour les deux méthodes de projection une vue et deux vues. Récemment, Alves et al [230] ont évalué le risque total pour une DGM de 2.0 mGy et ils ont constaté que l'incidence totale du cancer du sein dû à la mammographie de dépistage annuelle entre 50 et 69 ans était entre 20.61 cas/ 10^5 et 45.72 cas/ 10^5 considérant une vue cranio-caudale (CC) et deux vues (CC+MLO), respectivement. Cela correspond aux chiffres de cette thèse qui étaient entre 43.05 et 86.09 pour les deux méthodes de projection une vue et deux vues.

Les valeurs du risque totale pour le fantôme FASH 3 est de 43.05 cas/ 10^5 et 86.09 cas/ 10^5 pour les vues CC et CC+MLO, le sein CL a un risque de 3.48 et 6.95 pour les vues CC et CC+MLO, respectivement. Le poumon a un risque de 0.54 et 1.09 pour les vues CC et CC+MLO, respectivement. La valeur de risque effective pour le sein CL par rapport à celle obtenue pour le sein examiné, qui est la région d'intérêt, est quatre fois plus faible. Il est important de tenir compte de la dose absorbée par le patient dans la région d'intérêt et les autres organes, surtout lorsque la population à risque est examinée périodiquement. Le risque pour le poumon et le sein glandulaire, organes très radiosensibles, ne doit pas être négligé.

IV.5.2.1 Glandularité et cancer radio-induit

Dans cette étude on utilise un sein à trois couches pour étudier le risque d'incidence du cancer pour

des distributions glandulaires uniforme (50 % :50 % :50 %), inférieure (25 % :50 % :75 %), supérieure (75 % :50 % :25 %), concentrée inférieure (25 % :75 % :50 %), concentrée supérieure (50 % :75 % :25 %) et les deux autres, 50% :25% :75% et 75% :25% :50% comme rapporté dans le tableau 21. La distribution glandulaire peut entraîner une différence de 5.17% dans le RE total entre les différentes distributions. Les valeurs de risque d'incidence du cancer pour des distributions glandulaires supérieure et inférieure pour la vésicule biliaire étaient inférieures de 7.30 % et 12.69 % à celles de la distribution uniforme. Aussi pour les valeurs de risque d'incidence du cancer pour des distributions glandulaires supérieure et inférieure pour l'utérus étaient inférieures de 5.53 % et 11.06 % à celles de la distribution uniforme. La comparaison de nos résultats du modèle hétérogène du sein avec ceux d'Alves et al. (Alves et al.)[230] pour le risque d'incidence du cancer a démontré des différences significatives entre les organes : 0.12 % (sein), 58.3 % (poumon) et 33.60 % (risque effectif total), d'autres (51.87 %), et pour les ovaires, la vessie et l'utérus (plus de 60 %). Le modèle de sein hétérogène proposé peut être adopté comme remplaçant du sein standard pour le calcul du RE. L'étude actuelle démontre que l'utilisation d'une distribution uniforme surestime de 12 % le risque de dosimétrie des rayonnements dans le dépistage mammographique. Ces observations ont montré une tendance similaire à celle rapportée par Hernandez et al. [247] et Wang et al. (Wang et al.)[249].

TABLEAU 21 – Comparaison du risque d'incidence du cancer (cas/10⁵) pour le sein hétérogène.

Fraction glandulaire	Sein CL	Vésicule biliaire	Sein examiné	Poumons	Estomac	Foie	Grand intestin	Utérus	Ovaires	Thyroïde	Autres organes	Risque effectif total
50;50;50	6.95	3.15E-01	32.13	1.09	0.77	7.68E-02	4.30E-01	9.76E-02	1.36E-01	2.79E-03	44.09	86.09
25;50;75	6.82	2.92E-01	32.46	1.09	0.77	7.49E-02	4.28E-01	8.68E-02	1.62E-01	2.90E-03	42.83	85.01
50;25;75	6.78	3.10E-01	32.49	1.08	0.75	7.77E-02	4.31E-01	8.81E-02	1.24E-01	2.89E-03	43.72	88.75
25;75;50	6.82	2.92E-01	32.15	1.09	0.74	7.68E-02	4.31E-01	8.67E-02	1.62E-01	2.91E-03	43.72	85.59
50;75;25	6.79	3.15E-01	32.08	1.09	0.76	7.68E-02	4.25E-01	9.63E-02	1.48E-01	2.89E-03	43.62	85.41
75;25;50	6.91	2.75E-01	32.20	1.02	0.74	7.63E-02	4.28E-01	9.15E-02	1.4E-01	6.03E-03	43.61	85.75
75;50;25	6.79	3.26E-01	32.07	1.07	0.73	7.69E-02	4.37E-01	9.22E-02	1.43E-01	2.69E-03	42.41	84.16

IV.5.2.2 Épaisseur du sein et cancer radio-induit

Le tableau 22 montre le risque effectif pour des épaisseurs de sein de 2 à 8 cm, en fonction des trois

FG uniforme, inférieure et supérieure. Le risque effectif total croît avec la croissance des épaisseurs de sein. En raison de l'augmentation de la dose ou du niveau du sein, puisque 98 % de la dose d'un examen mammographique est délivrée au sein. Le tissu pulmonaire est radiosensible avec un facteur de pondération tissulaire de 0.12 (ICRP, 2007). Pour les différentes épaisseurs du sein, le RE du tissu pulmonaire provenant des expositions d'un seul événement de dépistage était de (1.12 - 0.67) cas/10⁵

TABLEAU 22 – Comparaison du risque d'incidence du cancer (cas/10⁵) pour les seins hétérogènes de différente épaisseur.

Fraction glandulaire	Épaisseur (cm)	Sein CL	Vésicule biliaire	Sein examiné	Poumons	Estomac	Foie	Grand intestin	Utérus	Ovaires	Sein CL	Vésicule biliaire	Sein examiné
50;50;50	2	6.95	3.15E-01	32.13	1.09	0.77	7.68E-02	4.30E-01	9.76E-02	1.36E-01	2.79E-03	44.09	86.09
	3	6.51	3.22E-01	44.94	1.08	0.78	7.48E-02	4.34E-01	9.84E-02	6.34E-02	3.22E-03	27.38	81.69
	4	6.67	2.89E-01	56.65	1.08	0.70	7.44E-02	4.27E-01	8.73E-02	1.71E-01	4.68E-03	26.28	82.93
	5	6.60	3.52E-01	50.35	1.12	0.78	7.73E-02	4.32E-01	9.78E-02	1.60E-01	3.10E-03	26.57	86.54
	6	6.21	2.66E-01	60.73	1.08	0.77	7.71E-02	4.27E-01	8.13E-02	1.46E-01	3.11E-03	26.57	96.32
	7	8.64	2.79E-01	71.22	1.09	0.73	7.59E-02	4.26E-01	7.60E-02	1.18E-01	2.40E-03	26.57	109.23
	8	7.39	2.99E-01	81.38	1.09	0.74	7.50E-02	4.24E-01	7.62E-02	1.24E-01	2.59E-03	26.28	116.09
25;50;75	2	6.82	2.92E-01	32.46	1.09	0.77	7.49E-02	4.28E-01	8.68E-02	1.62E-01	2.90E-03	42.83	85.01
	3	6.96	2.30E-01	45.05	1.09	0.77	7.78E-02	4.50E-01	7.39E-02	1.65E-01	1.75E-03	23.97	78.84
	4	6.94	3.63E-01	61.06	1.08	0.75	7.40E-02	4.25E-01	7.80E-02	1.50E-01	4.70E-03	26.57	87.63
	5	6.46	2.59E-01	50.35	1.13	0.77	7.73E-02	4.27E-01	9.90E-02	1.43E-01	1.06E-03	28.59	88.31
	6	6.32	2.95E-01	60.18	1.11	0.73	7.48E-02	4.21E-01	8.69E-02	1.61E-01	9.39E-03	26.56	95.96
	7	5.98	3.05E-01	71.33	1.09	0.74	7.49E-02	4.22E-01	8.02E-02	1.31E-01	2.50E-03	26.28	106.423
	8	5.60	3.03 E-01	81.16	1.10	0.74	7.65E-02	4.22E-01	9.38E-02	1.22E-01	2.86E-03	26.57	107.72
75;50;25	2	6.79	3.26E-01	32.07	1.07	0.73	7.69E-02	4.37E-01	9.22E-02	1.43E-01	2.69E-03	42.41	84.16
	3	6.86	2.26E-01	45.05	1.06	0.76	7.79E-02	4.21E-01	7.95E-02	1.58E-01	3.48E-03	26.86	81.56
	4	6.70	2.54E-01	56.42	0.67	0.73	7.80E-02	4.31E-01	9.66E-02	1.45E-01	2.54E-03	25.12	81.55
	5	6.40	4.19E-01	50.35	1.10	0.74	9.40E-02	4.12E-01	9.40E-02	1.39E-01	2.63E-3	25.70	85.41
	6	6.23	2.83E-01	60.84	1.10	0.74	7.71E-02	4.31E-01	8.96E-02	1.42E-01	2.92E-03	26.57	96.50
	7	5.84	2.98E-01	70.45	1.10	0.73	7.62E-02	4.56E-01	7.70E-02	1.35E-01	3.37E-03	26.28	105.42
	8	5.65	2.76E-01	80.06	1.11	0.74	7.60	4.22E-01	7.35E-02	1.04E-01	3.53E-03	25.99	114.50

avec un minimum de $0.67 \text{ cas}/10^5$ (FG supérieure à 4 cm) et un maximum de $1.12 \text{ cas}/10^5$ (FG uniforme à 5 cm). Le RE augmente avec l'augmentation de l'épaisseur du sein. Dans le cas d'une distribution glandulaire plus importante la valeur RE était supérieure à celle de la distribution uniforme ; inversement, la valeur de RE de la distribution inférieure était inférieure à celle de la distribution uniforme. L'effet de l'épaisseur sur le risque effectif augmente en raison de deux effets différents : (1) le dépôt de dose dépend plus de l'épaisseur, comme le montrent le tableau 22, en raison de la chute photoélectrique rapide et de la dépendance énergétique plus faible de l'effet Compton ; (2) le volume sur lequel le dépôt d'énergie est plus grand.

IV.5.3 Risque de cancer radio-induit pour le fantôme (FASH 3 vs EVA)

Pour voir l'influence de l'utilisation de différents fantômes anthropomorphes, une comparaison entre les fantômes en position couchée et debout a été évaluée comme le montre le tableau 23. Cette comparaison permet de déterminer l'influence de la posture du corps sur la dose de rayonnement absorbée par les organes et les tissus lors de l'imagerie radiographique du sein. Le fantôme anthropomorphe EVA repose sur l'image scanner d'une femme en position couchée, ce qui modifie la taille et la forme du sein, le rendant plat et étalé. Le fantôme anthropomorphe utilisé dans cette étude reflète une femme debout. Par conséquent, la détermination de la dose à l'organe entre les postures couchée et debout montre une différence de plus de 60% dans les valeurs du RE [250]. Le risque d'incidence de cancer calculé pour EVA et FASH 3 a montré des différences significatives entre les organes : 29,9 % (sein examiné), 54,83 % (thyroïde), 10,97 % (risque effectif total), et autres (bien plus de 60 %).

En général, le remplacement du fantôme EVA par le fantôme FASH 3 a entraîné une diminution des doses équivalentes pour les organes et les tissus, principalement en raison de :

- a) La structure anatomique du squelette réaliste de FASH3 (sternum, cage thoracique, bassin) qui est indépendamment de sa composition tissulaire, il assure un meilleur blindage des organes internes par rapport au squelette D'EVA.
- B) les effets de dose en profondeur plus importants dans certains organes internes, l'estomac par exemple, en raison de leur position réaliste, et surtout de leur extension parfois plus importante vers la partie sud du corps.
- c) l'augmentation du blindage structurel par des couches plus épaisses d'adipocytes et de muscles.

Le modèle de simulation de fantômes voxelisé Monte Carlo utilisé dans ce travail doit être validé,

TABLEAU 23 – Risque d'incidence du cancer (cas/10⁵) chez les femmes marocaines âgées de 45 à 69 ans, pour l'examen de mammographie avec un tube à rayons X de 28 kV.

Organes	Risque d'incidence du cancer simulé dans cette étude en utilisant EVA 3 dans CC+MLO VIEW	Risque d'incidence du cancer simulé dans cette étude à l'aide de FASH 3 dans CC+MLO VIEW
Poumons	23.92E-00	1.09E-00
Estomac	7.71E-01	7.70E-00FAS
Grand intestin	3.00E-00	4.30E-01
Thyroïde	4.25E-3	2.79E-3
Ovaires	1.36E-1	1.36E-1
Vésicule biliaire	2.06E-01	3.15E-01
Utérus	9.76E-2	9.76E-2
Foie	1.06E-1	7.68E-2
Sein examiné	32.13E-00	32.13E-00
Sein CL	8.41E-01	6.95E-00
Autres organes	75.79E-00	44.09E-00
Risque effectif total	138.93E-00	86.0

dans ce but, les résultats ainsi obtenus ont été comparés avec ceux du tableau 4 du travail de Chusin et al [251], Les résultats ainsi obtenus sont compatibles avec ceux de Chusin et al [251] et les différences dans la dose obtenue pour la MD pour un vues CC sont dues au fantôme anthropomorphe adopté comme le montre le tableau 24, les résultats de la comparaison des valeurs de la dose absorbée dans chacun de ces organes sont prouver une fiabilité élevée de ces valeurs, et donc on peut considérer que la simulation réalisée est validée.

TABLEAU 24 – La validation de la méthode de simulation de Monte Carlo avec l'utilisation du fantômes voxélisé par rapport aux résultats obtenus par Chusin et al [251].

Organe	Dose simulée dans cette étude (mGy)	Chusin et al [251](mGy)
Cristallin	3.42E-02	2.71E-02
Thyroïde	1.22E-02	2.69E-02

Dans ce travail, nous avons observé que l'utilisation de seins comprimés hétérogènes dans un

fantôme voxelisé pendant la simulation Monte Carlo a une influence sur la réduction de la dose de rayonnement reçue par l'organe pendant un dépistage mammographique. L'Actor de la plateforme GATE/GEANT4 "dose par région" et "GateMergedVolumeActor" utilisés pour évaluer la dose aux organes et ajouter des volumes mathématiques dans une géométrie voxelisée dans la plateforme GATE/GEANT4 montrent leur faisabilité et la pertinence du concept. Deux limites peuvent être reconnues dans ce travail. Premièrement, comme un sein mathématique ne correspond pas à un sein réel, des travaux supplémentaires sont nécessaires pour inclure un sein réel comprimé au lieu d'un sein mathématique. Deuxièmement, comme les mammographes de différents fabricants ont des conceptions différentes, des travaux supplémentaires sont nécessaires pour inclure un plus grand nombre de mammographes de différents fabricants afin d'étudier l'effet de la conception de la machine sur les doses de rayonnement mesurées.

IV.6 Conclusion

La détermination de la dose délivrée au sein lors d'un examen mammographique est une problématique fondamentale. L'évaluation de la DGM est possible en utilisant des simulations de Monte Carlo (MC) et des méthodes expérimentales. La DGM a été calculée en utilisant les détecteurs OSL nanodots et AGMS-M+ et aussi la méthode de simulation par la plateforme GATE/GEANT4 pour les fantômes MTM100 et PMMA. Les résultats montrent que le DGM dépend davantage des mAs que du CDA et que les jeunes femmes sont associées à un DGM élevé qui peut atteindre jusqu'à 7 mGy. Dans ce chapitre, une nouvelle méthode a été mise au point pour évaluer le risque d'irradiation lié au dépistage par mammographie. Le risque effectif total d'une femme a été utilisé pour déterminer le risque de cancer radio-induit par les fantômes EVA et FASH 3. Le calcul du risque effectif est basé sur la méthode de simulation pour la mesure de la dose à l'organe, pour deux fantômes de taille différente et un sein comprimé d'épaisseur et de glandularité variable. La principale caractéristique de cette méthode est qu'elle peut inclure la dose de rayonnement à tous les tissus corporels en plus du DGM du sein examiné. Une autre caractéristique importante de la nouvelle méthode est que le sexe et l'âge sont pris en compte, ce qui rend la méthode appropriée pour l'étude du cancer radio-induit à partir de toute pratique de dépistage. Parfois, même si la dose à l'organe semble élevée, le risque de cancer radio-induit est faible parce que les tissus sont plus radio-résistants en raison d'âge. D'après les recherches qui ont été effectuées, il est possible de conclure que les analyses de la dose d'organe entre le fantôme anthropomorphique debout FASH 3 et le fantôme

Eva couché présentent une différence supérieure à 60% de la valeur de la dose absorbée. Nous estimons le risque d'incidence du cancer (cas/ 10^5) lors d'examens de MD adoptés pour 2 vues (CC et MLO) pour des distributions fraction glandulaires différentes. On a estimé que le sein CL présente un risque efficace considérable par rapport à d'autres organes, cependant, les données obtenues indiquent que la distribution glandulaire pour le sein hétérogène peut entraîner une différence de 25.5% par rapport au sein en uniforme. Les données générées par cette méthode ne sont pas compliquées et devraient être facilement comprises par les patientes. Cependant, des travaux supplémentaires sont nécessaires pour évaluer cette méthode et son utilité clinique.

CONCLUSIONS GÉNÉRALES ET PERSPECTIVES

L'évaluation de la dose délivrée au sein lors d'un examen radiologique est une problématique critique. La progression technologique de la mammographie nécessite des méthodes appropriées pour évaluer la dose glandulaire moyenne (DGM) d'une manière personnalisée. Dans le cadre des travaux de cette thèse, nous avons effectué une étude dosimétrique en mammographie, en utilisant la plateforme GATE/GEANT4. Nous avons alors utilisé ces connaissances afin de pouvoir élaborer une application sur la plateforme GATE/GEANT4 d'un système d'imagerie médicale (mammographe Italray) et l'exploitation des rayons X générés par des électrons pour fournir des données dosimétriques de radiation par des fantômes standard MTM 100 et PMMA. Cependant, les mesures expérimentales avec deux détecteurs (AGMS-M+ et OSL nanodots), en utilisant le mammographe Italray ayant lieu pendant ces recherches de thèse, les travaux se sont portés d'une part sur la validation et l'optimisation de la plateforme GATE/GEANT 4, et d'autre part sur le calcul par mesures et par simulation la dose glandulaire moyenne (DGM), la dose d'entrée à la surface (DES) et le K_{air} en fonction des modèles de seins et des paramètres d'exposition notamment, la tension du tube (kVp), le produit courant temps (mAs), et l'épaisseur du sein reçue pour une combinaisons anode/filtre en Mo/Mo. Nous avons vérifié que la tendance de la plateforme GATE/GEANT4 à reproduire les mêmes valeurs que celles obtenues avec les mesures expérimentales a été observée, et que les dosimètres OSL nanodots peut être pratique pour estimer la dose en contrôle qualité pour la mammographie.

La deuxième partie de notre travail consiste à estimer la dose et le risque pour les organes en utilisant la simulation Monte Carlo GATE/GEANT4. Nous avons également présenté une méthode d'implémentation d'un fantôme numérique voxélisé, utilisé pour calculer la dose à l'organe en considérant

une acquisition de MD typique. Cette approche consistant à l'utilisation de fantômes voxélisés féminins EVA et FASH 3 fusionnés avec un fantôme mammographique hétérogène à trois couches pour estimer les risques d'incidence du cancer sur chaque organe particulier et le calcul du risque effectif total. Cette nouvelle méthode a pour avantage de prendre en compte la dose de rayonnement reçue par tous les tissus de du corps, en plus du DGM du sein examiné. Une autre caractéristique importante de cette nouvelle méthode est qu'elle tient compte du sexe et de l'âge, ce qui la rend adaptée à l'étude du cancer radio-induit pour toute pratique de dépistage utilisant le rayonnement ionisant. Par application de cette nouvelle méthode nous avons constatés que l'écart du risque effectif entre le fantôme FASH 3 en position debout et le fantôme EVA en position couchée pour les organes était le suivant : 29,9 % (sein examiné), 54,83 % (thyroïde), 10,97 % (risque effectif total), et autres (bien plus de 60 %). Ces résultats montrent une sensibilité de la posture en ce qui concerne le calcul de dose. Pour étudier l'impact de la distribution glandulaire sur le RE, chaque couche du sein a été fixée à une fraction glandulaire de 25 %, 50 % ou 75 % pour simuler une distribution glandulaire hétérogène de forme uniforme (50 % :50 % :50 %), inférieure (25 % :50 % :75 %), supérieure (75 % :50 % :25 %), concentrée inférieure (25 % :75 % :50 %), concentrée supérieure (50 % :75 % :25 %), 50 % :25 % :75 % et 75 % :25 % :50 %. La distribution hétérogène présente des valeurs du risque effectif total de cancer radio-induit plus faibles que celles de la distribution uniforme. Ces résultats montrent trois principaux points :

- La dose à l'organe pour FASH 3 et Eva présente une différence supérieure à 60%.
- On a estimé que le sein CL et le poumon présentaient un risque effectif considérable.
- Le risque effectif est inférieur d'environ 25.5 % lorsque l'on considère un sein hétérogène.

Dans le cadre de nos futures recherches, nous souhaitons nous orienter vers une collaboration avec le projet SYRMA 3D (Synchrotron Radiation for Mammography). Dans ce contexte, le projet SYRMA 3D vise à mettre en place le premier protocole clinique de bCT, le but de ce projet est d'améliorer la qualité de l'image et d'atteindre une faible dose délivrée (5 mGy de dose glandulaire moyenne) lors d'un examen de bCT. Le dispositif expérimental et le traitement des données comportent plusieurs nouveautés : un nouveau détecteur CdTe à haute efficacité, une procédure de prétraitement dédiée, un algorithme de récupération de phase (PhR) et un modèle Monte Carlo pour l'estimation de la dose glandulaire moyenne. Ces dernières années, un groupe de travail conjoint l'American Association of Physics in Medicine (AAPM) et de la Fédération européenne des organisations de physique médicale (EFOMP) s'ont intéressé à la dosimétrie à partir d'acquisitions d'images basées sur les rayons X afin

d'estimer de manière plus fiable la dose glandulaire moyenne (DGM) dans un modèle de sein qui utilise des structures hétérogènes réalistes pour surmonter les limites du modèle homogène actuel, puisqu'il est prévu que ce nouveau modèle va remplacer les méthodes actuellement utilisées aux États-Unis, en Europe et dans le reste du monde.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] R. M. Ali, A. England, M. F. McEntee, and P. Hogg, "A method for calculating effective lifetime risk of radiation-induced cancer from screening mammography," *Radiography*, vol. 21, no. 4, pp. 298–303, 2015, doi : 10.1016/j.radi.2015.07.008.
- [2] N. Perry, E. Puthaar, and C. Protection, "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis," *Amendoeira, I ; et al (2013). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Belgium : European Commission.*, pp. 1–160, 2013.
- [3] A. Bloomquist *et al.*, "IAEA Human Health Series No. 17 : Quality Assurance Programme for Digital Mammography," *Vienna : International Atomic Energy Agency*, 2011.
- [4] N. Lanconelli, G. Mettivier, S. lo Meo, and P. Russo, "Investigation of the dose distribution for a cone beam CT system dedicated to breast imaging," *Physica Medica*, vol. 29, no. 4, pp. 379–387, 2013, doi : 10.1016/j.ejmp.2012.06.001.
- [5] "AAPM 2010." <https://www.aapm.org/>
- [6] L. K. Wagner, D. P. Fontenla, C. Kimme-Smith, L. N. Rothenberg, J. Shepard, and J. M. Boone, "Recommendations on Performance Characteristics of Diagnostic Exposure Meters : Report of Aapm Diagnostic X-Ray Imaging Task Group No. 6," *Medical Physics*, vol. 19, no. 1, pp. 231–241, 1992, doi : 10.1118/1.596904.
- [7] I. Sechopoulos *et al.*, "Monte Carlo reference data sets for imaging research : Executive summary of the report of AAPM Research Committee Task Group 195," *Medical Physics*, vol. 42, no. 10, Oct. 2015, doi : 10.1118/1.4928676.
- [8] L. M. Arana Peña *et al.*, "Monte Carlo dose evaluation of different fibroglandular tissue distribution

in breast imaging,” May 2020, p. 76. doi : 10.1117/12.2564278.

[9] ICRU, *ICRU report 44*. 1998.

[10] “Mammography - Assessment of image quality,” *Journal of the ICRU*, vol. 9, no. 2, pp. 1–104, 2009, doi : 10.1093/jicru/ndp029.

[11] A. C. Moore *et al.*, “The commissioning and routine testing of mammographic X-ray systems,” *IPEM Report*, vol. 89, 2005.

[12] *Dosimetry in Diagnostic Radiology : An International Code of Practice*, no. 457. Vienna : INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2007. [Online]. Available : <https://www.iaea.org/publications/76-38/dosimetry-in-diagnostic-radiology-an-international-code-of-practice>

[13] ACR, “Digital mammography quality control Manual,” 2016, doi : 10.1016/B978-012374212-4.50050-X.

[14] M. J. Yaffe, “Digital mammography QUALITY CONTROL MANUAL,” *PACS : A Guide to the Digital Revolution : Second Edition*, no. May, pp. 363–371, 2020.

[15] R. P.-A. ICRP and undefined 2007, “ICRP publication 103,” *icrp.org*, Accessed : Jan. 02, 2022. [Online]. Available : [https://icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37\(2-4\)-Free_extract.pdf](https://icrp.org/docs/ICRP_Publication_103-Annals_of_the_ICRP_37(2-4)-Free_extract.pdf)

[16] E. Commission, *the European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*, 4th editio. 20062006.

[17] D. R. Dance, “Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 35, no. 9, pp. 1211–1219, 1990, doi : 10.1088/0031-9155/35/9/002.

[18] X. Wu, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, “Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography,” in *Radiology*, Apr. 1991, vol. 179, no. 1, pp. 143–148. doi : 10.1148/radiology.179.1.2006265.

[19] J. M. Boone, “Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams : Monte Carlo assessment,” *Radiology*, vol. 213, no. 1, pp. 23–37, 1999, doi : 10.1148/radiology.213.1.r99oc3923.

[20] Geant4 Collaboration, “Geant4 Physics reference manual,” *Geant4*, vol. 1, no. December, pp. 1–558, 2013, [Online]. Available : <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/Physics-ReferenceManual/fo/PhysicsReferenceManual.pdf>

[21] G. of Canada. N. R. C. Canada, “EGSnrc : software tool to model radiation transport - National Research Council Canada.” www.nrc-cnrc.gc.ca. Retrieved 1 November 2018.

[22] F. Salvat, J. Fernández-Vera, and J. Sempau, “PENELOPE-2008 : A Code System for Monte Carlo

Simulation of Electron and Photon Transport,” no. November, p. 324, 2009.

[23] M. A. General and M. Carlo, “Volume I : Overview and Theory X-5 Monte Carlo Team,” vol. 836, 2008.

[24] D. B. Pelowitz, “MCNPX User’s Manual,” *Cell*, no. April, pp. 1–76, 2011.

[25] D. R. Dance, A. Thilander Klang, M. Sandborg, C. L. Skinner, S. I. A. Castellano, and G. Alm Carlsson, “Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography : a Monte Carlo study.,” *h p ://dx.doi.org/10.1259/bjr.73.874.11271898*, vol. 73, no. 874, pp. 1056–1067, May 2014, doi : 10.1259/BJR.73.874.11271898.

[26] D. M. Cunha, A. Tomal, and M. E. Poletti, “Optimization of x-ray spectra in digital mammo-graphy through Monte Carlo simulations,” *Physics in Medicine and Biology*, 2012, doi : 10.1088/0031-9155/57/7/1919.

[27] D. R. Dance, C. L. Skinner, K. C. Young, and J. R. Beckett, “Additional factors for the estima-tion of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol,” *Phys. Med. Biol.* *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, no. 4500, p. 3225, 2000, [Online]. Available : [http ://iopscience.iop.org/0031-9155/45/11/308](http://iopscience.iop.org/0031-9155/45/11/308)

[28] F. Verhaegen and I. A. Castellano, “Microdosimetric Characterisation of 28 kVp Mo/Mo, Rh/Rh, Rh/Al, W/Rh and Mo/Rh Mammography X Ray Spectra,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 99, no. 1–4, pp. 393–396, Jun. 2002, doi : 10.1093/OXFORDJOURNALS.RPD.A006816.

[29] G. Ullman, M. Sandborg, D. R. Dance, M. Yaffe, and G. A. Carlsson, “A search for optimal x-ray spectra in iodine contrast media mammography,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 50, no. 13, p. 3143, Jun. 2005, doi : 10.1088/0031-9155/50/13/012.

[30] R. Nowotny and A. Höfer, “Ein Programm für die Berechnung von diagnostischen Röntgenspek-tren.,” *RoFo Fortschri e auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, vol. 142, no. 6, pp. 685–689, Jun. 1985, doi : 10.1055/S-2008-1052738/BIB.

[31] K. Cranley, “Catalogue of diagnostic x-ray spectra and other data,” *e Institute of Physics and Engineering in Medicine Report*, 1997.

[32] M. R. Ay, M. Shahriari, S. Sarkar, M. Adib, and H. Zaidi, “Monte Carlo simulation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography using MCNP4C,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 49, no. 21, p. 4897, Oct. 2004, doi : 10.1088/0031-9155/49/21/004.

[33] I. Sechopoulos *et al.*, “Monte Carlo reference data sets for imaging research : Executive summary of

- the report of AAPM Research Committee Task Group 195,” *Medical Physics*, 2015, doi : 10.1118/1.4928676.
- [34] M. Baptista, S. di Maria, C. Figueira, L. Orvalho, and P. Vaz, “Determination of backscatter factors in breast tomosynthesis using MCNPX simulations and measurements,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 165, no. 1–4, pp. 325–330, 2015, doi : 10.1093/rpd/ncv102.
- [35] C. Fedon, M. Caballo, I. Sechopoulos, R. Longo, and A. Trianni, “Internal breast dosimetry in mam-mography : Experimental methods and Monte Carlo validation with a monoenergetic x-ray beam,” *Medical Physics*. 2018.
- [36] A. J. Darlington, *Anatomy of the breast*. 2015. doi : 10.1007/978-3-319-04831-4_1.
- [37] C. M. Vachon *et al.*, “Mammographic density, breast cancer risk and risk prediction,” *Breast Cancer Research*, vol. 9, no. 6, 2007, doi : 10.1186/bcr1829.
- [38] T. Tot, “The theory of the sick lobe,” *Breast Cancer : A Lobar Disease*, pp. 1–17, 2008, doi : 10.1007/978-1-84996-314-5_1.
- [39] “IARC Globocan, International Agency for Research... - Google Scholar.” https://scholar.google.fr/-scholar?q=-IARC+Globocan%2C+International+Agency+for+Research+on+Cancer%2C+2008&hl=fr&-as_sdt=0%2C5&as_ylo=&as_yhi=2008 (accessed Jan. 04, 2022).
- [40] “MorrocoScreeningReport2019”.
- [41] “United Nations Maintenance Page.” <https://maintenance.un.org/> (accessed Feb. 21, 2022).
- [42] N. B. Mechita *et al.*, “Survie au cancer du sein à Rabat (Maroc) 2005-2008 Survival rate for breast cancer in Rabat (Morocco) 2005-2008”, doi : 10.11604/pamj.2016.25.144.10402.
- [43] J. E. Joy, E. E. Penhoet, D. B. Petitti, and I. of M. (US) and N. R. C. (US) C. on N. A. to E. D. and D. of B. Cancer, “Benefits and Limitations of Mammography,” 2005, Accessed : Feb. 04, 2022. [Online]. Available : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK22311/>
- [44] P. Basu *et al.*, “Breast Cancer Screening Program in Morocco : Status of implementation, organi-zation and performance,” 2018, doi : 10.1002/ijc.31749.
- [45] H. Bosmans *et al.*, “Image quality measurements and metrics in full field digital mammogra-phy : an overview,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 117, no. 1–3, pp. 120–130, Dec. 2005, doi : 10.1093/RPD/NCI711.
- [46] J. M. Lewin *et al.*, “Comparison of Full-Field Digital Mammography with Screen-Film Mammogra-phy for Cancer Detection : Results of 4,945 Paired Examinations¹,” <https://doi.org/10.1148/radiology.218-3.r01mr29873>, vol. 218, no. 3, pp. 873–880, Mar. 2001, doi : 10.1148/RADIOLOGY.218.3.R01MR29873.

- [47] P. Basu *et al.*, “Breast Cancer Screening Program in Morocco : Status of implementation, organization and performance,” 2018, doi : 10.1002/ijc.31749.
- [48] E. D. Pisano and M. J. Yaffe, “Digital Mammography1,” *h ps ://doi.org/10.1148/radiol.2342030897*, vol. 234, no. 2, pp. 353–362, Feb. 2005, doi : 10.1148/RADIOL.2342030897.
- [49] J. T. Bushberg and J. M. Boone, *e essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [50] W. R. Hendee, G. S. Ibbott, and E. G. Hendee, *Radiation therapy physics*. John Wiley & Sons, 2013.
- [51] H. E. Johns and J. R. Cunningham, “The physics of radiology,” 1983.
- [52] F. M. Khan and J. P. Gibbons, *Khan’s the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [53] E. Okuno and E. M. Yoshimura, “Física das Radiações,” *Física das Radiações*, p. 21, 2010, [Online]. Available : <http://server2.docfoc.us/uploads/Z2015/12/01/8yGAaFK3hx/5b97a7b449a9c5ce611b10886c4-10a5f.pdf>
- [54] P. Hogg, J. Kelly, and C. Mercer, *Digital mammography : A holistic approach*. 2015. doi : 10.1007/978-3-319-04831-4.
- [55] A. Miguel, M. Costa, and C. Monteiro, “GATE Model of a SPECT-CT Equipment for Breast Cancer Diagnosis,” 2016.
- [56] S. R. Cherry, J. A. Sorenson, and M. E. Phelps, “in NUCLEAR MEDICINE”.
- [57] D. R. Dance, S. Christofides, A. D. Maidment, I. D. McLean, and M. Yaffe, “Diagnostic Radiology Physics A Handbook for Teachers and Students, Int,” *At. ENERGY AGENCY, Vienna*, 2014.
- [58] J. E. Turner, *Atoms, radiation, and radiation protection*. John Wiley & Sons, 2008.
- [59] P. C. Johns and M. J. Yaffe, “Coherent scatter in diagnostic radiology,” *Medical Physics*, vol. 10, no. 1, pp. 40–50, Jan. 1983, doi : 10.1118/1.595443.
- [60] “Comparaison objective de systèmes d’imagerie conventionnelle et numérique en mammographie Ingénieur physicien Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne.”
- [61] IAEA, “Dosimetry in Diagnostic Radiology : an Internacional Code of Practice,” *Igarss 2014*, no. 1, pp. 1–5, 2014.
- [62] International Commission on Radioloical Protection, *e 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103*.
- [63] M. S. Linet *et al.*, “Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging proce-

- dures,” *CA : A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 62, no. 2, pp. 75–100, Mar. 2012, doi : 10.3322/caac.21132.
- [64] International Commission on Radiological Protection, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103*.
- [65] D. R. Dance, K. C. Young, and R. E. van Engen, “Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, no. 14, pp. 4361–4372, 2009, doi : 10.1088/0031-9155/54/14/002.
- [66] J. M. Boone, “Normalized glandular dose (DgN) coefficients for arbitrary x-ray spectra in mammography : Computer-fit values of Monte Carlo derived data,” *Medical Physics*, vol. 29, no. 5, pp. 869–875, Apr. 2002, doi : 10.1118/1.1472499.
- [67] L. E. Wilkinson, P. N. Johnston, and J. C. P. Heggie, “A comparison of mammography spectral measurements with spectra produced using several different mathematical models,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 46, no. 5, p. 1575, May 2001, doi : 10.1088/0031-9155/46/5/316.
- [68] C. Fedon, F. Longo, G. Mettivier, and R. Longo, “GEANT4 for breast dosimetry : Parameters optimization study,” *Physics in Medicine and Biology*, 2015, doi : 10.1088/0031-9155/60/16/N311.
- [69] N. R. Council, *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation : BEIR VII Phase 2*. Washington, DC : The National Academies Press, 2006. doi : 10.17226/11340.
- [70] M. A. Statkiewicz-Sherer, P. J. Visconti, E. R. Ritenour, and K. (Kelli W. Haynes, “Radiation protection in medical radiography”.
- [71] “Risk of Solid Cancers following Radiation Exposure : Estimates for the UK Population Report of the independent Advisory Group on Ionising Radiation”.
- [72] M. I. Balonov and P. C. Shrimpton, “Effective dose and risks from medical x-ray procedures,” *Annals of the ICRP*, vol. 41, no. 3–4, pp. 129–141, Oct. 2012, doi : 10.1016/j.icrp.2012.06.002.
- [73] K. Suzuki and S. Yamashita, “Low-dose Radiation Exposure and Carcinogenesis,” *Japanese Journal of Clinical Oncology*, vol. 42, no. 7, pp. 563–568, Jul. 2012, doi : 10.1093/JJCO/HYS078.
- [74] International Commission on Radiological Protection, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103*.
- [75] E. C. Lin, “Radiation Risk From Medical Imaging,” *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 85, no. 12, pp. 1142–1146, Dec. 2010, doi : 10.4065/MCP.2010.0260.
- [76] K. N. Prasad, W. C. Cole, and G. M. Hasse, “Health Risks of Low Dose Ionizing Radiation in Humans : A Review ;,” *h ps ://doi.org/10.1177/153537020422900505*, vol. 229, no. 5, pp. 378–382, Nov. 2016, doi :

10.1177/153537020422900505.

[77] “Health risk assessment from the nuclear accident after the 2011 Great East Japan Earthquake and Tsunami based on a preliminary dose estimation,” 2013.

[78] D. J. Brenner *et al.*, “Routine screening mammography : how important is the radiation-risk side of the benefit-risk equation?,” *h p ://dx.doi.org/10.1080/0955300021000016576*, vol. 78, no. 12, pp. 1065–1067, Dec. 2009, doi : 10.1080/0955300021000016576.

[79] A. Berrington De González and G. Reeves, “Mammographic screening before age 50 years in the UK : comparison of the radiation risks with the mortality benefits,” *British Journal of Cancer* 2005 93 :5, vol. 93, no. 5, pp. 590–596, Aug. 2005, doi : 10.1038/sj.bjc.6602683.

[80] A. Pijpe *et al.*, “Exposure to diagnostic radiation and risk of breast cancer among carriers of BRCA1/2 mutations : Retrospective cohort study (GENE-RAD-RISK),” *BMJ (Online)*, vol. 345, no. 7878, Oct. 2012, doi : 10.1136/bmj.e5660.

[81] B. F. Wall, G. M. Kendall, A. A. Edwards, S. Bouffler, C. R. Muirhead, and J. R. Meara, “What are the risks from medical X-rays and other low dose radiation?,” *h p ://dx.doi.org/10.1259/bjr/55733882*, vol. 79, no. 940, pp. 285–294, Mar. 2014, doi : 10.1259/BJR/55733882.

[82] P. C. Gøtzsche and K. J. Jørgensen, “The breast screening programme and misinforming the public,” *Journal of the Royal Society of Medicine*, vol. 104, no. 9, pp. 361–369, Sep. 2011, doi : 10.1258/JRSM.2011.11-0078.

[83] H. Thornton, A. Edwards, and M. Baum, “Women need better information about routine mammography,” *British Medical Journal*, vol. 327, no. 7406, pp. 101–103, Jul. 2003, doi : 10.1136/BMJ.327.7406.101.

[84] L. Nyström, I. Andersson, N. Bjurstam, J. Frisell, B. Nordenskjöld, and L. E. Rutqvist, “Long-term effects of mammography screening : Updated overview of the Swedish randomised trials,” *Lancet*, vol. 359, no. 9310, pp. 909–919, Mar. 2002, doi : 10.1016/S0140-6736(□)08020-0.

[85] L. Tabár *et al.*, “The incidence of fatal breast cancer measures the increased effectiveness of therapy in women participating in mammography screening,” *Cancer*, vol. 125, no. 4, pp. 515–523, Feb. 2019, doi : 10.1002/CNCR.31840.

[86] S. Kejela, “Cost-effectiveness of screening mammography in a low income country : a Markov simulation analysis,” *BMC Medical Imaging*, vol. 21, no. 1, Dec. 2021, doi : 10.1186/S12880-021-00696-Z.

[87] C. I. Lee *et al.*, “Performance goals for an adjunct diagnostic test to reduce unnecessary biopsies after screening mammography : analysis of costs, benefits, and consequences,” *Journal of the American*

College of Radiology : JACR, vol. 10, no. 12, pp. 924–930, 2013, doi : 10.1016/J.JACR.2013.09.009.

[88] L. Tabár *et al.*, “Swedish two-county trial : Impact of mammographic screening on breast cancer mortality during 3 decades,” *Radiology*, vol. 260, no. 3, pp. 658–663, Sep. 2011, doi : 10.1148/RADIOLOGY.11110469.

[89] M. Marmot, D. Altman, D. Cameron, ... J. D.-B. journal of, and undefined 2013, “The benefits and harms of breast cancer screening : an independent review,” *nature.com*.

[90] J. Jin, “Breast Cancer Screening : Benefits and Harms,” *JAMA*, vol. 312, no. 23, pp. 2585–2585, Dec. 2014, doi : 10.1001/JAMA.2014.13195.

[91] S. Shapiro, “Periodic screening for breast cancer : the HIP Randomized Controlled Trial. Health Insurance Plan,” *Journal of the National Cancer Institute. Monographs*, no. 22, pp. 27–30, 1997, doi : 10.1093/JNCIMONO/1997.22.27.

[92] I. Andersson *et al.*, “Mammographic screening and mortality from breast cancer : the Malmö mammographic screening trial,”- *BMJ (Clinical research ed.)*, vol. 297, no. 6654, pp. 943–948, 1988, doi : 10.1136/BMJ.297.6654.943.

[93] F. E. Alexander *et al.*, “The Edinburgh randomised trial of breast cancer screening : results after 10 years of follow-up,” *British Journal of Cancer*, vol. 70, no. 3, p. 542, 1994, doi : 10.1038/BJC.1994.342.

[94] A. B. Miller, C. Wall, C. J. Baines, P. Sun, T. To, and S. A. Narod, “Twenty five year follow-up for breast cancer incidence and mortality of the Canadian National Breast Screening Study : randomised screening trial,” *BMJ*, vol. 348, Feb. 2014, doi : 10.1136/BMJ.G366.

[95] N. Bjurstam *et al.*, “The Gothenburg Breast Screening Trial,” *Cancer*, vol. 97, no. 10, pp. 2387–2396, May 2003, doi : 10.1002/CNCR.11361.

[96] S. M. Moss, C. Wale, R. Smith, A. Evans, H. Cuckle, and S. W. Duffy, “Effect of mammographic screening from age 40 years on breast cancer mortality in the UK Age trial at 17 years’ follow-up : a randomised controlled trial,” *e Lancet. Oncology*, vol. 16, no. 9, pp. 1123–1132, Sep. 2015, doi : 10.1016/S1470-2045(□)00128-X.

[97] H. D. Nelson *et al.*, “Screening for Breast Cancer : A Systematic Review to Update the 2009 U.S. Preventive Services Task Force Recommendation,” *Evidence Syntheses*, vol. 124, no. 2, pp. 1–277, Feb. 2016, Accessed : Jan. 11, 2022. [Online]. Available : <http://europepmc.org/books/NBK343819>

[98] R. A. Smith, “IARC Handbooks of Cancer Prevention, Volume 7 : Breast Cancer Screening,” *Breast Cancer Research*, vol. 5, no. 4, p. 216, Aug. 2003, doi : 10.1186/BCR616.

- [99] J. Harvey, S. Down, R. Bright-Thomas, J. Winstanley, and H. Bishop, "The National Health Service Breast Screening Programme (NHSBSP)," *Breast Disease Management*, pp. 7–18, May 2014, doi : 10.1093/MED/9780199215065.003.0002.
- [100] A. Kawaguchi, Y. Matsunaga, T. Otsuka, and S. Suzuki, "Patient investigation of average glandular dose and incident air kerma for digital mammography," *Radiological Physics and Technology*, vol. 7, no. 1, pp. 102–108, 2014, doi : 10.1007/s12194-013-0239-9.
- [101] H. Delis, G. Spyrou, G. Panayiotakis, and G. Tzanakos, "DOSIS : A Monte Carlo simulation program for dose related studies in mammography," *European Journal of Radiology*, vol. 54, no. 3, pp. 371–376, 2005, doi : 10.1016/j.ejrad.2004.07.014.
- [102] I. Sechopoulos, S. Suryanarayanan, S. Vedantham, C. J. D'Orsi, and A. Karellas, "Radiation Dose to Organs and Tissues from Mammography : Monte Carlo and Phantom Study," *Radiology*, vol. 246, no. 2, pp. 434–443, Dec. 2007, doi : 10.1148/radiol.2462070256.
- [103] D. J. Brenner, "We can do better than effective dose for estimating or comparing low-dose radiation risks," *Annals of the ICRP*, vol. 41, no. 3–4, pp. 124–128, Oct. 2012, doi : 10.1016/j.icrp.2012.07.001.
- [104] S. Green, J. E. Palethorpe, D. Peach, and D. A. Bradley, "Performance assessment of patient dosimetry services and X-ray quality assurance instruments used in diagnostic radiology," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 50, no. 1, pp. 137–152, Jan. 1999, doi : 10.1016/S0969-8043(□)00030-X.
- [105] M. J. Farquharson, N. M. Spyrou, J. Al-Bahri, and D. J. Highgate, "Low energy photon attenuation measurements of hydrophilic materials for tissue equivalent phantoms," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 46, no. 8, pp. 783–790, Aug. 1995, doi : 10.1016/0969-8043(□)00025-9.
- [106] Ossati, "Design, development and use of a deformable breast phantom to assess the relationship between thickness and lesion visibility in full field digital mammography," *under review*, 2015.
- [107] G. T. Barnes and R. E. Hendrick, "Mammography accreditation and equipment performance," *http://doi.org/10.1148/radiographics.14.1.8128045*, vol. 14, no. 1, pp. 129–138, Jan. 1994, doi : 10.1148/RADIOGRAPHICS.14.1.8128045.
- [108] M. Pachoud, D. Lepori, J. F. Valley, and F. R. Verdun, "A new test phantom with different breast tissue compositions for image quality assessment in conventional and digital mammography," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 49, no. 23, p. 5267, Nov. 2004, doi : 10.1088/0031-9155/49/23/005.
- [109] G. R. Hammerstein, D. W. Miller, D. R. White, M. E. Masterson, H. Q. Woodard, and J. S. Laughlin, "Absorbed radiation dose in mammography," *Radiology*, vol. 130, no. 2, pp. 485–491, 1979.

- [110] M. Pachoud, "C[1] M. Pachoud, "C," 2003.
- [111] W. P. Argo, K. Hintenlang, and D. E. Hintenlang, "A tissue-equivalent phantom series for mam-mography dosimetry," *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 5, no. 4, pp. 112–119, Sep. 2004, doi : 10.1120/JACMP.V5I4.1956.
- [112] C. D. Almeida, C. M. C. Coutinho, B. M. Dantas, J. E. Peixoto, and H. A. Koch, "A new mamma-gra-phy dosimetric phantom," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 151, no. 1, pp. 196–198, Aug. 2012, doi : 10.1093/RPD/NCR457.
- [113] K. C. Young, M. L. Ramsdale, and F. Bignell, "Review of Dosimetric Methods for Mammography in the UK Breast Screening Programme," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 80, no. 1–3, pp. 183–186, Nov. 1998, doi : 10.1093/OXFORDJOURNALS.RPD.A032501.
- [114] A. Ali, "Calculating individual lifetime effective risk from initial mean glandular dose arising from the first screening mammogram Title Calculating individual lifetime effective risk from initial mean glandular dose arising from the first screening mammogram," 2018, doi : 10.1016/j.jmir.2018.06.005.
- [115] C. J. Hourdakakis, A. Boziari, and E. Koumbouli, "The effect of a compression paddle on energy response, calibration and measurement with mammographic dosimeters using ionization chambers and solid-state detectors," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, no. 4, p. 1047, Jan. 2009, doi : 10.1088/0031-9155/54/4/015.
- [116] S. Bushong, *Radiologic science for technologists : physics, biology, and protection*, 10th ed. St. Louis : Elsevier Mosby, 2013.
- [117] E. Tzamicha *et al.*, "Dual-energy contrast-enhanced digital mammography : Glandular dose esti-mation using a Monte Carlo code and voxel phantom," *Physica Medica*, vol. 31, no. 7, pp. 785–791, Nov. 2015, doi : 10.1016/j.ejmp.2015.03.013.
- [118] H. Ding and S. Molloy, "Quantitative contrast-enhanced spectral mammography based on photon-counting detectors : A feasibility study : A," *Medical Physics*, 2017, doi : 10.1002/mp.12296.
- [119] W. R. Hendee and E. Russell Ritenour, "MEDICAL IMAGING PHYSICS Fourth Edition," *Medical School Director of Graduate Studies in Biophysical Sciences and Medical Physics*, 2002.
- [120] Y. Lemoigne and A. Caner, Eds., "Radiation Protection in Medical Physics," vol. 1, 2011, doi : 10.1007/978-94-007-0247-9.
- [121] C. Selvan and C. Sureka, "Quality assurance and average glandular dose measurement in mammo-graphy units," *Journal of Medical Physics*, vol. 42, no. 3, pp. 181–190, 2017, doi : 10.4103/jmp.JMP_69_16.

- [122] C. Fedon and M. Caballo, "Internal breast dosimetry in mammography : Monte Carlo validation in homogeneous and anthropomorphic breast phantoms with a clinical mammography system," 2018, doi : 10.1002/mp.13069.
- [123] J. Dlana Zira and C. Chukwuemeka Nzotta, "Radiation Doses for Mammography and its Relationship with Anthro-po-Technical Parameters," *International Journal of Radiology & Radiation erapy*, vol. 5, no. 1, Jan. 2018, doi : 10.15406/ijrrt.2018.05.00124.
- [124] R. Sharma, S. D. Sharma, Y. S. Mayya, and G. Chourasiya, "Mammography dosimetry using an in-house developed polymethyl methacrylate phantom," *Radiation Protection Dosimetry*, 2012, doi : 10.1093/rpd/ncr476.
- [125] E. Meyblum *et al.*, "Breast tomosynthesis : Dosimetry and image quality assessment on phantom," *Diagnostic and Interventional Imaging*, vol. 96, no. 9, pp. 931–939, Sep. 2015, doi : 10.1016/j.diii.2014.12.010.
- [126] "WHOLE BODY DOSE ORGAN DOSE THERAPEUTIC RADIATION ATOM Dosimetry Phantoms Models 701-706."
- [127] M. S. Akselrod, V. S. Kortov, D. J. Kravetsky, and V. I. Gotlib, "Highly Sensitive Thermoluminescent Anion-Defective Alpha-Al₂O₃ :C Single Crystal Detectors," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 32, no. 1, pp. 15–20, Jul. 1990, doi : 10.1093/OXFORDJOURNALS.RPD.A080715.
- [128] S. W. S. McKeever, M. S. Akselrod, L. E. Colyott, N. Agersnap Larsen, J. C. Polf, and V. Whitley (INVITED), "Characterisation of Al₂O₃ for Use in Thermally and Optically Stimulated Luminescence Dosimetry," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 84, no. 1–4, pp. 163–166, Aug. 1999, doi : 10.1093/OXFORDJOURNALS.RPD.A032709.
- [129] S. W. S. McKeever, L. Bøtter-Jensen, N. A. Larsen, and G. A. T. Duller, "Temperature dependence of OSL decay curves : Experimental and theoretical aspects," *Radiation Measurements*, vol. 27, no. 2, pp. 161–170, Apr. 1997, doi : 10.1016/S1350-4487(□)00106-0.
- [130] B. G. Markey, L. E. Colyott, and S. W. S. McKeever, "Time-resolved optically stimulated luminescence from α -Al₂O₃ :C," *Radiation Measurements*, vol. 24, no. 4, pp. 457–463, Oct. 1995, doi : 10.1016/1350-4487(□)00119-L.
- [131] R. H. Bube, "Photoconductivity of Solids, Wiley, New York (1960).," *A. Rose, Phys. Rev.*, vol. 10, pp. 97–322, 1955.
- [132] E. G. Yuki-hara and S. W. McKeever, "Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine.," *Physics in medicine and biology*, vol. 53, no. 20, 2008, doi : 10.1088/0031-9155/53/20/R01.

- [133] “MicroStar 5.0 Upgrade Guide,” p. 5.
- [134] N. Alothmany *et al.*, “Saudi Arabia. 4 King Abdullah International,” *Princess Norah Oncology Center (PNOC)*, vol. 51, no. 1, pp. 51–58, 2016, doi : 10.1051/radiopro/2015032.
- [135] S. Agostinelli and others, “Geant4-A simulation toolkit”, *Nuclear Instruments and Methods*, vol. A 506, pp. 250-303, 2003; J. Allison et al,” *Geant4 Developments and Applications*”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 53, pp. 270–278.
- [136] J. F. Briesmeister and J. S. Brown, “MCNP-A General Monte Carlo N–Particle Transport code, Version 5, User’s Guide, Volume II,” *LA CP*, vol. 3, p. 245, 2003.
- [137] A. Ferrari, P. R. Sala, A. Fasso, and J. Ranft, “FLUKA : a multi-particle transport code Stanford Linear Accelerator Center (SLAC) No,” SLAC, 2005.
- [138] T. Sato *et al.*, “Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02,- <https://doi.org/10.1080/00223131.2017.1419890>, vol. 55, no. 6, pp. 684–690, Jun. 2018.
- [139] S. Jan *et al.*, “GATE : a simulation toolkit for PET and SPECT,” *Physics in medicine and biology*, vol. 49, pp. 4543–4561, 2004, doi : 10.1088/0031-9155/49/19/007.
- [140] D. Sarrut *et al.*, “Advanced Monte Carlo simulations of emission tomography imaging systems with GATE,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 66, no. 10, p. 10TR03, May 2021, doi : 10.1088/1361-6560/ABF276.
- [141] S. Agostinelli and others, “Geant4-A simulation toolkit”, *Nuclear Instruments and Methods*, vol. A 506, pp. 250-303, 2003; J. Allison et al,” *Geant4 Developments and Applications*”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 53, pp. 270–278.
- [142] T. Cui, Z. Li, S. Zhang, Y. Wang, D. Chen, and L. Sun, “A comparison between GATE and MCNPX for photon dose calculations in radiation protection using a male voxel phantom,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 157, pp. 47–53, 2019, doi : 10.1016/j.radphyschem.2018.12.003.
- [143] E. Poon and F. Verhaegen, “Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications The GEANT4 toolkit for microdosimetry calculations : Application to microbeam radiation therapy (MRT) Med Magnetic confinement of electron and photon radiotherapy dose : A Monte Carlo simulation with a nonuniform longitudinal magnetic field Med Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications,” *Citation : Medical Physics*, vol. 32, p. 3810, 2005, doi : 10.1118/1.1895796.
- [144] Y. Perrot, “Evaluation de la dose déposée par des faisceaux d ’ électrons en radiothérapie dans des

fantômes voxelisés en utilisant la plateforme de simulation Monte Carlo GATE fondée sur GEANT4 dans un environnement de Yann Perrot To cite this version : HAL Id : tel, 2013.

- [145] R. Brun *et al.*, “GEANT : Detector Description and Simulation Tool, CERN Program Library Long Write-up, vol,” *W5013*, 1994.
- [146] F. Biggs and R. Lighthill, “Analytical approximations for x-ray cross sections III,” Aug. 1988, doi : 10.2172/7124946.
- [147] S. M. Seltzer and M. J. Berger, “Bremsstrahlung spectra from electron interactions with screened atomic nuclei and orbital electrons,” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B : Beam Interactions with Materials and Atoms*, vol. 12, no. 1, pp. 95–134, Aug. 1985, doi : 10.1016/0168-583X(85)90707-4.
- [148] H. Bethe, “Theory of the Passage of Fast Corpuscular Rays Through Matter,” *Annalen Phys.*, vol. 5, no. 3, pp. 325–400, 1930, doi : 10.1002/ANDP.19303970303.
- [149] H. A. Bethe, “Scattering of electrons,” *Z. für Physik*, vol. 76, p. 293, 1932.
- [150] F. Bloch, “Stopping power of atoms with several electrons,” *Z. Phys*, vol. 81, p. 363, 1933.
- [151] G. Tamborino *et al.*, “Dosimetric Evaluation of the Effect of Receptor Heterogeneity on the Therapeutic Efficacy of Peptide Receptor Radionuclide Therapy : Correlation with DNA Damage Induction and In Vivo Survival,” *J Nucl Med*, vol. 63, pp. 100–107, 2022, doi : 10.2967/jnumed.121.262122.
- [152] M. Tahiri, M. Mkimel, Y. Benameur, R. el Baydaoui, M. R. Mesradi, and O. el Rhazouani, “Organ Dose Estimation for Adult Chest CT Examination Using GATE Monte Carlo Simulation,” *Physics of Particles and Nuclei Letters*, vol. 18, no. 4, pp. 502–509, 2021, doi : 10.1134/S1547477121040166.
- [153] I. Fathi, M. Mkimel, R. El, O. El, and M. R. Mesradi, “GATE/GEANT4 simulation of radiation risk induced cancer from mammographic screening,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 193, p. 109929, 2022, doi : 10.1016/j.radphyschem.2021.109929.
- [154] I. Kawrakow and M. Fippel, “Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 45, no. 8, p. 2163, Aug. 2000, doi : 10.1088/0031-9155/45/8/308.
- [155] F. Smekens *et al.*, “Split exponential track length estimator for Monte-Carlo simulations of small-animal radiation therapy,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 59, no. 24, p. 7703, Nov. 2014, doi : 10.1088/0031-9155/59/24/7703.
- [156] I. Kawrakow, D. W. O. Rogers, and B. R. B. Walters, “Large efficiency improvements in BEAMnrc

- using directional bremsstrahlung splitting,” *Medical Physics*, vol. 31, no. 10, pp. 2883–2898, Oct. 2004, doi : 10.1118/1.1788912.
- [157] E. Mainegra Hing, Carleton University. Theses and Dissertations. Physics., and ProQuest (Firm), *Efficient Monte Carlo simulations in kilovoltage x-ray beams*. 2011.
- [158] Y. Lee, S. Lee, S. Kang, and J. Eom, “Dose optimization for dual-energy contrast-enhanced digital mammography based on an energy-resolved photon-counting detector : A Monte Carlo simulation study,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 132, pp. 46–51, Mar. 2017, doi : 10.1016/J.RADPHYSICHEM.2016-11.016.
- [159] W. Opengate, “Users Guide V8.0,” 2017, doi : 10.1111/j.1468-036X.2012.00660.x.
- [160] S. Jan *et al.*, “GATE V6 : A major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 56, no. 4, pp. 881–901, 2011, doi : 10.1088/0031-9155/56/4/001.
- [161] “CLHEP - A Class Library for High Energy Physics.” <https://proj-clhep.web.cern.ch/proj-clhep/> (accessed Dec. 22, 2021).
- [162] “Installation Guide — Geant4 Installation Guide 11.0 documentation.” <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/InstallationGuide/html/> (accessed Dec. 22, 2021).
- [163] D. eddine Krim, A. Rrhious, D. Bakari, M. Zerfaoui, and Y. Oulhouq, “Running gate software on moroccan cluster computing to simulate particle interactions within linear accelerator system,” in *Lecture Notes in Electrical Engineering*, Sep. 2020, vol. 684 LNEE, pp. 656–665. doi : 10.1007/978-3-030-53187-4_72.
- [164] M. Assalmi, E. Y. Diaf, and N. Mansour, “Validation of Monte carlo Geant4 multithreading code for a 6MV photon beam of varian linac on the grid computing,” *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, vol. 25, no. 6, pp. 1001–1010, 2020, doi : 10.1016/j.rpor.2020.09.011.
- [165] M. Cristy and K. F. Eckerman, “Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources : 1, Methods,” Apr. 1987, doi : 10.2172/6233735.
- [166] R. Kramer, M. Zankl, G. Williams, and G. Drexler, “The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte-Carlo methods. Pt. 1.” 1982. Accessed : May 07, 2021. [Online]. Available : http://inis.iaea.org/Search/search.aspx?orig_q=RN:14796056
- [167] M. G. Stabin *et al.*, “Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy,” May 1995, doi : 10.2172/91944.

- [168] R. H. Olsher and K. A. van Riper, "Application of a sitting MIRD phantom for effective dose calculations," *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 116, no. 1–4, pp. 392–395, Dec. 2005, doi : 10.1093/RPD/NCI087.
- [169] M. Caon, "Voxel-based computational models of real human anatomy : a review," *Radiation and Environmental Biophysics* 2004 42 :4, vol. 42, no. 4, pp. 229–235, Jan. 2004, doi : 10.1007/S00411-003-0221-8.
- [170] H. Zaidi and X. G. Xu, "Computational Anthropomorphic Models of the Human Anatomy : The Path to Realistic Monte Carlo Modeling in Radiological Sciences, vol. 9, pp. 471–500, Jul. 2007, doi : 10.1146/ANNUREV.BIOENG.9.060906.151934.
- [171] SNYDER and W. S., "Estimates of specific absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom," *MIRD Pamphlet*, vol. 5, 1978, Accessed : Nov. 10, 2021. [Online]. Available : <https://ci.nii.ac.jp/naid/10025874511>
- [172] R. Alexaklin Obninsk *et al.*, "Annals of the ICRP Published on behalf of the International Commission on Radiological Protection Annals Editor : J. VALENTIN, nCRP' SE-171 16 Stockholm, Sweden International Commission on Radiological Protection 2001-2005 ICR] Basic Anatomy for IJse in I," *Scientific Secretary : Dr. J. Valentin*, 2003, doi : 10.1177/ANIB_32_3-4.
- [173] H. Akkurt and K. Eckerman, "Development of PIMAL : mathematical phantom with moving arms and legs," 2007, Accessed : Nov. 23, 2021. [Online]. Available : <https://www.osti.gov/biblio/1339944>
- [174] M. Cristy, "Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose," 1980, Accessed : Nov. 23, 2021. [Online]. Available : <https://www.osti.gov/biblio/5308345>
- [175] S. F. Deus and J. W. Poston, "The development of a mathematical phantom representing a 10-yr old for use in internal dosimetry calculations," *International Journal of Nuclear Medicine and Biology*, vol. 4, no. 2, p. 151, 1977.
- [176] J. M. L. Hwang, R. L. Shoup, and J. W. Poston, "Mathematical description of a newborn human for use in dosimetry calculations," Sep. 1976, doi : 10.2172/7339152.
- [177] R. M. Jones, J. W. Poston, J. L. Hwang, T. D. Jones, and G. G. Warner, "Development and use of a fifteen year-old equivalent mathematical phantom for internal dose calculations." 1976. Accessed : Nov. 23, 2021. [Online]. Available : http://inis.iaea.org/Search/search.aspx?orig_q=RN:8283694
- [178] R. Kramer, J. W. Vieira, H. J. Khoury, F. Roberto, and D. A. Lima, "All about MAX : A male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry All about MAX : a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry," no. February 2015,

2003, doi : 10.1088/0031-9155/48/10/301.

[179] R. Kramer *et al.*, “All about FAX : a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 49, no. 23, p. 5203, Nov. 2004, doi : 10.1088/0031-9155/49/23/001.

[180] I. G. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, and G. Gindi, “Computerized three-dimensional segmented human anatomy,” *Medical Physics*, vol. 21, no. 2, pp. 299–302, Feb. 1994, doi : 10.1118/1.597290.

[181] N. Petoussi-Henss, M. Zankl, U. Fill, and D. Regulla, “The GSF family of voxel phantoms,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 47, no. 1, p. 89, Dec. 2001, doi : 10.1088/0031-9155/47/1/307.

[182] M. Zankl, U. Fill, N. Petoussi-Henss, and D. Regulla, “Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 47, no. 14, p. 2367, Jul. 2002, doi : 10.1088/0031-9155/47/14/301.

[183] G. Williams, M. Zankl, W. Abmayr, R. Veit, and G. Drexler, “The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods,” *Physics in medicine and biology*, vol. 31, no. 4, pp. 449–452, 1986, doi : 10.1088/0031-9155/31/4/010.

[184] U. Fill, M. Zankl, N. Petoussi-Henss, ... M. S.-H., and undefined 2004, “Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection,” *journals.lww.com*, Accessed : Nov. 23, 2021. [Online]. Available : https://journals.lww.com/health-physics/Fulltext/2004/03000/-Vip_Man_An_Image-Based_Whole_Body_Adult_Male.3.aspx

[185] J. Becker, M. Zankl, and N. Petoussi-Henss, “A software tool for modification of human voxel models used for application in radiation protection,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 52, no. 9, p. N195, Apr. 2007, doi : 10.1088/0031-9155/52/9/N01.

[186] P. J. Dimbylow, “The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry,” in *Proc. of an International Workshop at NRPB” Voxel Phantom Development,”*, 1995, pp. 1–7.

[187] P. Dimbylow, “Resonance behaviour of whole-body averaged specific energy absorption rate (SAR) in the female voxel model, NAOMI,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 50, no. 17, p. 4053, 2005.

[188] K. Saito, A. Wittmann, S. Koga, Y. Ida, ... T. K.-R. and, and undefined 2001, “Construction of a computed tomographic phantom for a Japanese male adult and dose calculation system,” *Springer*, Accessed : Dec. 20, 2021. [Online]. Available : <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s004110000082.pdf>

[189] M. Caon, G. Bibbo, and J. Pattison, “An EGS4-ready tomographic computational model of a 14-year-old female torso for calculating organ doses from CT examinations,” *Physics in Medicine & Biology*,

vol. 44, no. 9, p. 2213, Sep. 1999, doi : 10.1088/0031-9155/44/9/309.

[190] V. F. Cassola, V. J. de Melo Lima, R. Kramer, and H. J. Khoury, "FASH and MASH : Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces : I. Development of the anatomy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, no. 1, pp. 133–162, 2010, doi : 10.1088/0031-9155/55/1/009.

[191] V. F. Cassola, R. Kramer, C. Brayner, and H. J. Khoury, "Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, no. 15, pp. 4399–4430, 2010, doi : 10.1088/0031-9155/55/15/014.

[192] C. Lee, D. Lodwick, D. Hasenauer, J. L. Williams, C. Lee, and W. E. Bolch, "Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient : NURBS-based whole-body models*," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 52, no. 12, p. 3309, May 2007, doi : 10.1088/0031-9155/52/12/001.

[193] V. F. Cassola, R. Kramer, C. A. B de Oliveira Lira, and H. J. Khoury, "Posture-specific phantoms representing female and male adults in Monte Carlo-based simulations for radiological protection", doi : 10.1088/0031-9155/55/15/014.

[194] J. Zhang, Y. H. Na, P. F. Caracappa, and X. G. Xu, "RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, no. 19, p. 5885, Sep. 2009, doi : 10.1088/0031-9155/54/19/015.

[195] G. Zhang, Q. Luo, S. Zeng, and Q. Liu, "The development and application of the visible Chinese human model for Monte Carlo dose calculations," *Health Physics*, vol. 94, no. 2, pp. 118–125, Feb. 2008, doi : 10.1097/01.HP.0000285256.48498.B4.

[196] W. P. Segars, G. Sturgeon, S. Mendonca, J. Grimes, and B. M. W. Tsui, "4D XCAT phantom for multimodality imaging research," *Medical Physics*, vol. 37, no. 9, pp. 4902–4915, 2010, doi : 10.1118/1.3480985.

[197] R. Kramer, H. J. Khoury, C. Lopes, and J. W. Vieira, "Equivalent dose to organs and tissues in hysterosalpingography calculated with the FAX (Female Adult voXel) phantom," *the British Journal of Radiology*, vol. 79, pp. 893–898, 2006, doi : 10.1259/bjr/61874578.

[198] A. Sarno, G. Mettivier, and P. Russo, "Air kerma calculation in Monte Carlo simulations for deriving normalized glandular dose coefficients in mammography," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 62, no. 14, p. N337, Jun. 2017, doi : 10.1088/1361-6560/AA7016.

[199] P. Ferreira, M. Baptista, S. di Maria, and P. Vaz, "Cancer risk estimation in Digital Breast Tomosynthesis using GEANT4 Monte Carlo simulations and voxel phantoms," *Physica Medica*, vol. 32, no. 5,

pp. 717–723, May 2016, doi : 10.1016/j.ejmp.2016.04.005.

[200] International Commission on Radiological Protection, *Risks associated with ionising radiations. ICRP publication SG1.*

[201] L. Dunn, J. Lye, J. Kenny, J. Lehmann, I. Williams, and T. Kron, “Commissioning of optically stimulated luminescence dosimeters for use in radiotherapy,” *Radiation Measurements*, vol. 51–52, pp. 31–39, Apr. 2013, doi : 10.1016/J.RADMEAS.2013.01.012.

[202] M. Baptista, S. di Maria, C. Figueira, L. Orvalho, and P. Vaz, “Determination of backscatter factors in breast tomosynthesis using MCNPX simulations and measurements,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 165, no. 1–4, pp. 325–330, 2015, doi : 10.1093/rpd/ncv102.

[203] R. M. Al-Senan and M. R. Hatab, “Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range,” *Medical Physics*, vol. 38, no. 7, pp. 4396–4405, Jul. 2011, doi : 10.1118/1.3602456.

[204] I. Fathi *et al.*, “Validation of GATE Monte Carlo simulation and Al₂O₃ : C OSL nanodots for entrance surface dose estimation in mammography,” *Moscow University Physics Bulletin*, vol. in press.

[205] “COMMISSIONING AND ROUTINE TESTING OF FULL FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY SYSTEMS NHSBSP Equipment Report 0604 NHSBSP April 2009 iii Version 3 Commissioning and Routine Testing of Full Field Digital Mammography Systems CONTENTS,” 2009.

[206] J. M. Boone, K. K. Lindfors, V. N. Cooper, and J. A. Seibert, “Scatter/primary in mammography : Comprehensive results,” *Medical Physics*, vol. 27, no. 10, pp. 2408–2416, 2000, doi : 10.1118/1.1312812.

[207] L. Grevillot, T. Frisson, D. Maneval, N. Zahra, J. N. Badel, and D. Sarrut, “Simulation of a 6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 56, no. 4, pp. 903–918, 2011, doi : 10.1088/0031-9155/56/4/002.

[208] R. Brun and F. Rademakers, “ROOT - An object oriented data analysis framework,” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A : Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 389, no. 1–2, pp. 81–86, 1997, doi : 10.1016/S0168-9002(97)00048-X.

[209] A. M. Hernandez and J. M. Boone, “Tungsten anode spectral model using interpolating cubic splines : Unfiltered x-ray spectra from 20 kV to 640 kV,” 2014, doi : 10.1118/1.4866216.

[210] R. Birch and M. Marshall, “Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 24, no. 3, pp. 505–517, 1979, doi : 10.1088/0031-9155/24/3/002.

[211] J. Al-Tuweity *et al.*, “GAMOS/GEANT4 simulation and comparison study of X-ray narrow-spectrum

- series at the national Secondary Standard Dosimetry Laboratory of Morocco,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 175, p. 109789, Sep. 2021, doi : 10.1016/J.APRADISO.2021.109789.
- [212] M. R. Ay, S. Sarkar, M. Shahriari, D. Sardari, and H. Zaidi, “Assessment of different computational models for generation of x-ray spectra in diagnostic radiology and mammography,” in *Medical Physics*, 2005, vol. 32, no. 6, pp. 1660–1675. doi : 10.1118/1.1906126.
- [213] D. Bonifácio, H. Murata, and M. Morales, “MONTE CARLO SIMULATION OF X-RAY SPECTRA IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY AND MAMMOGRAPHY USING GEANT 4,” 2005.
- [214] I. Fathi *et al.*, “Experimental characterization and Monte Carlo simulation of radiation dose in mammography by AGMS-DM+ and OSL nanoDotTM detectors,” 2019. doi : 10.1109/MeMeA.2019.8802135.
- [215] J. J. DeMarco *et al.*, “A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT) : Cylindrical and anthropomorphic phantoms,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 50, no. 17, pp. 3989–4004, 2005, doi : 10.1088/0031-9155/50/17/005.
- [216] I. A. E. Agency, *Quality assurance programme for digital mammography*, no. 17. Vienna : INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2011. [Online]. Available : <https://www.iaea.org/publications/8560/quality-assurance-programme-for-digital-mammography>
- [217] A. Sarno *et al.*, “Dose Volume Distribution in Digital Breast Tomosynthesis : A Phantom Study,” *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, vol. 1, no. 4, pp. 322–328, Jun. 2017, doi : 10.1109/TRPMS.2017.2705727.
- [218] A. Wambersie, J. Zoetelief, H. G. Menzel, and H. Paretzke, “The ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) : its contribution to dosimetry in diagnostic and interventional radiology,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 117, no. 1–3, pp. 7–12, Dec. 2005, doi : 10.1093/RPD/NCI701.
- [219] R. T. Lermen, M. B. Prauchner, R. de A. Silva, and F. T. Bonsembiante, “Using Wastes from the Process of Blasting with Steel Shot to Make a Radiation Shield in Mortar,” *Sustainability 2020, Vol. 12, Page 6674*, vol. 12, no. 16, p. 6674, Aug. 2020, doi : 10.3390/SU12166674.
- [220] C. S. Reft, “The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams,” *Medical Physics*, vol. 36, no. 5, pp. 1690–1699, May 2009, doi : 10.1118/1.3097283.
- [221] M. E. Myronakis, M. Zvelebil, and D. G. Darambara, “Normalized mean glandular dose computation from mammography using GATE : A validation study,” *Physics in Medicine and Biology*, 2013, doi : 10.1088/0031-9155/58/7/2247.

- [222] A. B. de González and S. Darby, "Risk of cancer from diagnostic X-rays : Estimates for the UK and 14 other countries," *Lancet*, vol. 363, no. 9406, pp. 345–351, Jan. 2004, doi : 10.1016/S0140-6736(04)15433-0.
- [223] M. S. Alves *et al.*, "Estimated risk of radiation-induced cancer following breast screening employing tomosynthesis and digital mammography using Monte Carlo," *Journal of Radiological Protection*, 2021, doi : 10.1088/1361-6498/abdfd8.
- [224] C. H. Kim *et al.*, "ICRP Publication 145 : Adult Mesh-Type Reference Computational Phantoms," *Annals of the ICRP*, vol. 49, no. 3, pp. 13–201, 2020, doi : 10.1177/0146645319893605.
- [225] V. F. Cassola, V. J. de Melo Lima, R. Kramer, and H. J. Khoury, "FASH and MASH : Female and Male Adult human phantoms based on polygon meSH surfaces Part I : Development of the anatomy", doi : 10.1088/0031-9155/55/1/009.
- [226] R. Kramer *et al.*, "All about FAX : a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry."
- [227] H. Jiang and H. Paganetti, "Adaptation of GEANT4 to Monte Carlo dose calculations based on CT data," *Medical Physics*, vol. 31, no. 10, pp. 2811–2818, Oct. 2004, doi : 10.1118/1.1796952.
- [228] J. Schümann, H. Paganetti, J. Shin, B. Faddegon, and J. Perl, "Efficient voxel navigation for proton therapy dose calculation in TOPAS and Geant4," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 57, no. 11, p. 3281, Jun. 2012, doi : 10.1088/0031-9155/57/11/3281.
- [229] S. Si, J. Feng, and I. Sechopoulos, "clinical Digital Breast Tomosynthesis system : Dosimetric Characterization 1," *Original research n Breast Imaging Radiology*, vol. 263, doi : 10.1148/radiol.11111789.
- [230] M. S. Alves *et al.*, "Estimated risk of radiation-induced cancer following breast screening employing tomosynthesis and digital mammography using Monte Carlo," *Journal of Radiological Protection*, Jan. 2021, doi : 10.1088/1361-6498/abdfd8.
- [231] M. E. Suleiman, P. C. Brennan, and M. F. McEntee, "Mean glandular dose in digital mammography : a dose calculation method comparison," *Journal of Medical Imaging*, vol. 4, no. 1, p. 013502, 2017, doi : 10.1117/1.jmi.4.1.013502.
- [232] M. Baptista *et al.*, "Dosimetric characterization and organ dose assessment in digital breast tomosynthesis : Measurements and Monte Carlo simulations using voxel phantoms," *Medical Physics*, 2015, doi : 10.1118/1.4921362.
- [233] International Commission on Radiological Protection, *The 2007 Recommendations of the International*

nal Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103.

- [234] S. di Maria *et al.*, “TLD measurements and Monte Carlo simulations for glandular dose and scatter fraction assessment in mammography : A comparative study,” *Radiation Measurements*, vol. 46, no. 10, pp. 1103–1108, Oct. 2011, doi : 10.1016/J.RADMEAS.2011.06.072.
- [235] X. Wu, E. L. Gingold, G. T. Barnes, and D. M. Tucker, “Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography.,” <https://doi.org/10.1148/radiology.193.1.8090926>, vol. 193, no. 1, pp. 83–89, Oct. 1994, doi : 10.1148/RADIOLOGY.193.1.8090926.
- [236] D. R. Dance, K. C. Young, and R. E. van Engen, “Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis : factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 56, no. 2, p. 453, Dec. 2010, doi : 10.1088/0031-9155/56/2/011.
- [237] D. R. Dance and K. C. Young, “Estimation of mean glandular dose for contrast enhanced digital mammography : factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 59, no. 9, p. 2127, Apr. 2014, doi : 10.1088/0031-9155/59/9/2127.
- [238] V. Ferreira Cassola and G. Hoff, “Computational dosimetry : constancy tests and glandular dose Radiol Bras,” *Nov/Dez*, vol. 43, no. 6, pp. 395–400, 2010.
- [239] R. Mohammed and K. M. Ali, “Risk of Radiation-Induced Cancer from Screening Mammography Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements of the Degree of Doctor of Philosophy , November 2016,” vol. 2016, no. November, 2016.
- [240] D. R. Dance, C. L. Skinner, and G. Alm Carlsson, “Breast dosimetry,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 50, no. 1, pp. 185–203, 1999, doi : 10.1016/S0969-8043(99)00047-5.
- [241] S. Shinohara, F. Araki, and T. Ohno, “Glandular dose indices using a glandular dose to air kerma volume histogram in mammography,” *Medical Physics*, vol. 47, no. 3, pp. 1340–1348, 2020, doi : 10.1002/mp.13981.
- [242] T. Y. Chang, K. J. Lai, C. Y. Tu, and J. Wu, “Three-layer heterogeneous mammographic phantoms for Monte Carlo simulation of normalized glandular dose coefficients in mammography,” *Scientific Reports*, vol. 10, no. 1, pp. 1–9, 2020, doi : 10.1038/s41598-020-59317-4.
- [243] R. W. Bouwman *et al.*, “Average glandular dose in digital mammography and digital breast tomosynthesis : Comparison of phantom and patient data,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 60, no. 20, pp. 7893–7907, 2015, doi : 10.1088/0031-9155/60/20/7893.
- [244] N. Geeraert, “TELECOM ParisTech Spécialité «Traitement du Signal et de l’Image» présentée et

soutenue publiquement par Quantitative evaluation of fibroglandular tissue for estimation of tissue-differentiated absorbed energy in breast tomosynthesis,” 2014. Accessed : Apr. 27, 2021. [Online]. Available : www.telecom-paristech.fr

[245] D. R. Dance *et al.*, “Breast dosimetry using high-resolution voxel phantoms,” *Radiation Protection Dosimetry*, 2005, doi : 10.1093/rpd/nch510.

[246] I. Sechopoulos, K. Bliznakova, X. Qin, B. Fei, and S. S. J. Feng, “Characterization of the homogeneous tissue mixture approximation in breast imaging dosimetry,” *Medical Physics*, vol. 39, no. 8, p. 5050, 2012, doi : 10.1118/1.4737025.

[247] A. M. Hernandez, J. A. Seibert, and J. M. Boone, “Breast dose in mammography is about 30% lower when realistic heterogeneous glandular distributions are considered,” *Medical Physics*, vol. 42, no. 11, pp. 6337–6348, Oct. 2015, doi : 10.1118/1.4931966.

[248] P. Ferreira, M. Baptista, S. di Maria, and P. Vaz, “Cancer risk estimation in Digital Breast Tomosynthesis using GEANT4 Monte Carlo simulations and voxel phantoms,” *Physica Medica*, 2016, doi : 10.1016/j.ejmp.2016.04.005.

[249] W. Wang *et al.*, “Dose distribution in a breast undergoing mammography based on a 3D detailed breast model for Chinese women,” *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 181, no. 3, pp. 221–228, 2018, doi : 10.1093/RPD/NCY017.

[250] R. Kramer, J. W. Vieira, H. J. Khoury, F. De, and A. Lima, “MAX meets ADAM : A dosimetric comparison between a voxel-based and a mathematical model for external exposure to photons”, doi : 10.1088/0031-9155/49/6/002.

[251] T. Chusin, K. Matsubara, A. Takemura, R. Okubo, and Y. Ogawa, “Assessment of scatter radiation dose and absorbed doses in eye lens and thyroid gland during digital breast tomosynthesis,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 20, no. 1, pp. 340–347, Jan. 2019, doi : 10.1002/ACM2.12486.