



**LES PARAMETRES OPTIMAUX EN MAMMOGRAPHIE
EN FONCTION DE L'ÉPAISSEUR DU SEIN :
OPTIMISATION ENTRE QUALITÉ D'IMAGE
ET DOSE AU SEIN**

ANNETTE RERAT

Étudiante Bachelor – Filière Technique en radiologie médicale

JESSICA BEGUIN

Étudiante Bachelor – Filière Technique en radiologie médicale

Directeur de travail : PASCAL MONNIN

**TRAVAIL DE BACHELOR DÉPOSÉ ET SOUTENU À LAUSANNE EN 2014 EN VUE DE
L'OBTENTION D'UN BACHELOR OF SCIENCE HES-SO EN TECHNIQUE EN RADIOLOGIE
MÉDICALE**

**Haute Ecole de Santé Vaud
Filière Technique en radiologie médicale**

RESUME

La mammographie est une technique d'imagerie permettant la visualisation de pathologies bénignes ou malignes. Selon l'Office Fédéral de la Santé Publique, le cancer du sein touche désormais une femme sur huit et représente la première cause de mortalité chez la femme. Par conséquent, un programme de dépistage concernant toutes les femmes de plus de cinquante ans a été mis en place. De ce fait, il est indispensable de garantir un examen de qualité avec la dose la plus faible possible. Ces conditions dépendent du choix des paramètres (couple anode/filtre, tension et charge) à disposition du technicien en radiologie médicale. Dans le cadre clinique, la majorité des techniciens ont recours au mode automatique préprogrammé sur l'appareil. Le but de notre recherche est de vérifier que ces constantes sont adaptées.

Nous avons réalisé nos mesures sur trois mammographes numériques différents. Un dosimètre a permis de quantifier la dose délivrée et les épaisseurs de sein ont été simulées par un fantôme. En passant par le mode manuel et en faisant varier un paramètre à la fois, nous avons pu déterminer le couple anode/filtre, la tension et la charge les plus appropriés. Les résultats montrent que les paramètres de deux mammographes sur lesquels nous avons réalisé nos mesures peuvent être améliorés afin d'offrir un meilleur compromis entre la qualité d'image et la dose au sein. Cette dernière peut être réduite jusqu'à 33% sur l'un et 56% sur l'autre tout en préservant des clichés comparables par rapport au mode automatique utilisé couramment. Cependant, pour le troisième mammographe, seules les épaisseurs égales ou supérieures à 45 mm de sein comprimé peuvent également bénéficier d'une réduction de dose jusqu'à 25%. En revanche, pour les épaisseurs inférieures, la dose est déjà optimisée. Les résultats de notre étude permettront de proposer des modifications des paramètres en vue de l'amélioration du mode automatique.

MOTS-CLEFS

Mammographie - optimisation – paramètres – qualité d'image - dose au sein - figure de mérite

AVERTISSEMENT

Les prises de position, la rédaction et les conclusions de ce travail n'engagent que la responsabilité de ses auteurs et en aucun cas celle de la Haute Ecole de Santé Vaud, du jury ou du Directeur du Travail de Bachelor.

Nous attestons avoir réalisé seules le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste des références bibliographiques.

Le 30 juin 2014, Béguin Jessica et Rérat Annette

REMERCIEMENTS

Nous remercions toutes les personnes qui nous ont permis la réalisation de ce travail de Bachelor, et plus particulièrement :

Monsieur Pascal Monnin, Directeur de Travail de Bachelor, qui nous a suivies, soutenues et conseillées.

Madame Nicole Richli Meystre pour ses remarques et ses critiques constructives.

Monsieur Charles Imsand, chef TRM du service de radiodiagnostic et radiologie interventionnelle du CHUV pour la mise à disposition des salles de mammographies.

Monsieur Philippe Martinot, chef TRM à la Clinique de La Source pour nous avoir mis à disposition leur mammographe.

Mesdames Maritta Watrin et Annick Bandelier, référentes en mammographie.

Nos familles et nos proches qui nous ont soutenues tout au long de ces deux années de travail et de recherche.

TABLE DES MATIERES

1	INTRODUCTION	1
2	PROBLEMATIQUE	2
2.1	Etude de la littérature	2
2.2	Motivation de notre étude	4
2.3	Objectifs de la recherche.....	4
3	MATERIEL ET METHODE	5
3.1	Outils d'analyse.....	5
3.1.1	<i>Paramètres</i>	5
3.1.2	<i>Qualité d'image</i>	6
3.1.3	<i>Dosimétrie</i>	6
3.2	Matériel	7
3.3	Méthode	8
4	RESULTATS	12
4.1	Mammographe Carestream SNP-M1	12
4.2	Mammographe GE Essential	16
4.2.1	<i>Comparaison entre le mode standard et les paramètres optimaux</i>	16
4.2.2	<i>Comparaison des modes standard, dose et contraste</i>	20
4.3	Mammographe Philips MicroDose	23
5	DISCUSSION	27
6	CONCLUSION	30
7	LISTE DE REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	31
8	LISTE BIBLIOGRAPHIQUE	33
9	ANNEXES	34

1 INTRODUCTION La mammographie est une technique d'imagerie très exigeante qui consiste à réaliser des images du sein de haute qualité, tout en utilisant les doses les plus faibles possibles. Celles-ci sont utilisées afin de détecter des pathologies malignes telles que certaines tumeurs comme les carcinomes ou encore des lésions bénignes comme les kystes, les maladies fibrokystiques ou les fibroadénomes. Toutefois, cette modalité ne permet pas de déterminer si la lésion est liquidienne ou solide. Une échographie et/ou une IRM permettront alors de le déterminer.

Selon l'OFSP, le cancer du sein, première cause de mortalité chez la femme, est en constante augmentation et touche désormais une femme sur huit. Depuis plusieurs années, un programme de dépistage a été mis en place et le nombre de femmes âgées de plus de cinquante ans qui y participent ne cesse de s'élever. Cette maladie ne touche malheureusement pas uniquement les femmes de cette tranche d'âge mais également les femmes plus jeunes présentant des facteurs de risques héréditaires ou tout simplement des symptômes tels qu'une masse palpable. Il devient alors nécessaire d'offrir à toutes les patientes un examen radiologique offrant une dose à la glande mammaire la plus faible possible et une qualité d'image suffisante pour permettre de poser un diagnostic. La technique joue un rôle fondamental dans ce processus. La détection des lésions précoces du sein est influencée par de nombreux facteurs qui affectent la qualité de l'image ainsi que la dose. En effectuant une analyse approfondie des paramètres et des principes physiques, il est possible d'obtenir, en mammographie, des images de haute qualité tout en utilisant une dose raisonnablement basse. Cependant, une dose trop faible n'est tout de même pas souhaitable, car son utilisation dégrade la qualité et la performance de la mammographie dans la détection des lésions mammaires.

2 PROBLEMATIQUE

2.1 Etude de la littérature

Après avoir effectué des recherches concernant la qualité d'image et la dose en mammographie, nous avons constaté que différents auteurs s'étaient déjà penchés sur le sujet. D'une manière générale, les articles consultés ont tenu compte du rapport contraste sur bruit (CNR) afin de définir la qualité d'image. En comparant sur différents détecteurs, il a été démontré que le GE SenoDS de GE Healthcare donne le meilleur CNR pour les seins d'une épaisseur inférieure à 45 mm selon Egan et Phelan (S. d.). Pour de plus grandes épaisseurs, le Senographe Essential de GE Healthcare, le Lorad Selenia de Hologic, le Siemens Mammomat NovationDR et le mammographe MicroDose de Philips obtiennent des résultats concordants malgré un système d'acquisition propre à chacun selon les résultats des études de Egan et al. (S. d), et de Kanaga et al. (2010).

Dans toutes les observations, l'évaluation de la dose a été qualifiée par rapport à la dose glandulaire moyenne (DGM) en mesurant le kerma dans l'air à l'entrée du sein et en tenant compte des facteurs g, c et s. Le protocole Européen a permis de définir les valeurs limites de la DGM (European Commission, 2006, p. 149). L'étude de la dose glandulaire moyenne prouve que le mammographe MicroDose de Philips délivre une dose plus faible que le GE SenoDS ou le Lorad Selenia de Hologic, ce qui correspond à la pratique selon Egan et al. (S. d.). D'après Kanaga et al. (2010), à faible épaisseur (4 à 5 cm), le Siemens Mammomat NovationDR est le moins irradiant alors qu'à grande épaisseur (5 à 6 cm), le Senographe Essential de GE Healthcare offre la DGM la plus basse.

Afin d'avoir une analyse plus précise de l'efficacité d'un système, en termes de dose et de qualité, un rapport appelé Figure of Merit (FOM ou figure de mérite) a été établi dans les articles de Baldelli, Phelan et Egan (2010), de Bernhardt, Merteilmeyer et Hoheisel (2006) et de Kanaga et al. (2010).

$$FOM = \frac{CNR^2}{DGM}$$

Le Senographe Essential de GE Healthcare possède la meilleure FOM devant le Siemens Mammomat NovationDR et le Lorad Selenia de Hologic selon Kanaga et al. (2010).

Les distances foyer-détecteur utilisées varient entre 60 et 65 cm dans les articles ou celle-ci est mentionnée, c'est-à-dire dans les textes de Bernhardt et al. (2006), de Dance et al. (2000), de Kanaga et al. (2010) et de Varjonen et Strömmer (S. d.).

En ce qui concerne les épaisseurs de fantômes simulant la taille des seins comprimés, elles sont toutes situées dans une fourchette allant de deux à dix centimètres. Les expériences d'Egan et al. (S. d.) et de

Klausz et Shramchenko (2010) ont été réalisées avec un CDMAM et celles de Baldelli et al. (2010) avec un fantôme CIRS. La composition des fantômes correspond à un sein ayant une densité de 50% de tissu glandulaire et 50% de tissu adipeux. L'étude de Baldelli et al. (2010) a tenu compte de trois densités différentes : 50%/50%, 30%/70% et 20%/80%.

Aucun article n'a tenu compte de la taille du foyer.

Toutes les expositions ont été réalisées avec la modulation automatique de courant (AEC). Nous savons qu'une tension de 25 à 38 kV est appliquée et qu'elle se régule, en pratique, par le système d'exposition automatique en fonction de l'épaisseur et de la densité du sein (Support de cours, Institut de Radiophysique & Haute Ecole de Santé Vaud. (2013). Cours de radiophysique médicale, volume III, Radiodiagnostic). L'épaisseur est déterminée par rapport à la hauteur du plateau de compression et la densité est mesurée grâce à un tir préliminaire à faible dose sur certains appareils. Ceci explique la variation de tension (allant de 25 à 38 kV) testée dans les articles de Baldelli et al. (2010), de Dance et al. (2000), de Egan et al (S. d.) et de Varjonen et al. (S. d.). Cependant, nous avons pu observer que concernant l'étude de Bernhardt et al. (2010), une gamme de tension plus large a été utilisée (allant de 16 à 42 kV). Ces expériences ont été réalisées par simulation, expliquant ce large éventail de kilovoltage. Dans le cas de Kanaga et al. (2010), de Klausz et al. (2005) et de Smith, Chen et Semine (S. d.), ce paramètre n'est pas pris en compte. Ce dernier est fondamental, car il a un effet direct sur les modifications du contraste et de la dose au sein.

Les couples anode/filtre ont été traités dans tous les sujets et ont permis de conclure que le Mo/Mo est le meilleur choix pour les systèmes analogiques selon les articles de Dance et al. (2000), de Klausz et al. (2005) et de Smith et al. (S. d.). En ce qui concerne les détecteurs numériques, nous observons que tous les auteurs sauf Bernardt et al. (2006) et Klausz et al. (S. d.) sont d'accord que le couple Mo/Mo n'est pas toujours adapté et que ceci dépend de la marque des appareils. Les observations de Egan et al. (S. d.) concluent que le Mo/Mo est optimal pour les faibles épaisseurs de sein puis rejoint celles de Kanaga et al. (2010) en affirmant qu'à partir de 45 mm de sein, le couple optimal pour un mammographe GE SenoDs et un Senographe Essential de GE Healthcare est le Rh/Rh. Le Siemens Mammomat NovationDR et le mammographe MicroDose de Philips ne disposent que d'un unique couple anode/filtre, réciproquement W/Rh et W/Al et ceux-ci sont donc non modifiables. Pour Lorad Selenia de Hologic, les deux s'accordent également pour affirmer que le Mo/Mo est le plus approprié pour les faibles épaisseurs de sein et le couple Mo/Rh est adapté pour les seins plus épais. Ce système délivre une dose plus élevée que les autres mammographes. Parallèlement, l'article de Baldelli et al. (2010) affirme l'inverse en prétendant que le W/Rh est le meilleur car il permet de délivrer moins de dose qu'avec une anode en molybdène grâce à la pénétration plus importante du faisceau. Cependant, il est difficile de définir quel couple est le plus approprié car le choix se fait en fonction de la composition du sein.

2.2 Motivation de notre étude

Le compromis de la qualité d'image et de la dose au patient a toujours été une priorité en imagerie par rayons X, surtout dans le cas de la mammographie. Le sein étant un organe très radiosensible, la dose qui lui est délivrée est donc un aspect primordial, qu'il faut absolument réduire au minimum tout en gardant une qualité d'image convenable pour pouvoir poser un diagnostic.

Durant nos périodes de formation pratique, nous avons pu constater que la majorité des techniciens en radiologie médicale ont recours au mode automatique pour la réalisation des clichés en mammographie. Suite à cette constatation, nous avons estimé qu'il était important de vérifier que les paramètres utilisés sur ce mode soient optimaux.

2.3 Objectifs de la recherche

Le but de notre étude est de déterminer s'il est possible d'améliorer de manière concomitante la qualité d'image tout en diminuant la dose au sein. Sa réalisation repose sur la prise et l'analyse de clichés effectués sur trois systèmes de détection différents car nous désirions déterminer lequel offre le meilleur compromis. Les résultats de notre recherche sont obtenus grâce à la figure de mérite qui représente la balance entre le rapport contraste sur bruit et la dose glandulaire moyenne.

3 MATERIEL ET METHODE

3.1 Outils d'analyse

3.1.1 Paramètres

En mammographie, il est possible de modifier quatre paramètres bien distincts qui agissent tous d'une façon différente sur la dose et la qualité d'image. Il s'agit de la tension (kilovoltage), de la charge et/ou du réglage de la sensibilité de la cellule, du choix de l'anode et du filtre ou encore de la taille du foyer.

Premièrement, le kilovoltage, abrégé kV, régule l'énergie du faisceau dans la matière. La tension est choisie en fonction de la quantité de matière à traverser. Plus cette dernière est importante, plus le kilovoltage sera élevé pour maintenir une dose constante au détecteur. Ce paramètre a un impact direct sur le contraste. En mode automatique, la tension est choisie en fonction de la hauteur du plateau de compression. De plus, pour la déterminer, certains mammographes tiennent compte de la densité du sein en réalisant un pré-tir.

Deuxièmement, la charge, exprimée en mAs, régule la quantité de rayons X émise et elle est proportionnelle à la dose à l'entrée du sein. Elle est choisie en fonction de la dose au détecteur désirée. L'élévation de la charge est bénéfique pour la qualité de l'image. En élevant celle-ci, la quantité de photons produits augmente, ce qui provoque une diminution du bruit. Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre la dose et la qualité d'image. En mammographie, le temps d'exposition est relativement plus long qu'en radiologie conventionnelle et varie entre 0.1 et 3 secondes pour les capteurs plan et à plus de 10 secondes pour les systèmes à balayage comme le Philips MicroDose (Support de cours, Institut de Radiophysique & Haute Ecole de Santé Vaud. (2013). Cours de radiophysique médicale, volume III, Radiodiagnostic).

Ensuite, le choix de l'anode et du filtre dépend de l'épaisseur du sein et également de sa densité. Il existe différents couples pour la mammographie : Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, Rh/Al, W/Al, W/Rh, W/Ag. Selon l'épaisseur du sein comprimé, on utilisera plutôt le molybdène pour les faibles épaisseurs et le tungstène pour les seins épais et denses, car son faisceau est plus énergétique. Pour les seins de composition moyenne, les autres couples peuvent être utilisés en fonction de leur numéro atomique. Le choix de l'anode/filtre aura un lien direct sur le contraste. En effet, ce couple régulant la transmission des photons, conduit à une baisse du contraste lorsque le faisceau est trop énergétique en présence d'une faible épaisseur de sein.

Pour finir, le choix de la taille du foyer agit directement sur la résolution spatiale. En mammographie, il existe des petits foyers (0.15 mm) qui permettent de l'augmenter grâce à la diminution de la

pénombre et des grands foyers (0.4 mm) qui péjorent la résolution mais diminuent le temps d'exposition.

3.1.2 *Qualité d'image*

La qualité d'image est déterminée par le contraste, la résolution spatiale et le bruit. Comme dit précédemment, la tension modifie le contraste. « Le contraste d'un objet sur une image est la différence de valeur moyenne des pixels entre deux zones d'intérêt homogènes de l'image » (Support de cours, Institut de Radiophysique & Haute Ecole de Santé Vaud. (2013). Cours de radiophysique médicale, volume V, Imagerie Médicale). Plus la tension appliquée est grande et plus il diminue. Le contraste est indispensable pour calculer le CNR (Contrast to Noise Ratio). Ce dernier nous donne le contraste de l'objet par rapport au bruit de l'image et va être un des éléments clé pour qualifier la qualité de l'image.

$$\text{CNR} = \frac{|\bar{X}_1 - \bar{X}_2|}{\sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2)/2}}$$

$X_{1,2}$ représente la valeur moyenne des pixels dans les zones d'intérêt 1 et 2 de l'image et $\sigma_{1,2}$ symbolise l'écart type dans ces mêmes zones d'intérêt.

La résolution spatiale se définit comme étant « la capacité à distinguer des petits objets ou deux structures proches sur l'image » (Support de cours, Institut de Radiophysique & Haute Ecole de Santé Vaud. (2013). Cours de radiophysique médicale, volume V, Imagerie Médicale). L'utilisateur n'ayant pas accès au changement de la taille du foyer, non n'avons pas tenu compte de la résolution dans notre étude.

Le bruit est la fluctuation aléatoire de la valeur des pixels autour d'une valeur moyenne (Support de cours, Institut de Radiophysique & Haute Ecole de Santé Vaud. (2013). Cours de radiophysique médicale, volume V, Imagerie Médicale). Celui-ci est inversement proportionnel à la racine carrée de la charge.

3.1.3 *Dosimétrie*

En mammographie, pour mesurer la dose absorbée dans le sein, on calcule la dose glandulaire moyenne (DGM) (ou average glandular dose (AGD)) qui est donnée par la formule suivante :

$$\text{DGM} = g \cdot c \cdot s \cdot \text{DES}$$

Le facteur g est lié à la transmission des rayons X à travers le sein. Cependant, il ne tient pas compte de la composition du sein (glandulaire/gras), raison pour laquelle, nous avons recours au facteur c qui le corrige. Le facteur s dépend de l'énergie du spectre obtenu à l'aide du couple anode/filtre.

Selon la directive R-08-02, une DGM limite est fixée pour chaque épaisseur de sein comprimé. Ces valeurs figurent dans le tableau 1.

Epaisseur de sein [mm]	Dose glandulaire moyenne [mGy]
20	1.0
30	1.5
40	2.0
50	3.0
60	4.5
70	6.5

Tableau 1 : Valeurs limites de la dose glandulaire moyenne

La dose à l'entrée du sein (DES) peut être obtenue en plaçant un dosimètre dans le champ d'irradiation ou en ayant recours à cette formule :

$$DES = C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^n \cdot \frac{Q}{d^2}$$

DES = Dose à l'entrée du sein [mGy]

C = Constante spécifique au tube à rayons X et au couple anode/filtre [mGy·m²/mAs]

Q = Charge [mAs]

d = Distance entre le foyer et la surface du sein [m]

n = Facteur dépendant du couple anode/filtre

Dans le tableau 2 figurent les valeurs de la constante C et du coefficient n pour différents couples anode/filtre.

Anode/filtre	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh	W/Al
C [mGy·m²/mAs]	2.46	2.54	1.28	1.17
n	3.06	3.24	3.03	2.54

Tableau 2: Valeurs typiques de la constante C et du coefficient n pour différents couples anode/filtre

3.2 Matériel

Nous avons choisi de tester deux mammographes au Centre Hospitalier Universitaire Vaudois (CHUV) : une installation CR dotée d'un système à aiguilles au iodure de césium de la marque Carestream SNP-M1, ainsi que le Senographe GE Essential qui est un système DR de la marque GE Healthcare. Le troisième appareil est un mammographe avec système à balayage Philips MicroDose qui se trouve dans la Clinique de La Source à Lausanne.

Le fantôme que nous avons utilisé pour mener à bien nos expériences est de la marque Tormax. Il est composé de PMMA (Polyméthacrylate de méthyle ou Plexiglas) contenant différents objets tests. Les niveaux de gris que nous avons utilisés correspondent à dix zones de densités différentes variant de manière linéaire (figure 1).

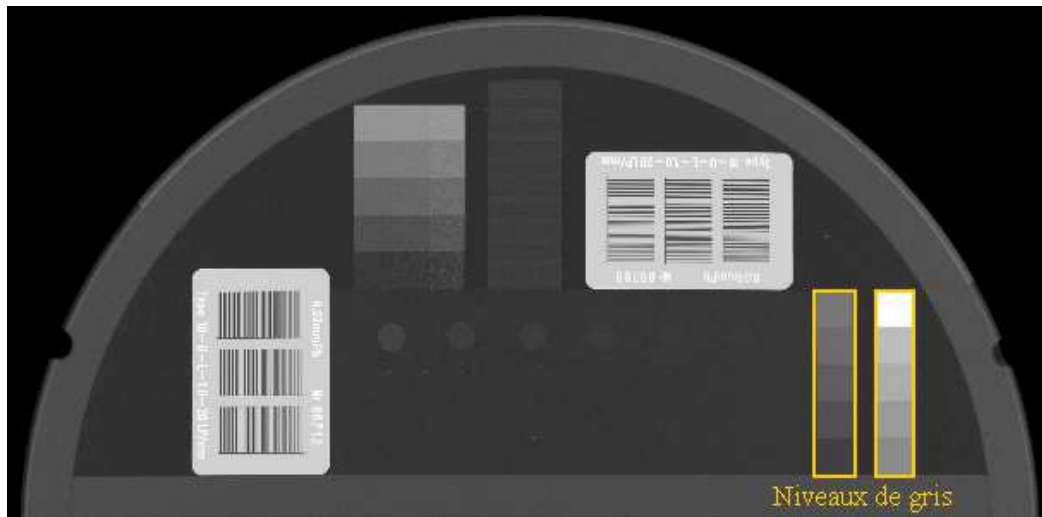


Figure 1 : Fantôme Tormax

La particularité de ce fantôme pour notre travail est sa capacité à pouvoir faire varier son épaisseur. Cependant, la densité du plexiglas n'est pas égale à celle d'un sein de composition moyenne 50% glandulaire - 50% graisseux. Il est alors important de déterminer l'épaisseur équivalente du sein pour chaque épaisseur de fantôme (tableau 3). Les épaisseurs de fantôme que nous avons utilisées sont de 20, 30, 40, 50, 60 et 70 mm. Nous avons choisi cette gamme afin de représenter au mieux les variations auxquelles nous sommes confrontés en clinique.

Epaisseur de PMMA [mm]	Epaisseur de sein équivalente [mm] (50% glandulaire - 50% graisseux)
20	21
30	32
40	45
50	60
60	75
70	90

Tableau 3 : Conversion de l'épaisseur de PMMA en épaisseur de sein

3.3 Méthode

Dans un premier temps, nous avons procédé à des acquisitions en mode automatique pour des épaisseurs de plexiglas allant de 20 à 70 mm afin d'obtenir le couple anode/filtre, la tension et la charge.

Ensuite, nous avons effectué des clichés en utilisant les mêmes paramètres afin de mesurer la dose à l'entrée du sein [mGy]. Lors de la mesure, la sonde du dosimètre Dosimax était placée à six centimètres du bord du champ côté thorax et centrée latéralement. Nous avons défini cette valeur, car les vérifications de doses lors des différents contrôles des mammographes sont effectuées à cette distance. Le fait de placer la sonde toujours à la même distance du bord du champ permet de s'affranchir des variations dues à l'effet talon.

Grâce à la DES et aux facteurs g, c et s figurant dans le Support de cours, Institut de Radiophysique & Haute Ecole de Santé Vaud. (2013). Cours de radiophysique médicale, volume III, Radiodiagnostic, nous pouvons calculer la dose glandulaire moyenne. Afin d'obtenir des facteurs adaptés à chacune des tensions que nous avons obtenues, nous avons effectué une extrapolation linéaire de ceux-ci (tableaux 4, 5, 6 et 7).

Tension [kV]	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
22	0.29	0.35	0.33
23	0.30	0.36	0.34
24	0.31	0.37	0.35
25	0.32	0.38	0.37
26	0.33	0.39	0.39
27	0.34	0.41	0.40
28	0.35	0.42	0.42
29	0.36	0.43	0.43
30	0.37	0.44	0.44
31	0.38	0.45	0.45
32	0.39	0.46	0.46
33	0.39	0.46	0.46
34	0.40	0.47	0.47
35	0.41	0.48	0.48
36	0.42	0.49	0.49
37	0.43	0.50	0.50

Tableau 4 : Valeurs typiques de CDA [mm Al]

Epaisseur de PMMA [mm]	CDA [mm Al]																				
	0.30	0.31	0.32	0.33	0.34	0.35	0.36	0.37	0.38	0.39	0.40	0.41	0.42	0.43	0.44	0.45	0.46	0.47	0.48	0.49	0.50
20	0.378	0.387	0.395	0.404	0.412	0.421	0.429	0.437	0.444	0.452	0.460	0.467	0.474	0.482	0.489	0.496	0.503	0.510	0.518	0.524	0.530
30	0.261	0.268	0.274	0.281	0.287	0.294	0.300	0.307	0.313	0.320	0.326	0.332	0.338	0.345	0.351	0.357	0.363	0.369	0.376	0.382	0.388
40	0.183	0.188	0.193	0.198	0.203	0.208	0.213	0.218	0.222	0.227	0.232	0.237	0.242	0.248	0.253	0.258	0.263	0.268	0.274	0.280	0.286
50	0.135	0.139	0.143	0.146	0.150	0.154	0.158	0.161	0.165	0.168	0.172	0.176	0.180	0.184	0.188	0.192	0.196	0.200	0.204	0.208	0.212
60	0.106	0.109	0.112	0.115	0.118	0.121	0.124	0.127	0.130	0.133	0.136	0.139	0.142	0.146	0.149	0.152	0.155	0.158	0.162	0.165	0.168
70	0.086	0.088	0.091	0.093	0.096	0.098	0.101	0.103	0.106	0.108	0.111	0.113	0.116	0.118	0.121	0.123	0.125	0.128	0.130	0.132	0.134

Tableau 5 : Facteur g

Epaisseur de PMMA [mm]	CDA [mm Al]																				
	0.30	0.31	0.32	0.33	0.34	0.35	0.36	0.37	0.38	0.39	0.40	0.41	0.42	0.43	0.44	0.45	0.46	0.47	0.48	0.49	0.50
20	0.889	0.890	0.891	0.893	0.894	0.895	0.897	0.898	0.900	0.901	0.903	0.904	0.905	0.906	0.907	0.908	0.909	0.910	0.911	0.912	0.913
30	0.940	0.941	0.941	0.942	0.942	0.943	0.943	0.944	0.944	0.945	0.945	0.945	0.945	0.946	0.946	0.946	0.946	0.946	0.947	0.947	0.947
40	1.043	1.043	1.042	1.042	1.041	1.041	1.041	1.041	1.040	1.040	1.040	1.040	1.040	1.039	1.039	1.039	1.039	1.039	1.038	1.038	1.038
50	1.164	1.163	1.162	1.162	1.161	1.160	1.158	1.156	1.155	1.153	1.151	1.151	1.151	1.150	1.150	1.150	1.150	1.150	1.149	1.149	1.149
60	1.254	1.252	1.250	1.249	1.247	1.245	1.243	1.241	1.239	1.237	1.235	1.234	1.233	1.233	1.232	1.231	1.230	1.229	1.229	1.228	1.228
70	1.299	1.298	1.296	1.295	1.293	1.292	1.290	1.288	1.286	1.284	1.282	1.281	1.279	1.278	1.276	1.275	1.274	1.272	1.271	1.270	1.268

Tableau 6 : Facteur c

Anode/filtre	Mo/Mo	Mo/Rh	Rh/Rh
Facteur s	1.000	1.017	1.061

Tableau 7 : Facteur s

Ensuite, afin d'évaluer la qualité de nos images du mode automatique, nous avons calculé le CNR sur chacune d'entre elles. Tout au long de notre travail, l'évaluation de la qualité d'image a été réalisée sur des clichés non processés.

Pour optimiser les paramètres, nous les avons fait varier l'un après l'autre (anode/filtre, tension et charge) en fonction des gammes disponibles sur chaque appareil. Dans le tableau 8, ces valeurs sont répertoriées. Grâce au CNR et à la DGM, nous avons pu calculer la FOM. Afin d'évaluer la qualité de nos images, nous avons fixé comme seuil minimal, le CNR du mode automatique. La figure de mérite nous a permis de déterminer les paramètres optimaux à utiliser. Cette opération a été répétée pour les différentes épaisseurs de PMMA sur chacun des trois mammographes.

	Carestream SNP-M1	GE Essential	Philips MicroDose
Tension [kV]	23 - 35	22 - 49	26 - 38
Charge [mAs]	7 - 700	4 - 400	5.7 - 25.8
Couple anode/filtre	Mo/Mo et Mo/Rh	Mo/Mo, Mo/Rh et Rh/Rh	W/Al

Tableau 8 : Paramètres à disposition sur les différents mammographes

4 RESULTATS

Comme attendu par l'objectif de notre étude, nous avons obtenu pour le mammographe Carestream SNP-M1, le GE Essential et le Philips MicroDose des nouvelles constantes impliquant une dose glandulaire moyenne plus faible avec un rapport contraste sur bruit égal ou supérieur à celui du mode automatique.

4.1 Mammographe Carestream SNP-M1

Les résultats concernant les paramètres du système Carestream SNP-M1 figurent dans le tableau 9.

Sein [mm]	Mode automatique						Paramètres optimaux					
	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM
21	25.0	32.9	Mo/Mo	29.02	0.55	1524	23	35	Mo/Mo	30.14	0.44	2044
32	26.0	57.8	Mo/Mo	27.88	0.85	915	23	84	Mo/Rh	30.07	0.64	1407
45	27.0	97.0	Mo/Mo	27.88	1.32	588	23	126	Mo/Rh	29.29	0.83	1035
60	28.0	161.4	Mo/Mo	27.63	2.29	334	23	280	Mo/Rh	27.94	1.46	535
75	28.5	243.3	Mo/Mo	25.76	2.94	225	23.5	245	Mo/Rh	27.03	1.27	576
90	30.0	328.3	Mo/Mo	28.50	3.75	217	25	560	Mo/Rh	30.04	3.17	284

Tableau 9 : Comparaison entre le mode AEC et les paramètres optimaux sur le Carestream SNP-M1

La recherche des paramètres optimaux a permis dans un premier temps de déterminer le couple anode/filtre [Annexe I]. Au CHUV, le couple Mo/Mo est utilisé quelle que soit l'épaisseur de sein. Cependant, lors de la réalisation de nos clichés, nous constatons qu'à partir de l'épaisseur de sein de 32 mm, l'utilisation d'un filtre en rhodium nous donne une figure de mérite plus élevée, à tension et à charge constantes (figure 2).

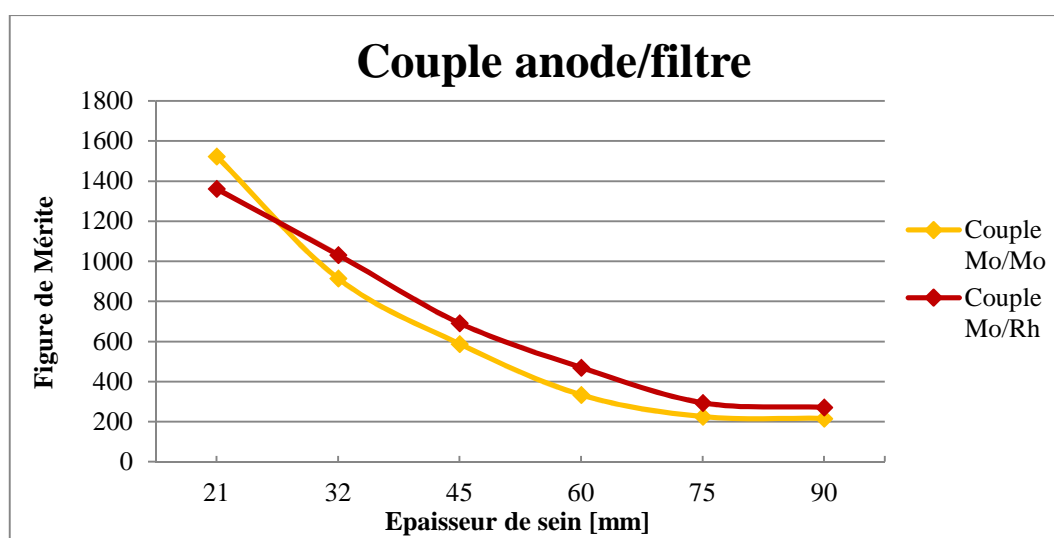


Figure 2 : Détermination du couple anode/filtre optimal pour le Carestream SNP-M1

La variation du couple anode/filtre nous permet d'obtenir une réduction très significative de la dose glandulaire moyenne surtout pour les grandes épaisseurs de sein. Ces diminutions étaient à prévoir avec ce système possédant plusieurs couples anode/filtre. En effet, la réalisation de mammographies pour les seins à densité moyenne ou élevée avec le couple Mo/Mo est rare, car les constructeurs privilégient l'utilisation du rhodium ou en tungstène grâce à leur numéro atomique plus élevé. En outre, nous pouvons affirmer que pour les épaisseurs de 32 à 90 mm, l'utilisation du couple Mo/Rh, offrant une transmission des rayons X plus élevée, est à privilégier au couple Mo/Mo. Ce dernier reste cependant optimal pour l'épaisseur de 21 mm car la dose délivrée est déjà faible vue la faible densité à traverser.

Cette constatation nous a permis, par la suite, de modifier la tension [Annexe II] et la charge [Annexe III] afin de réduire la DGM tout en conservant un CNR constant. L'optimisation du couple Mo/Mo en Mo/Rh a permis, grâce au durcissement du faisceau, de diminuer la tension (figure 3). Pour les épaisseurs de 21 à 60 mm, celle-ci est passée d'un intervalle allant de 25 à 28 kV à une valeur unique de 23 kV. Pour 75 mm, la tension est descendue de 28.5 kV à 23.5 kV et finalement pour 90 mm, de 30 kV à 25 kV.

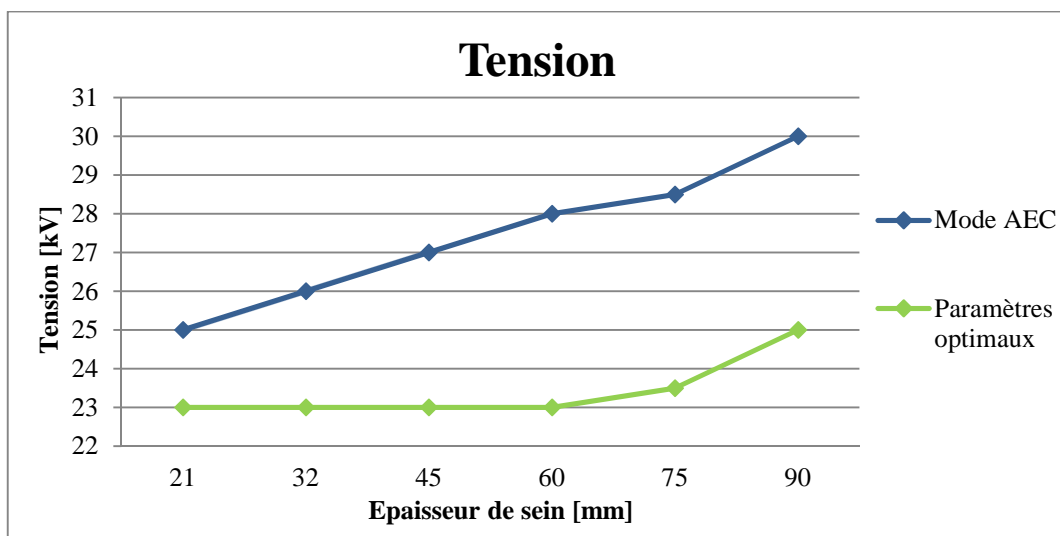


Figure 3 : Tension en mode AEC et tension optimale pour le Carestream SNP-M1

Cette réduction de la tension est compensée par une charge plus importante délivrée par le biais de l'utilisation du système AEC, comme observée sur la figure 4, pour obtenir une dose au détecteur suffisante. Pour chaque épaisseur de sein, il en résulte donc une tension plus petite et une charge plus élevée. En effet, la charge est passée d'une gamme variant entre 32.9 mAs à 328.3 mAs à une gamme située entre 35 mAs à 560 mAs.

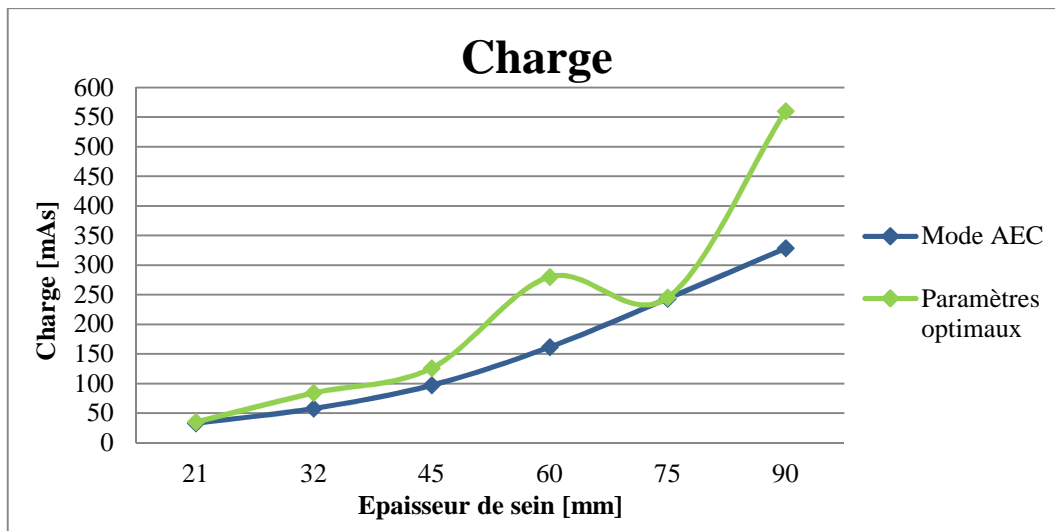


Figure 4 : Charge en mode AEC et charge optimale pour le Carestream SNP-M1

Selon la figure 5, nous avons pu constater que la dose glandulaire moyenne (DGM) pouvait être diminuée jusqu'à 56.86% pour les grandes épaisseurs de sein. En revanche, nous remarquons que le gain en dose pour les épaisseurs plus faibles (de 21 à 32 mm) est plus restreint en atteignant seulement, au maximum, une diminution de 24.68%. Ces variations de dose sont dues aux modifications des couples anode/filtre, de la tension et de la charge. En effet, le changement du couple molybdène/molybdène pour le couple molybdène/rhodium à partir d'une épaisseur de sein de 32 mm, a permis de diminuer nettement la tension grâce à une transmission plus importante du rayonnement dans le tissu.

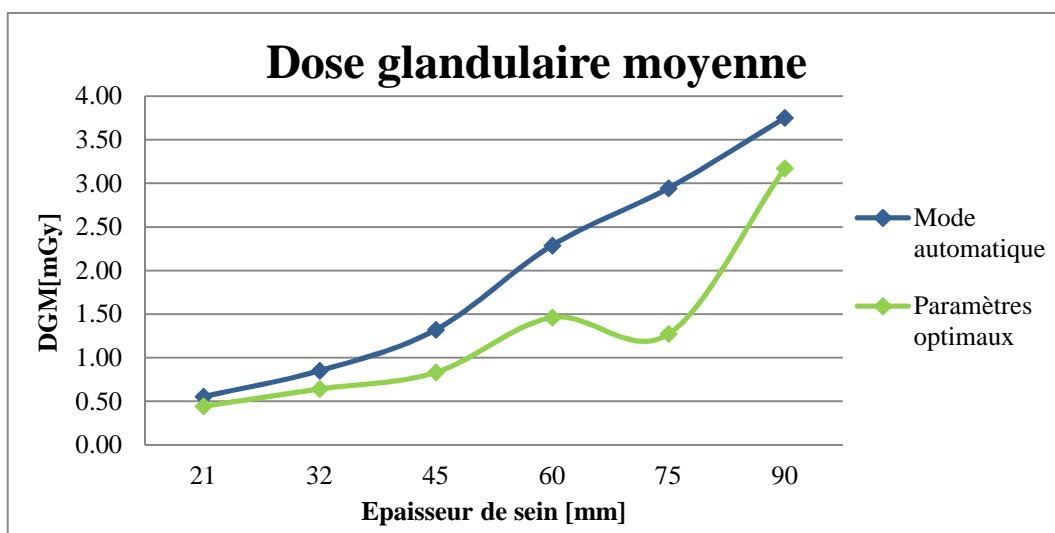


Figure 5 : Dose glandulaire moyenne en mode AEC et avec les paramètres optimaux pour le Carestream SNP-M1

Afin de garder une qualité d'image acceptable, le CNR de nos images devait être au minimum égal au CNR mesuré à partir du mode automatique. Selon la figure 6, nous remarquons que cette contrainte a

été respectée pour toutes les épaisseurs de sein. Pour certaines épaisseurs, nous avons constaté qu'un gain en contraste sur bruit était possible. Ce dernier pouvant aller jusqu'à une amélioration de 7.85% pour 32 mm et variant de 1.10 à 5.39% pour les autres épaisseurs de sein.

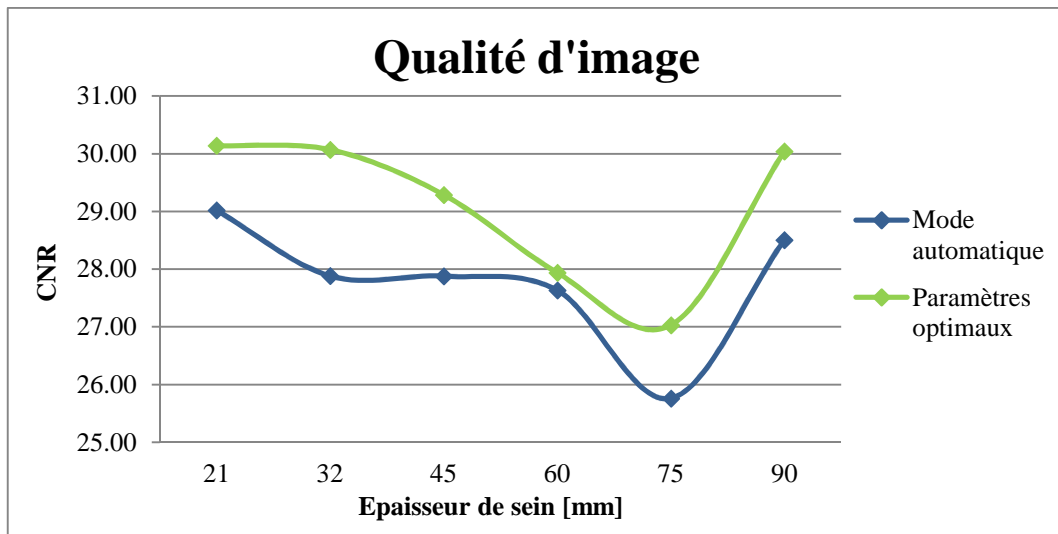


Figure 6 : Rapport contraste sur bruit en mode AEC et avec les paramètres optimaux pour le Carestream SNP-M1

La DGM et le CNR nous ont permis d'établir la figure de mérite (figure 7). L'amélioration de la dose et de la qualité d'image donne une meilleure FOM avec l'utilisation de nos paramètres. Ce rapport permet de confirmer que les paramètres du mode automatique ne sont pas optimaux et qu'ils devraient être modifiés pour améliorer encore la radioprotection du patient ainsi que la qualité d'image.

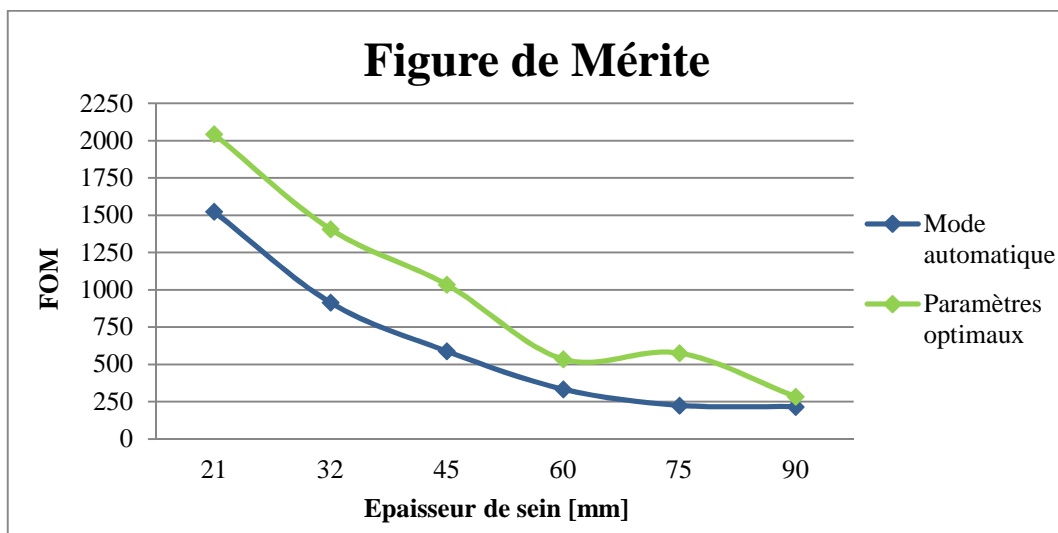


Figure 7 : Figure de mérite en mode AEC et avec les paramètres optimaux pour le Carestream SNP-M1

Les résultats obtenus concernant le mammographe Carestream SNP-M1 démontrent que les paramètres prédéfinis du mode automatique ne sont pas optimaux. Pour une utilisation optimale de ce

dernier, il serait nécessaire d'adapter le couple, la tension et la charge pour permettre une diminution de la DGM.

4.2 Mammographe GE Essential

4.2.1 Comparaison entre le mode standard et les paramètres optimaux

Les différents résultats entre le mode AEC et les paramètres optimaux sont présentés dans le tableau 10.

Sein [mm]	Mode standard						Paramètres optimaux					
	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM
21	26.0	31.2	Mo/Mo	137.17	0.60	31417	25.0	25.0	Mo/Rh	137.88	0.4	47524
32	26.0	44.4	Mo/Rh	118.34	0.68	20514	25.0	45.0	Rh/Rh	121.67	0.52	28318
45	28.0	54.5	Mo/Rh	114.43	0.98	13427	27.0	50.0	Rh/Rh	114.51	0.67	19581
60	29.0	66.5	Rh/Rh	111.04	1.03	12017	31.0	45.0	Rh/Rh	114.35	0.88	14913
75	31.0	83.4	Rh/Rh	100.91	1.49	6830	35.0	50.0	Rh/Rh	103.98	1.33	8108
90	31.0	123.1	Rh/Rh	96.80	2.03	4616	35.0	80.0	Rh/Rh	101.48	1.82	5649

Tableau 10 : Comparaison entre le mode standard et les paramètres optimaux sur le GE Essential

Dans un premier temps, nous avons déterminé, en analysant les figure de mérite, le couple anode/filtre [Annexe IV] optimal. Étant donné que ce système met à disposition trois couples anode/filtre qui sont le Mo/Mo, le Mo/Rh et le Rh/Rh, il est plus aisé de définir lequel est le plus adéquat en se rapportant à un graphique (figure 8).

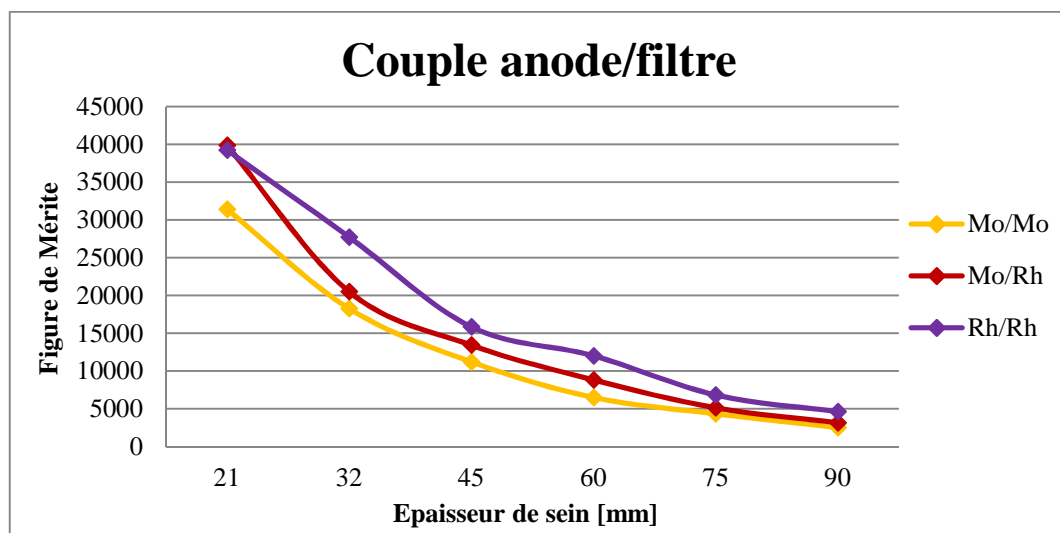


Figure 8 : Détermination du couple anode/filtre optimal pour le GE Essential

En analysant ces résultats, nous pouvons définir que, pour les seins d'épaisseur égale à 21 mm, le couple Mo/Rh est le plus optimal. En ce qui concerne les épaisseurs de sein entre 32 et 90 mm, le couple Rh/Rh offre le meilleur compromis entre le CNR et la DGM. Entre 21 et 32 mm d'épaisseur, aucune mesure n'a été effectuée. Il est donc impossible d'établir une valeur correcte, déterminant à partir de quelle épaisseur le couple anode/filtre doit être changé. Cependant, d'après le graphique, nous pouvons dire qu'elle se situe approximativement aux alentours de 22 mm de sein.

En comparant nos valeurs obtenues à celles du mode automatique, nous pouvons conclure que pour les seins d'épaisseur égale ou supérieure à 60 mm, les résultats sont identiques et suggèrent l'utilisation du couple Rh/Rh. Pour les seins d'épaisseur inférieure, le couple obtenu lors de nos mesures a tendance à privilégier un couple anode/filtre donnant une énergie du faisceau plus élevée que celui proposé par le mode automatique. En effet, nos expériences prouvent que le Mo/Rh est plus optimal que le Mo/Mo pour une épaisseur de 21 mm et que le couple Rh/Rh est privilégié pour les épaisseurs de sein de 32 à 45 mm. Lors de cette modification du couple anode/filtre, le CNR est quasi identique et la DGM varie de façon remarquable. De ce fait, la FOM est augmentée.

En ce qui concerne l'optimisation de la tension [Annexe V] et suite à la modification du couple anode/filtre pour les épaisseurs inférieures à 60 mm de sein, nous obtenons des variations par rapport aux résultats du mode automatique. La charge n'a aucune influence sur ces variations étant donné qu'elle est identique en mode automatique et manuel. Les valeurs de la tension sont représentées graphiquement (figure 9).

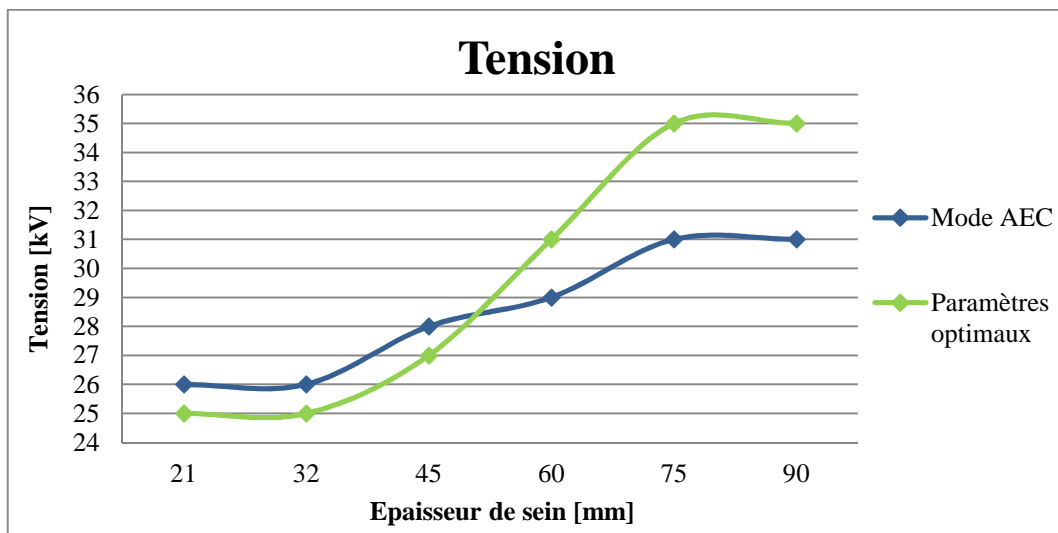


Figure 9 : Tension en mode AEC standard et tension optimale pour le GE Essential

Lors de la détermination de la tension optimale, nous avons remarqué qu'il était impossible d'avoir recours au couple Rh/Rh lorsque nous voulions utiliser une tension égale ou inférieure à 24 kV et ceci

quelle que soit l'épaisseur de sein. Nous avons donc sélectionné le couple Mo/Rh car en comparaison avec le Mo/Mo, seule l'anode de ce couple variait.

Pour les épaisseurs de sein allant de 21 et 45 mm, nous pouvons remarquer que la tension optimisée est plus faible que celle utilisée en mode automatique. Cette variation est due à l'utilisation d'un couple anode/filtre qui durcit d'avantage le faisceau. Pour une épaisseur égale ou supérieure à 60 mm, le couple anode/filtre est conservé mais la tension est augmentée. Ces modifications de tensions et de couples permettent d'obtenir une FOM plus élevée en augmentant le CNR, en diminuant la DGM ou en ayant un impact sur les deux paramètres à la fois. Avec l'utilisation de nos paramètres optimaux, le CNR est conservé ou majoré et la DGM est abaissée.

Grâce aux calculs, nous avons pu déterminer la charge la plus appropriée [Annexe VI] pour chaque épaisseur de sein en tenant compte des autres paramètres obtenus précédemment. Suite à l'optimisation du couple et de la tension, la charge la plus adaptée est généralement inférieure à celle proposée par le mode automatique, comme nous pouvons le voir sur la figure 10.

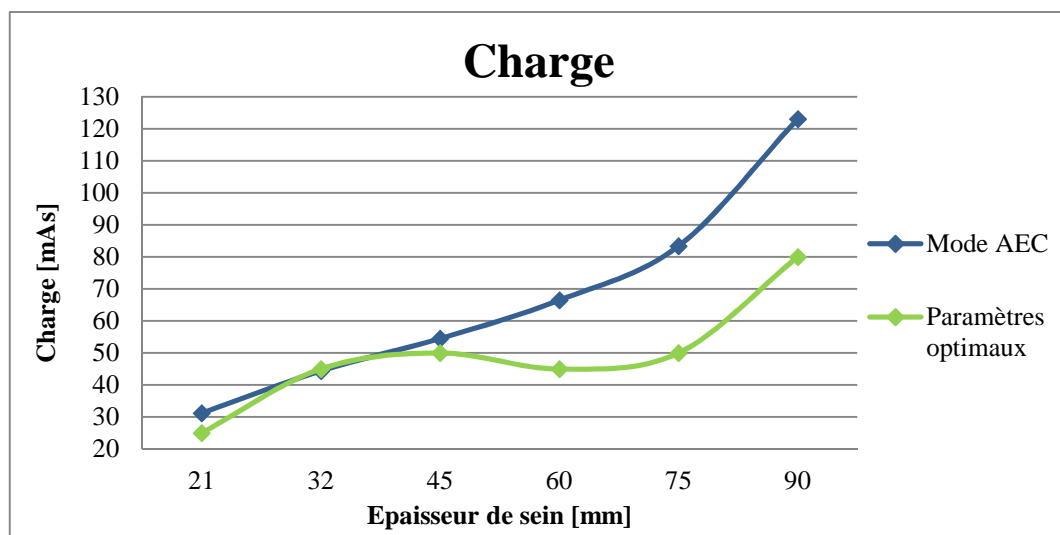


Figure 10 : Charge en mode AEC standard et charge optimale pour le GE Essential

Comme pour le mammographe Carestream SNP-M1, les paramètres obtenus avec le mammographe GE Essential lors de nos mesures permettent de réduire la dose glandulaire moyenne (figure 11) avec un rapport contraste sur bruit égal ou supérieur à celui obtenu en mode automatique (figure 12).

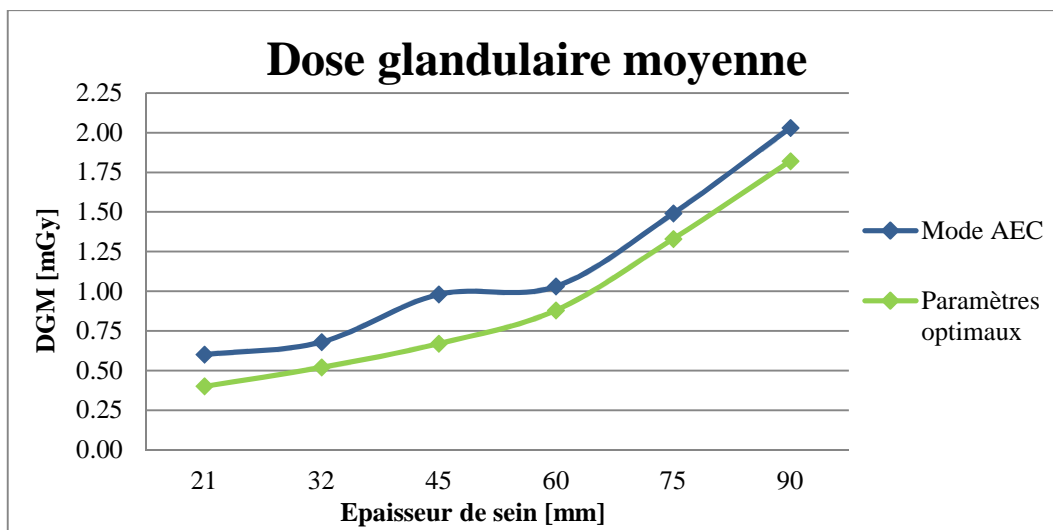


Figure 11 : Dose glandulaire moyenne en mode AEC standard et avec les paramètres optimaux pour le GE Essential

Comme présenté sur la figure 11, la DGM est diminuée lorsqu'on utilise les paramètres optimisés que nous avons obtenus. En effet, la dose peut être réduite au mieux de 33.33% pour les petites épaisseurs de sein. En ce qui concerne les épaisseurs plus élevées, le gain en dose est moins important, car les paramètres établis sur le mode automatique se rapprochent de nos résultats, surtout pour le choix du couple anode/filtre. Cette variation de dose est située entre 10.34% et 14.56% pour les épaisseurs de 45 à 90 mm de sein.

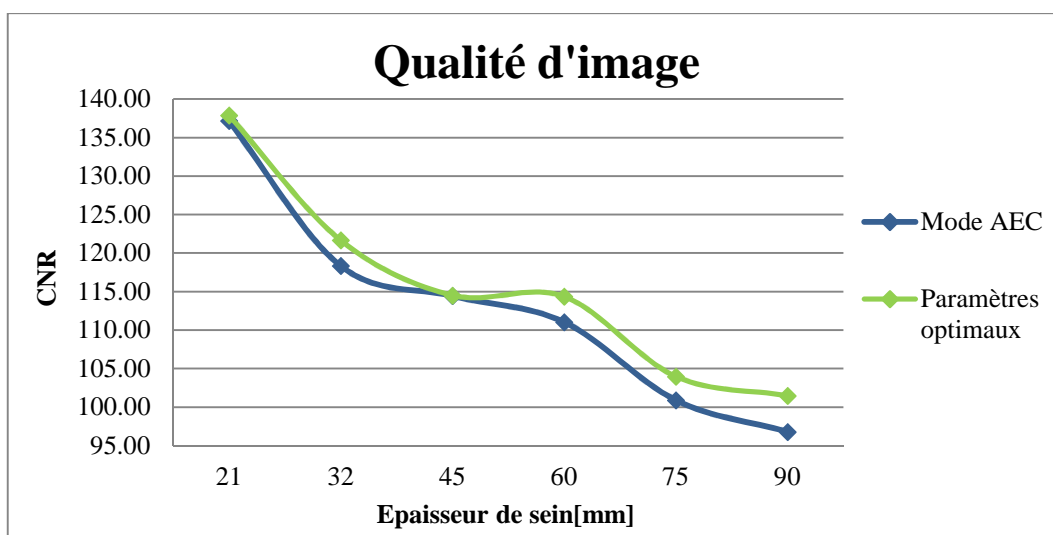


Figure 12 : Rapport contraste sur bruit en mode AEC standard et avec les paramètres optimaux pour le GE Essential

La qualité d'image est également améliorée grâce à l'optimisation des constantes. Le CNR est augmenté entre 0.07% et 4.83%. L'amélioration de la dose au sein et de la qualité d'image nous permet d'obtenir une figure de mérite plus élevée que le mode automatique standard de ce

mammographe (figure 13). Grâce à la baisse conséquente de la DGM pour les faibles épaisseurs (de 33.33% au maximum) par rapport aux seins plus épais, il est normal d'obtenir graphiquement un plus grand écart entre le début de la courbe du FOM du mode standard et celle des paramètres optimisés.

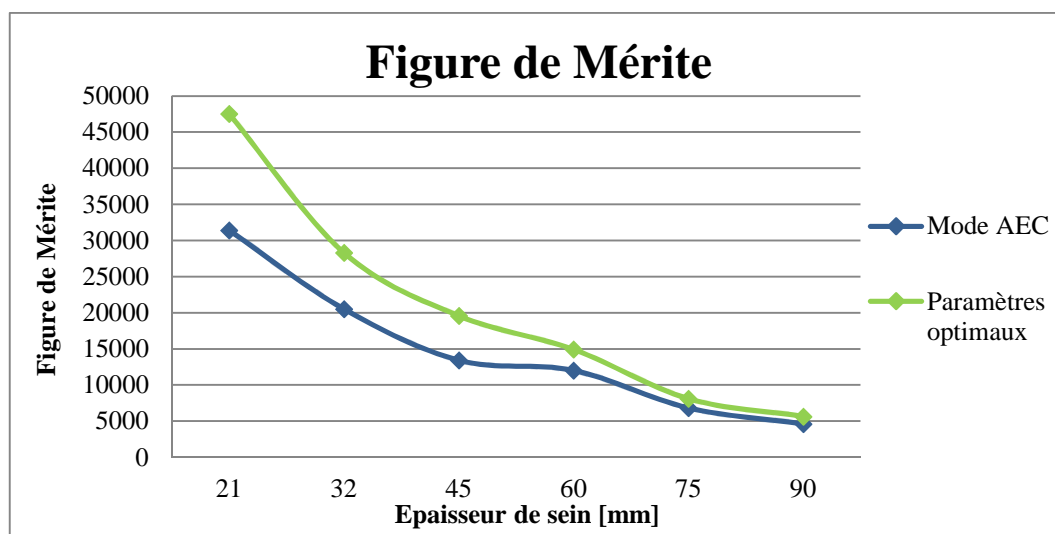


Figure 13 : Figure de mérite en mode AEC standard et avec les paramètres optimaux pour le GE Essential

4.2.2 Comparaison des modes standard, dose et contraste

Il existe trois modes différents sur la mammographe GE Essential : le mode standard, le mode dose et le mode contraste. Le mode dose favorise la radioprotection en délivrant le minimum de rayons X pour une qualité d'image minimale contrairement au mode contraste qui privilégie la qualité d'image en délivrant une dose relativement élevée. Le mode standard est quant à lui un compromis entre la dose au sein et le CNR. Au CHUV, seul le mode standard est utilisé par les techniciens en radiologie médicale. C'est pour cette raison que nous sommes parties de la qualité d'image de ce mode pour réaliser nos expériences. Cependant, nous avons tenu à comparer nos résultats avec ces différents modes pour savoir si l'un d'entre eux est optimal. Leurs paramètres sont indiqués dans le tableau 11.

Sein [mm]	Mode dose						Mode contraste					
	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM
21	26.0	16.0	Mo/Mo	109	0.29	41702	26.0	31.0	Mo/Mo	140	0.57	34117
32	26.0	32.0	Mo/Rh	109	0.44	27259	26.0	70.0	Mo/Mo	141	0.97	20363
45	28.0	47.0	Mo/Rh	119	0.79	18091	27.0	85.0	Mo/Rh	139	1.21	16035
60	29.0	56.0	Rh/Rh	110	0.83	14676	28.0	108.0	Rh/Rh	140	1.42	13851
75	30.0	78.0	Rh/Rh	112	1.21	10404	30.0	115.0	Rh/Rh	135	1.89	9706
90	30.0	114.0	Rh/Rh	86	1.64	4480	30.0	172.0	Rh/Rh	112	2.38	5315

Tableau 11 : Comparaison entre le mode dose et le mode contraste sur le GE Essential

Si l'on compare les doses glandulaires moyennes des différents modes automatiques (figure 14), le mode dose qui privilégie la radioprotection est celui qui irradie le moins comme prévu. Le mode

contraste délivre sans surprise la dose la plus élevée pour les épaisseurs de seins situées entre 32 et 90 mm. En ce qui concerne l'épaisseur de 21 mm, le mode standard et le mode contraste ont une DGM pratiquement identique (0.60 mGy pour le mode standard et 0.57 mGy pour le mode contraste). Cette différence infime est facilement explicable si nous comparons les paramètres utilisés. En effet, la tension, la charge et le couple anode/filtre sont identiques et offrent à peu de chose près la même qualité d'image. Pour les épaisseurs de seins entre 32 et 90 mm, la courbe du mode standard se situe entre la courbe du mode contraste et celle du mode dose. Ces résultats concordent donc bien avec le rôle de ces différents modes.

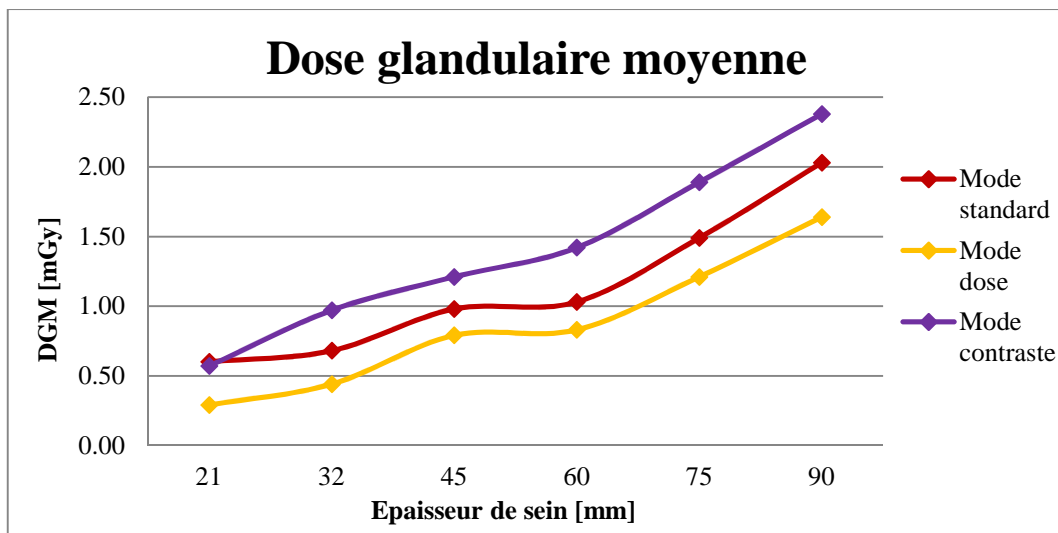


Figure 14 : Dose glandulaire moyenne pour les différents modes automatiques pour le GE Essential

Lors de l'évaluation de la qualité d'image (figure 15), le mode contraste offre comme souhaité, le meilleur CNR indépendamment de l'épaisseur du sein. En ce qui concerne les deux autres modes, les deux courbes s'entrecroisent à part pour l'épaisseur de 21 mm de sein où le mode standard offre un CNR plus élevé.

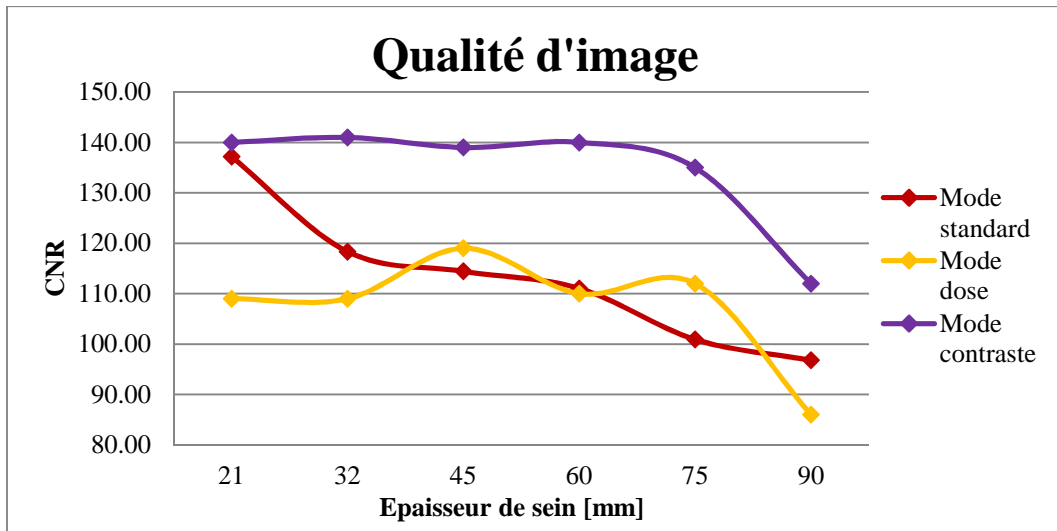


Figure 15 : Qualité d'image pour les différents modes automatiques pour le GE Essential

En se rapportant sur le figure 16, nous constatons pour les épaisseurs de sein faibles à moyennes que la courbe du mode dose se distingue des deux autres puis se rapproche fortement de celle du mode contraste pour les seins plus épais. La performance plus élevée du détecteur à basse dose en est la raison. En effet, plus la quantité de rayons X augmente et plus le bruit augmente ce qui diminue la FOM.

La courbe du mode standard possède, quelle que soit l'épaisseur du sein, la figure de mérite la plus petite, mais elle reste un bon compromis que se soit pour la dose au sein ou la qualité d'image.

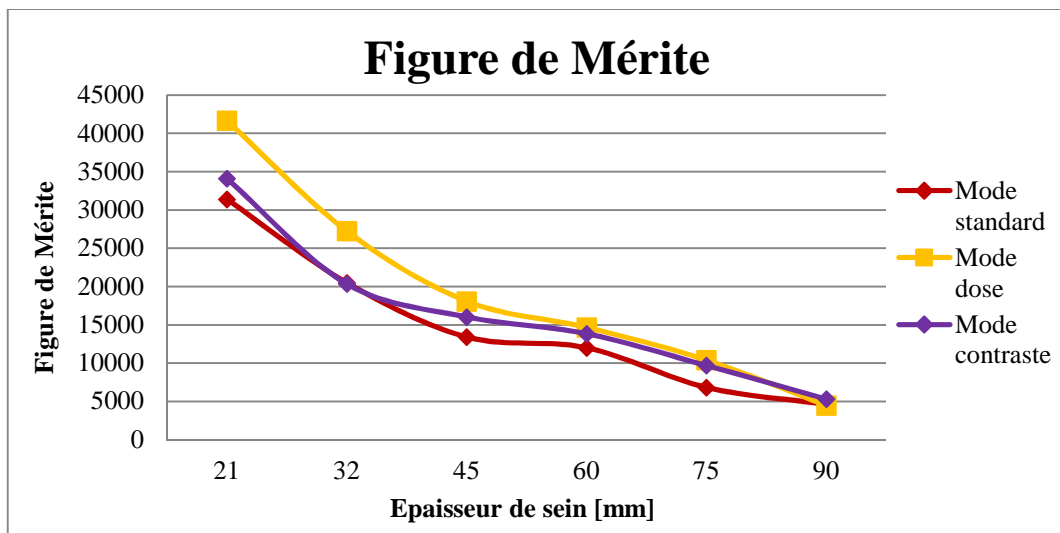


Figure 16 : Figure de mérite pour les différents modes automatiques pour le GE Essential

A la suite de ces constatations, nous pouvons alors nous poser la question s'il ne serait pas plus judicieux de travailler avec le mode dose. Cependant, il serait nécessaire de s'assurer que la qualité d'image soit suffisante.

4.3 Mammographe Philips MicroDose

Les expériences réalisées sur le mammographe Philips MicroDose ont permis de voir qu'il est possible d'optimiser les paramètres pour les épaisseurs de sein entre 45 et 90 mm afin d'obtenir une qualité d'image comparable ou supérieure à celle du mode automatique tout en réduisant la DGM. En revanche, les constantes pour les seins de 21 et 32 mm sont déjà optimales (tableau 12).

Sein [mm]	Mode automatique						Paramètres optimaux					
	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM	Tension [kV]	Charge [mAs]	A/F	CNR	DGM [mGy]	FOM
21	29.0	6.8	W/Al	96.42	0.37	25125	38.0	5.7	W/Al	158.9	0.73	34481
32	29.0	9.2	W/Al	79.30	0.43	14624	38.0	5.7	W/Al	120.6	0.64	22744
45	32.0	10.3	W/Al	84.98	0.60	12035	38.0	5.7	W/Al	93.08	0.58	14917
60	32.0	15.9	W/Al	80.76	0.86	7584	38.0	7.0	W/Al	81.25	0.67	9798
75	32.0	24.7	W/Al	79.03	1.24	5037	38.0	10.5	W/Al	80.13	0.93	6872
90	35.0	26.0	W/Al	92.71	1.61	5339	38.0	17.5	W/Al	93.06	1.47	5884

Tableau 12 : Comparaison entre le mode automatique et les paramètres optimaux sur le Philips MicroDose

Premièrement, en ce qui concerne le couple anode/filtre, seul le W/Al est disponible sur ce système et nous n'avons donc pas pu le modifier.

Ensuite, pour le mode automatique, nous observons que la tension utilisée varie entre 29 et 35 kV et augmente avec l'épaisseur de sein. Cependant, après avoir testé la gamme de tension disponible pour chaque épaisseur [Annexe VII], le calcul de la figure de mérite a permis de déterminer qu'une tension de 38 kV est la plus optimale et ceci quelle que soit l'épaisseur du sein (figure 17).

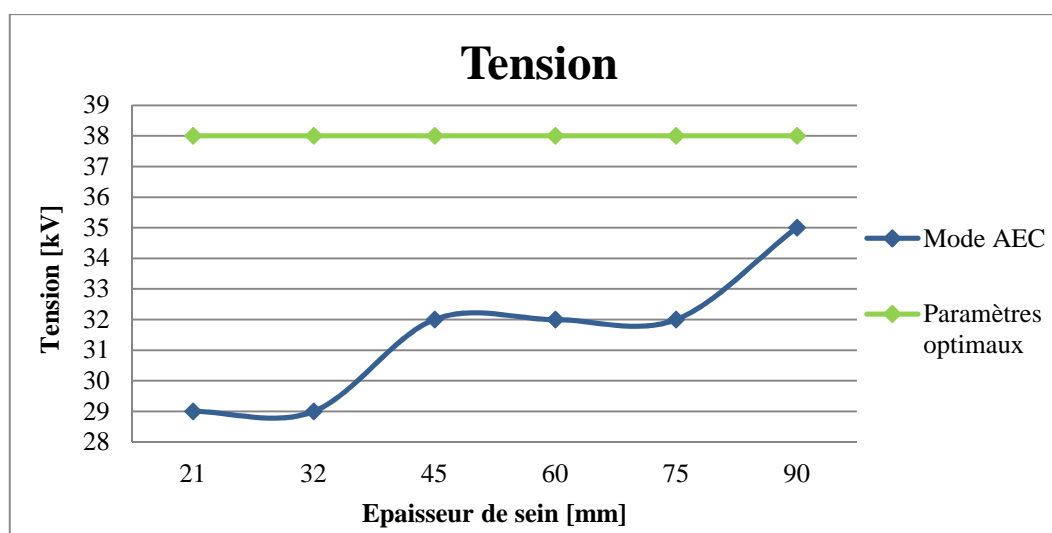


Figure 17 : Tension en mode AEC et tension optimale pour le Philips MicroDose

Ces variations importantes de tensions s'expliquent par la faible charge délivrée par le système AEC en mode automatique pour bénéficier d'une dose au sein la plus faible possible. Cependant, une DGM

réduite s'accompagne d'un petit CNR ce qui conduit à une figure de mérite faible. Grâce à nos mesures et surtout à l'augmentation de la tension, ceci permet d'obtenir un CNR plus élevé pour une DGM qui augmente également mais qui se situe toujours dans la limite. En établissant la FOM pour nos paramètres, nous remarquons qu'elle est la plus élevée pour la tension la plus haute disponible sur ce mammographe.

Après avoir obtenu des tensions optimales, nous avons calculé la charge [Annexe VIII] à utiliser pour chaque épaisseur de sein. Contrairement aux résultats du mode automatique, les charges calculées sont plus faibles (figure 18). En effet, en ayant déterminé une tension plus grande, le système AEC délivre moins de dose, donc une charge plus faible, pour obtenir une dose au détecteur constante.

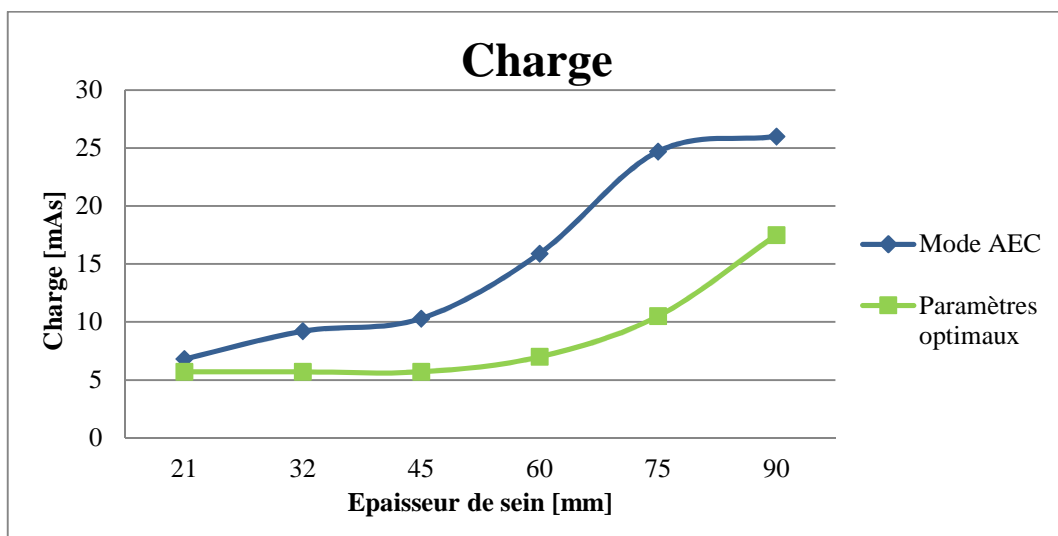


Figure 18 : Charge en mode AEC et charge optimale pour le Philips MicroDose

Ces différences de constantes ont un impact sur la DGM (figure 19) et sur le CNR.

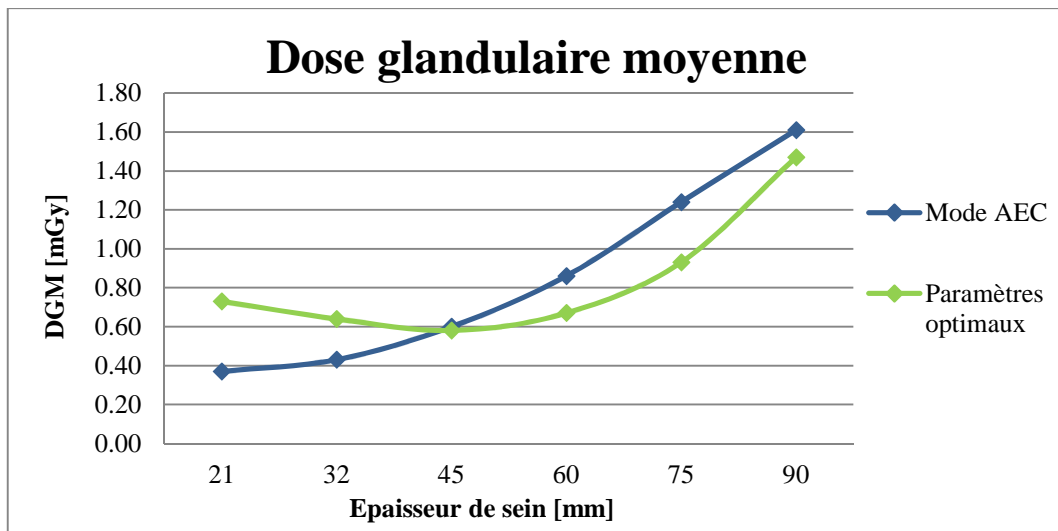


Figure 19 : Dose glandulaire moyenne en mode AEC et avec les paramètres optimaux pour le Philips MicroDose

Au cours de nos expériences, nous avons rencontré des difficultés concernant la mesure de la dose sur le mammographe Philips MicroDose car celui-ci délivre l'irradiation avec un faisceau en pinceau et n'est pas mesurable directement avec la sonde du dosimètre. Nous n'avons donc pas pu mesurer la dose à l'entrée du sein, comme pour le mammographe Carestream SNP-M1 et le système GE Essential, puis calculer la dose glandulaire moyenne grâce aux facteurs g , c et s . Nous avons donc utilisé directement la DGM affichée sur les clichés en partant du principe que cette dernière est représentative de la réalité.

Comme dit précédemment, la dose délivrée est déjà minimale pour les épaisseurs de sein de 21 à 45 mm. En ce qui concerne les épaisseurs entre 60 et 90 mm il a été possible de diminuer la DGM. En effet, nous obtenons une diminution de dose de maximum 25% pour 75 mm et pour les autres épaisseurs, une réduction située entre 3.33% et 22.09%.

La qualité d'image a pu être améliorée jusqu'à une épaisseur de 45 mm puis est relativement constante pour les seins plus épais. Pour les épaisseurs de 21 et 32 mm, nous avons constaté que les paramètres sont déjà optimaux (figure 20). Cependant, il serait possible, en modifiant la charge et la tension, d'obtenir une augmentation du CNR de 64.86% pour 21 mm et de 52.11% pour 32 mm mais avec une DGM augmentée.

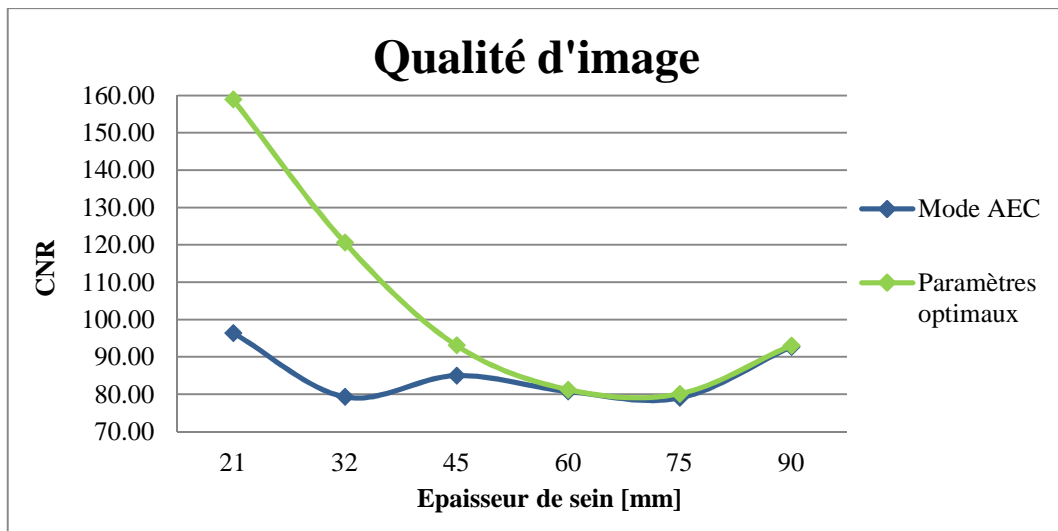


Figure 20 : Rapport contraste sur bruit en mode AEC et avec les paramètres optimaux pour le Philips MicroDose

Pour finir, la figure de mérite a été établie pour chaque épaisseur de sein et démontre bien qu'il est possible d'améliorer encore le choix de la tension et de la charge pour améliorer la dose au sein en conservant une qualité d'image suffisante (figure 21).

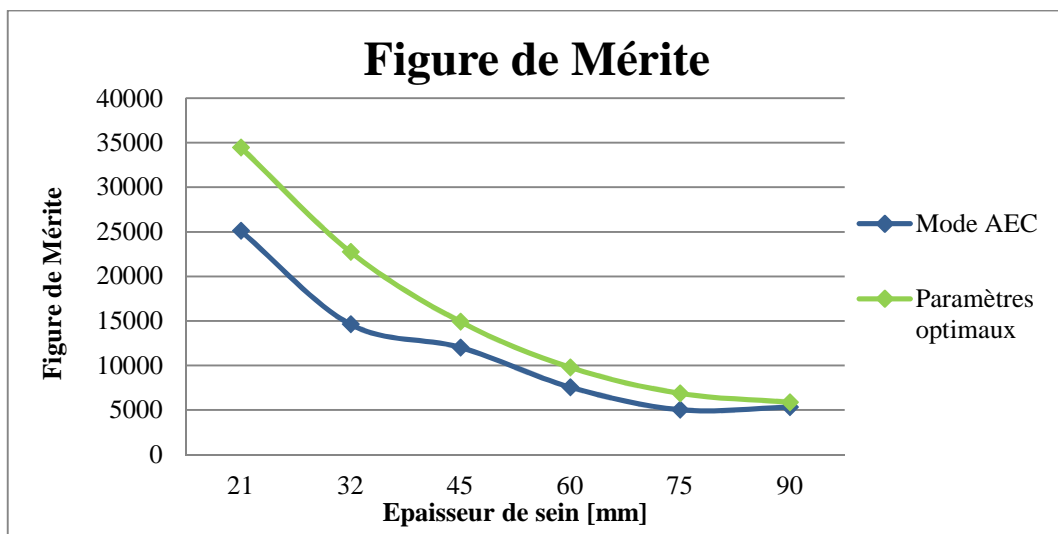


Figure 21 : Figure de mérite en mode AEC et avec les paramètres optimaux pour le Philips MicroDose

5 DISCUSSION

Les résultats de l'étude réalisée par Egan et al. (S. d.), montrent que la DGM la plus faible est obtenue avec le système Philips MicroDose par rapport au mammographe Lorad Selenia et le SenoDS de GE. Cependant, cette baisse de la dose au sein entraîne également une diminution du CNR pour le système Philips MicroDose comparé aux autres systèmes d'acquisition. Ces constatations coïncident avec les relevés de dose que nous avons obtenus avec le mode automatique du mammographe Philips MicroDose par rapport au GE Essential et au Carestream SNP-M1. Lors de la recherche de l'optimisation des paramètres de ces trois systèmes, nous avons constaté que le système Philips MicroDose possède déjà des paramètres qui conduisent à l'obtention d'une dose au sein la plus faible possible pour les épaisseurs de 21 et de 32 mm. Pour les épaisseurs supérieures, l'optimisation de la charge et de la tension offre une fois encore au Philips MicroDose la DGM la plus basse par rapport au GE Essential et au Carestream SNP-M1.

Le mammographe SenoDS possède le même détecteur que le GE Essential. Nous pouvons donc comparer nos paramètres obtenus avec ceux du système SenoDS. Nos résultats concernant les paramètres de la tension et du couple anode-filtre pour le mammographe GE Essential concordent avec le système GE SenoDS dans l'étude d'Egan et al. (S. d.) malgré de faibles différences. En effet, ils ont déterminé que le couple Mo/Mo est le plus optimal pour les épaisseurs de sein comprimé de 21 et de 32 mm. A partir de 45 mm, ils ont montré que le couple Rh/Rh pour les épaisseurs plus élevées est à privilégier. Selon nos résultats, le couple Mo/Rh est optimal pour une épaisseur de 21 mm de sein. Pour les épaisseurs supérieures, le couple Rh/Rh est à utiliser. Les tensions sont également comparables même si elles sont plus petites pour les faibles et moyennes épaisseurs de sein (25 kV pour 21 et 32 mm et 27 kV pour 45 mm de sein contrairement aux résultats d'Egan et al. (S. d.) qui obtiennent 26 kV pour 21 et 32 mm et 29 kV pour 45 mm d'épaisseur de sein). Concernant les grandes épaisseurs de sein, nous avons obtenu, cette fois-ci, une tension légèrement plus élevée que leurs résultats. En effet, nous avons obtenu 31 kV pour 60 mm, 35 kV pour 75 mm et 35 kV pour 90 mm de tissu mammaire, contrairement à eux qui ont trouvé 29 kV pour 60 mm, 31 kV pour 75 mm et 30 kV pour 90 mm d'épaisseur. Ces faibles variations de tension ainsi que de couple anode/filtre peuvent éventuellement s'expliquer par l'utilisation des images processées dans l'étude d'Egan et al. (S. d.) contrairement à nos expériences réalisées avec les images brutes. Pour finir, l'étude d'Egan et al. (S.d.) et nos résultats concordent avec les conclusions pour le mammographe GE Essential dans l'article de Kanaga et al. (2010). Cependant, seules les épaisseurs entre 45 mm et 75 mm de seins ont été testées dans ce dernier.

Les résultats du mammographe Philips MicroDose présentent quelques différences avec ceux obtenus par Egan et al. (S. d.). En effet, même si le couple anode/filtre est identique puisque ce système n'en possède qu'un seul, nous trouvons des variations de valeurs de la tension. Nous avons déterminé

qu'une tension de 38 kV est optimale quelle que soit l'épaisseur de sein, contrairement à l'étude d'Egan et al. (S. d.) qui obtient des tensions allant de 26 kV à 35 kV à part pour l'épaisseur de 90 mm de sein qui est identique à nos résultats. Malgré ces différences de tensions, nous obtenons tous les deux une DGM plus faible qu'avec le mammographe Carestream SNP-M1 et le système GE Essential. Cette diminution de la dose est due à l'absence de grille sur le Philips MicroDose contrairement à ces derniers. En présence de la grille antidiffusante, la dose doit être majorée d'un facteur 2 à 2.5 afin de compenser l'absorption des rayons X par les lames en plomb.

Smith et al. (S. d.) affirment que l'utilisation d'une anode en tungstène accompagnée d'un filtre en rhodium ou en argent permet une diminution de la dose de 30 % quelle que soit l'épaisseur de sein. Ce résultat peut être mis en corrélation avec le système Philips MicroDose qui est le seul à posséder une anode en tungstène délivre la dose la plus faible par rapport aux deux autres mammographes sur lesquels nous avons effectué nos clichés.

Bernhardt et al. (2006) ont réalisé leur étude avec le mammographe Siemens Mammomat Novation DR. Ils ont réalisé des mesures de qualité d'image grâce au CNR afin de déterminer la figure de mérite. Leurs résultats leur ont permis de déterminer qu'il est possible d'optimiser les paramètres quelle que soit le système de détection et ainsi affirmer que le couple anode/filtre W/Rh était la meilleure combinaison contrairement au couple Mo/Mo ou au Mo/Rh. Les conclusions de l'étude de Baldelli et al. (2010) rejoignent celles de Bernhardt et al. (2006) et de Varjonen et al. (S. d.) en affirmant que le choix de l'anode se porte sur le tungstène et ceci quelle que soit l'épaisseur de sein.

L'étude de Varjonen et al. (S. d.) recommande une gamme de tension à utiliser en fonction du choix du couple anode/filtre entre Mo/Mo ou Mo/Rh et W/Rh ou W/Ag et ceci pour des épaisseurs allant de 21 à 90 mm. Cet intervalle s'étend de 25 à 34 kV pour l'anode en molybdène et de 26 à 35 kV pour l'anode en tungstène. Nous remarquons que les variations de tensions sont très faibles et que la diminution de la dose est liée au choix du couple anode/filtre.

L'étude de Dance et al. (2000) a testé un système avec couple écran-film puis un système numérique par la méthode de simulation de Monte Carlo. Les résultats concernant le couple écran-film ne sont pas comparables avec les nôtres car nous n'avons pas effectué de mesures sur ce type de systèmes. En ce qui concerne les résultats du système numérique, ils ont conclu que le couple Mo/Mo est le plus optimal pour une épaisseur de 21 mm. Ensuite, pour toutes les autres épaisseurs de sein, les couples Mo/Rh, W/Rh, Rh/Rh et Rh/Al offrent une réduction de la dose au sein. Ces résultats coïncident avec le système Carestream SNP-M1, sur lequel le Mo/Mo est utilisé à 21 mm. Pour toutes les autres épaisseurs, le Mo/Rh est plus approprié. Contrairement à ce mammographe, le GE Essential offre une réduction de la dose avec le couple Mo/Rh pour 21 mm puis Rh/Rh pour toutes les autres épaisseurs

de sein. Enfin, le Philips MicroDose possède uniquement le couple W/AI et n'a donc pas la possibilité de le faire varier.

Dans chacune des études, le système AEC a été utilisé et aucune charge n'a été relevée. De ce fait, il n'est alors pas possible de la comparer à nos résultats. L'intérêt de notre travail serait de modifier la sensibilité des cellules du mode automatique des trois mammographes, pour toutes les épaisseurs de sein, en fonction des courbes que nous avons obtenues afin d'améliorer les paramètres.

6 CONCLUSION

En conclusion, notre travail a permis de mettre en évidence que les paramètres du mode automatique utilisés en clinique par les techniciens en radiologie médicale, ne sont pas toujours optimaux. En effet, nous avons pu constater que les mammographes Carestream SNP-M1 et GE Essential peuvent bénéficier d'un changement des constantes (couple anode/filtre, tension et charge) afin de diminuer la dose glandulaire moyenne pour toutes les épaisseurs de sein. Ces variations ont permis une réduction importante de cette dose qui se situe entre 15.45% et 56.86% pour le système Carestream SNP-M1 et entre 10.34% et 33.33% pour l'appareil GE Essential, tout en gardant une qualité d'image constante à celle du mode automatique. En ce qui concerne le Philips MicroDose, nous avons constaté que pour les épaisseurs de 21 et 32 mm de sein, le système offre déjà le meilleur compromis entre la DGM et le CNR. Nous ne proposons donc pas de changements de constantes pour ces épaisseurs. Cependant, il est possible d'améliorer les paramètres pour les épaisseurs situées entre 45 et 90 mm. Pour ces dernières, nous obtenons une réduction entre 3.33% et 25% de la DGM.

Lors de la comparaison des différents modes disponibles sur le système GE Essential, les résultats montrent que le mode standard actuellement utilisé au CHUV par les techniciens en radiologie médicale n'est pas forcément le plus optimal tant en termes de dose qu'en qualité d'image. En analysant la FOM, nous avons remarqué que le mode dose est supérieur au mode standard. En effet, le mode dose propose une courbe de DGM plus faible que le mode standard et que le mode contraste ainsi qu'une courbe pratiquement identique au mode standard pour le CNR.

Suite à nos résultats, la perspective de notre travail serait de modifier la sensibilité des cellules de chaque mammographe, pour toutes les épaisseurs de sein, en fonction des différentes courbes que nous avons obtenues afin d'améliorer la dose et la qualité d'image.

7 LISTE DE REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Baldelli, P., Phelan, N. & Egan, G. (2010). Investigation of the effect of anode/filter materials on the dose and image quality of a digital mammography system based on an amorphous selenium flat panel detector. *The British Journal of Radiology*, 83, 290-295. doi:10.1259/bjr/60404532
- Bernhardt, P., Merteilmeier, T. & Hoheisel, M. (2006). X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study. *Medical Physics*, 33(11), 4337-4349. doi : 10.1118/1.2351951
- Dance, D.R., Thilander Klang, A., Sandborg, M., Skinner, C.L., Castellano Smith, I.A. & Alm Carlsson, G. (2000). Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study. *The British Journal of Radiology*, 73, 1056-1067.
- Egan, G. & Phelan, N. (S. d.). Review of the dose and image quality characteristics of 3 FFDM systems in clinical practice in a screening programme.
- European Commission. (2006). *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*. (4th Edition). Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities
- Kanaga, K.C., Yap, H.H., Laila, S.E., Sulaiman, T., Zaharah, M. & Shantini, A.A. (2010). A Critical Comparison of Three Full Field Digital Mammography Systems Using Figure of Merit. *Medical Journal Malaysia*, 65(2), 119-122.
- Klausz, R. & Shramchenko, N. (2005). Dose to population as a metric in the design of optimised exposure control in digital mammography. *Radiation Protection Dosimetry*, 114(1-3), 369-374. doi : 10.1093/rpd/nch579
- Office fédéral de la santé publique. (2011). Directive R-08-02. *Contrôle de qualité des installations de mammographie*.
Accès
<http://www.bag.admin.ch/themen/strahlung/02883/02885/02889/index.html?lang=fr>

Office fédéral de la santé publique. (2013). *Le cancer en Suisse*.

Accès

<http://www.bag.admin.ch/themen/medizin/00683/00689/?lang=fr>

Smith, A., Chen, B. & Semine, A. (S. d.). *Réduction de la Dose en Mammographie Numérique*.

Accès

http://www.stephanix.com/pdf/fr/reduction_de_dose.pdf

Varjonen, M. & Strömmer, P. (S. d.). Optimizing the anode-filter combination in the sense of image quality and average glandular dose in digital mammography

8 LISTE BIBLIOGRAPHIQUE

Cyberqual S.r.l. (S.d.). *Il fantoccio per la mammografia.*

Accès

<http://www.cyberqual.it/cyberqual/leeds.htm>

Imagerie & Développement News. (2012). *Qu'est-ce que la mammographie MicroDose de Philips?.*

Accès

<http://www.idblog.ch/imageriemammaire/quest-ce-que-la-mammographie-microdose-de-philips/>

Kalifa, G. (S. d.). *Le système Charpak révolutionne la radiologie.*

Accès

<http://c.guionnet.free.fr/RADIOLOGIE%20PAR%20PROJECTION/charpak.html>

Meditrend SA. (S. d.). *La radiologie pour le cabinet médical.*

Accès

http://www.meditrend.info/francais/radiologie/download/MEDITREND_Brochure_radio_cabinet_medical_F.pdf

Numerix Imagerie Médicale. (S. d.). *Philips MicroDose Mammography une qualité d'image inégalée pour une dose réduite de moitié.*

Accès

<http://www.numerix-radiologie.com/mammographe-numerique.aspx>

Philips. (2013). *MicroDose Mammography.*

Accès

[http://www.healthcare.philips.com/main/clinicalspecialities/WomensHealthCare/imaging/mammography/microdose/features.wpd#Full-fielddigitalmammographysystem\(FFDM\)Section](http://www.healthcare.philips.com/main/clinicalspecialities/WomensHealthCare/imaging/mammography/microdose/features.wpd#Full-fielddigitalmammographysystem(FFDM)Section)

Stines, J., Noel, A. & Heid, P. (2007). La mammographie numérique: paramètres utiles à l'évaluation des systèmes et offre industrielle en France. *Journal de Radiologie*, 88, 933-942.

doi : JR-07-08-2007-88-7-8-C1-0221-0363-101019-200703267

Wellhofer Dosimetrie. (S. d.). *Dosimax.*

Accès

<http://www.elimpex.com/companies/scanditonixwellhofer/dosimax.htm>

9 ANNEXES

ANNEXE I : Variation du couple anode/filtre (Carestream SNP-M1)

ANNEXE II : Variation de la tension (Carestream SNP-M1)

ANNEXE III : Variation de la charge (Carestream SNP-M1)

ANNEXE IV : Variation du couple anode/filtre (GE Essential)

ANNEXE V : Variation de la tension (GE Essential)

ANNEXE VI : Variation de la charge (GE Essential)

ANNEXE VII : Variation de la tension (Philips MicroDose)

ANNEXE VIII : Variation de la charge (Philips MicroDose)

ANNEXE I Variation du couple anode/filtre (Carestream SNP-M1)

Paramètres utilisés : Couple Mo/Mo, tension et charge du mode automatique

Plexiglas [mm]	Calcul du CNR					Calcul de la DGM					FOM
	$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
20	2325	1147	57.18	5.07	29.02	1.57	0.395	0.891	1.000	0.55	1524 ¹
30	2294	1235	53.37	6.07	27.88	3.21	0.281	0.942	1.000	0.85	915
40	2107	1165	47.50	5.23	27.88	6.25	0.203	1.041	1.000	1.32	588
50	2005	1151	43.28	6.07	27.63	12.80	0.154	1.160	1.000	2.29	334
60	2177	1392	42.44	7.48	25.76	19.40	0.122	1.244	1.000	2.94	225
70	1824	1197	30.62	5.49	28.50	28.26	0.103	1.288	1.000	3.75	217

Paramètres utilisés : Couple Mo/Rh, tension et charge du mode automatique

Plexiglas [mm]	Calcul du CNR					Calcul de la DGM					FOM
	$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
20	2315	1151	64.50	4.96	25.45	1.17	0.444	0.900	1.017	0.48	1362
30	2318	1217	56.34	5.84	27.49	2.38	0.320	0.945	1.017	0.73	1032
40	2085	1145	46.08	5.14	28.67	4.74	0.237	1.040	1.017	1.19	692
50	1989	1132	38.56	5.13	31.16	9.79	0.180	1.151	1.017	2.06	471
60	2153	1341	40.22	6.82	28.15	14.90	0.144	1.233	1.017	2.69	295
70	1874	1178	30.50	9.36	30.85	22.30	0.121	1.276	1.017	3.50	272

¹ Figure de Mérite la plus élevée

ANNEXE II :

Variation de la tension (Carestream SNP-M1)

Epaisseur de 20 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			X ₁	X ₂	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
23	31.5	Mo/Mo	2649	1371	62.75	7.62	28.59	1.19	0.378	0.889	1.000	0.40	2044
24	31.5	Mo/Mo	2434	1244	58.47	6.28	28.62	1.28	0.387	0.890	1.000	0.44	1858
25	31.5	Mo/Mo	2326	1148	57.18	5.08	29.02	1.57	0.395	0.891	1.000	0.55	1524
27	31.5	Mo/Mo	2304	1143	56.00	5.00	29.20	1.91	0.412	0.894	1.000	0.70	1212
29	31.5	Mo/Mo	1986	961	52.17	4.06	27.70	2.39	0.429	0.897	1.000	0.92	834
31	31.5	Mo/Mo	1816	879	47.41	4.38	27.83	2.87	0.444	0.900	1.000	1.15	675

Epaisseur de 30 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			X ₁	X ₂	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
23	56	Mo/Rh	2698	1424	72.92	8.13	24.56	1.49	0.300	0.943	1.017	0.43	1407
24	56	Mo/Rh	2480	1334	61.61	6.94	26.14	1.85	0.307	0.944	1.017	0.55	1253
25	56	Mo/Rh	2360	1254	58.00	6.26	26.81	1.98	0.313	0.944	1.017	0.59	1208
26	56	Mo/Rh	2318	1217	56.34	5.84	27.49	2.38	0.320	0.945	1.017	0.73	1032
28	56	Mo/Rh	2099	1111	46.41	4.97	29.94	2.95	0.338	0.945	1.017	0.96	935
30	56	Mo/Rh	1964	1021	40.67	4.59	32.58	3.69	0.351	0.946	1.017	1.25	852
32	56	Mo/Rh	1787	918	42.11	4.05	29.05	4.36	0.363	0.946	1.017	1.52	554

Epaisseur de 40 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
23	98	Mo/Rh	2575	1494	58.52	8.85	25.83	2.86	0.213	1.041	1.017	0.64	1035
24	98	Mo/Rh	2414	1373	54.46	7.27	26.79	3.08	0.218	1.041	1.017	0.71	1010
25	98	Mo/Rh	2314	1314	50.34	7.17	27.81	3.82	0.222	1.040	1.017	0.90	862
26	98	Mo/Rh	2187	1231	47.88	5.90	28.03	3.83	0.227	1.040	1.017	0.92	854
27	98	Mo/Rh	2085	1145	46.08	5.14	28.67	4.74	0.237	1.040	1.017	1.19	692
29	98	Mo/Rh	1928	1059	37.98	4.68	32.11	6.01	0.248	1.039	1.017	1.57	655
31	98	Mo/Rh	1824	976	35.55	4.23	33.50	7.23	0.258	1.039	1.017	1.97	569
33	98	Mo/Rh	1720	934	29.29	4.05	37.59	8.46	0.263	1.039	1.017	2.35	601

Epaisseur de 50 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
23	175	Mo/Rh	2476	1530	59.82	9.47	22.09	4.90	0.158	1.158	1.017	0.91	535
24	175	Mo/Rh	2413	1489	51.98	8.53	24.81	6.09	0.161	1.156	1.017	1.15	534
25	175	Mo/Rh	2246	1333	49.80	8.36	25.57	6.45	0.165	1.155	1.017	1.25	523
26	175	Mo/Rh	2173	1294	47.73	7.08	25.76	7.81	0.168	1.153	1.017	1.54	431
27	175	Mo/Rh	2112	1231	45.28	5.94	27.28	8.35	0.176	1.151	1.017	1.72	433
28	175	Mo/Rh	1989	1132	38.56	5.13	31.16	9.79	0.180	1.151	1.017	2.06	471
30	175	Mo/Rh	1802	1060	34.81	5.22	29.81	12.00	0.188	1.150	1.017	2.64	337
32	175	Mo/Rh	1702	973	31.08	4.60	32.81	14.20	0.196	1.150	1.017	3.26	331
34	175	Mo/Rh	1696	910	33.72	4.24	32.71	16.40	0.200	1.150	1.017	3.84	279

Epaisseur de 60 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
23.5	245	Mo/Rh	2568	1557	51.95	9.93	27.03	8.03	0.125	1.242	1.017	1.27	576
24.5	245	Mo/Rh	2384	1471	48.59	8.43	26.18	9.52	0.128	1.239	1.017	1.54	446
25.5	245	Mo/Rh	2202	1376	42.36	7.82	27.12	10.10	0.131	1.238	1.017	1.67	441
26.5	245	Mo/Rh	2138	1350	40.72	7.68	26.89	11.90	0.136	1.235	1.017	2.03	356
27.5	245	Mo/Rh	2010	1248	39.07	5.91	27.27	12.20	0.140	1.234	1.017	2.14	347
28.5	245	Mo/Rh	2153	1341	40.22	6.82	28.15	14.90	0.144	1.233	1.017	2.69	295
30.5	245	Mo/Rh	1770	1069	36.21	4.36	27.18	17.80	0.150	1.232	1.017	3.35	221
32.5	245	Mo/Rh	1634	984	32.44	3.80	28.14	20.80	0.155	1.230	1.017	4.03	196
34.5	245	Mo/Rh	1493	897	23.48	3.41	35.52	23.70	0.160	1.229	1.017	4.74	266

Epaisseur de 70 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
23	315	Mo/Rh	2843	1895	71.31	16.31	18.33	9.59	0.101	1.290	1.017	1.27	264
24	315	Mo/Rh	2630	1749	62.72	13.25	19.44	11.21	0.103	1.288	1.017	1.51	250
25	315	Mo/Rh	2355	1603	45.97	10.75	22.53	12.87	0.106	1.286	1.017	1.78	284
26	315	Mo/Rh	2232	1530	41.39	9.96	23.32	14.56	0.108	1.284	1.017	2.05	265
27	315	Mo/Rh	2122	1447	38.09	8.39	24.47	15.71	0.113	1.281	1.017	2.31	259
28	315	Mo/Rh	2024	1357	35.23	7.45	26.20	18.01	0.116	1.279	1.017	2.72	253
29	315	Mo/Rh	1926	1298	31.63	6.36	27.53	19.80	0.118	1.278	1.017	3.04	250
30	315	Mo/Rh	1874	1178	30.50	9.36	30.85	22.30	0.121	1.276	1.017	3.50	272
32	315	Mo/Rh	1762	1151	27.87	5.89	30.33	26.33	0.125	1.274	1.017	4.26	216
34	315	Mo/Rh	1558	1014	23.22	5.07	32.37	30.46	0.128	1.272	1.017	5.04	208

ANNEXE III :

Variation de la charge (Carestream SNP-M1)

Epaisseur de 20 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 29.02	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 1 mGy?	FOM
23	31.5	Mo/Mo	32.4	35.0	30.14	0.44	OUI	2044
24	31.5	Mo/Mo	32.4	35.0	30.17	0.49	OUI	1858
25	31.5	Mo/Mo	31.5	31.5	29.02	0.55	OUI	1524
27	31.5	Mo/Mo	31.1	31.5	29.20	0.70	OUI	1212
29	31.5	Mo/Mo	34.6	35.0	29.20	1.02	OUI	834
31	31.5	Mo/Mo	34.2	35.0	29.34	1.27	OUI	675

Epaisseur de 30 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 27.88	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 1.5 mGy?	FOM
23	56	Mo/Rh	72.2	84.0	30.07	0.64	OUI	1407
24	56	Mo/Rh	63.7	70.0	29.23	0.68	OUI	1253
25	56	Mo/Rh	60.6	63.0	28.44	0.67	OUI	1208
26	56	Mo/Rh	57.6	63.0	29.16	0.82	OUI	1032
28	56	Mo/Rh	48.6	49.0	28.00	0.84	OUI	935
30	56	Mo/Rh	41.0	42.0	28.22	0.93	OUI	852
32	56	Mo/Rh	51.6	56.0	29.05	1.52	NON	554

Epaisseur de 40 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 27.88	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 2.0 mGy?	FOM
23	98	Mo/Rh	114.2	126.0	29.29	0.83	OUI	1035
24	98	Mo/Rh	106.1	112.0	28.64	0.81	OUI	1010
25	98	Mo/Rh	98.5	112.0	29.73	1.03	OUI	862
26	98	Mo/Rh	97.0	98.0	28.03	0.92	OUI	854
27	98	Mo/Rh	92.7	98.0	28.67	1.19	OUI	692
29	98	Mo/Rh	73.9	84.0	29.73	1.35	OUI	655
31	98	Mo/Rh	67.9	70.0	28.31	1.41	OUI	569
33	98	Mo/Rh	53.9	56.0	28.42	1.34	OUI	601

Epaisseur de 50 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 27.63	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 3.0 mGy?	FOM
23	175	Mo/Rh	273.8	280.0	27.94	1.46	OUI	535
24	175	Mo/Rh	217.1	245.0	29.35	1.61	OUI	534
25	175	Mo/Rh	204.3	210.0	28.01	1.50	OUI	523
26	175	Mo/Rh	201.3	210.0	28.22	1.85	OUI	431
27	175	Mo/Rh	179.5	210.0	29.89	2.06	OUI	433
28	175	Mo/Rh	137.6	140.0	27.87	1.65	OUI	471
30	175	Mo/Rh	150.3	175.0	29.81	2.64	OUI	337
32	175	Mo/Rh	124.1	126.0	27.84	2.34	OUI	331
34	175	Mo/Rh	124.9	126.0	27.75	2.76	OUI	279

Epaisseur de 60 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 25.76	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 4.5 mGy?	FOM
23.5	245	Mo/Rh	222.5	245.0	27.03	1.27	OUI	576
24.5	245	Mo/Rh	237.2	245.0	26.18	1.54	OUI	446
25.5	245	Mo/Rh	221.1	245.0	27.12	1.67	OUI	441
26.5	245	Mo/Rh	224.8	245.0	26.89	2.03	OUI	356
27.5	245	Mo/Rh	218.6	245.0	27.27	2.14	OUI	347
28.5	245	Mo/Rh	205.2	210.0	26.06	2.31	OUI	295
30.5	245	Mo/Rh	220.0	245.0	27.18	3.35	OUI	221
32.5	245	Mo/Rh	205.2	210.0	26.06	3.46	OUI	196
34.5	245	Mo/Rh	128.8	140.0	26.85	2.71	OUI	266

Epaisseur de 70 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 28.5	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 6.5 mGy?	FOM
23	315	Mo/Rh	761.7	-	-	-	-	-
24	315	Mo/Rh	677.3	700.0	28.97	3.36	OUI	250
25	315	Mo/Rh	504.2	560.0	30.04	3.17	OUI	284
26	315	Mo/Rh	470.5	490.0	29.09	3.19	OUI	265
27	315	Mo/Rh	427.1	490.0	30.53	3.60	OUI	259
28	315	Mo/Rh	372.9	385.0	28.96	3.32	OUI	253
29	315	Mo/Rh	337.6	350.0	29.02	3.37	OUI	250
30	315	Mo/Rh	268.8	280.0	29.09	3.11	OUI	272
32	315	Mo/Rh	278.1	280.0	28.60	3.79	OUI	216
34	315	Mo/Rh	244.2	245.0	28.55	3.92	OUI	208

ANNEXE IV : Variation du couple anode/filtre (GE Essential)

Paramètres utilisés : Couple Mo/Mo, tension et charge du mode automatique

Plexiglas [mm]	Calcul du CNR					Calcul de la DGM					FOM
	$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
20	835	38	5.88	5.74	137.17	1.66	0.404	0.893	1.000	0.60	31417
30	521	35	4.30	4.66	108.39	2.43	0.281	0.942	1.000	0.64	18266
40	497	43	4.51	4.56	100.11	4.13	0.208	1.041	1.000	0.89	11207
50	339	37	3.90	3.61	80.37	5.42	0.158	1.158	1.000	0.99	6513
60	375	51	4.29	3.94	78.67	8.84	0.130	1.239	1.000	1.42	4346
70	352	57	4.45	3.91	70.43	14.40	0.106	1.286	1.000	1.96	2527

Paramètres utilisés : Couple Mo/Rh, tension et charge du mode automatique

Plexiglas [mm]	Calcul du CNR					Calcul de la DGM					FOM
	$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
20	1017	44	6.51	5.75	158.42	1.52	0.452	0.901	1.017	0.63	39867
30	683	44	5.07	5.71	118.34	2.22	0.320	0.945	1.017	0.68	20514
40	666	56	4.98	5.66	114.43	3.81	0.242	1.040	1.017	0.98	13427
50	466	49	4.43	4.11	97.59	5.01	0.184	1.150	1.017	1.08	8833
60	478	61	4.64	4.44	91.83	8.20	0.152	1.231	1.070	1.64	5136
70	429	66	4.33	4.55	81.73	13.30	0.123	1.275	1.017	2.12	3149

Paramètres utilisés : Couple Rh/Rh, tension et charge du mode automatique

Plexiglas [mm]	Calcul du CNR					Calcul de la DGM					FOM
	$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
20	1021	48	6.24	6.43	153.57	1.39	0.452	0.901	1.061	0.60	39268
30	724	45	5.30	4.79	134.42	2.03	0.320	0.945	1.061	0.65	27741
40	800	66	5.60	6.50	120.99	3.46	0.242	1.040	1.061	0.92	15843
50	611	63	4.89	4.98	111.04	4.57	0.184	1.150	1.061	1.03	12017
60	672	85	5.23	6.35	100.91	7.51	0.152	1.231	1.061	1.49	6830
70	606	94	5.07	5.50	96.80	12.20	0.123	1.275	1.061	2.03	4616

ANNEXE V :

Variation de la tension (GE Essential)

Epaisseur de 20 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
22	32	Mo/Rh	273	13	3.3	2.72	85.98	0.66	0.421	0.895	1.017	0.25	29186
23	32	Mo/Rh	423	20	4.26	3.4	104.56	0.84	0.429	0.897	1.017	0.33	33260
24	32	Mo/Rh	609	28	4.88	3.93	131.14	1.04	0.437	0.898	1.017	0.42	41431
25	32	Mo/Rh	804	36	5.27	4.55	156.00	1.26	0.444	0.900	1.017	0.51	47524
26	32	Mo/Rh	1017	44	6.51	5.75	158.42	1.52	0.452	0.901	1.017	0.63	39867
28	32	Mo/Rh	1465	67	7.62	7.51	184.79	1.97	0.474	0.905	1.017	0.86	39734
30	32	Mo/Rh	1991	92	9.35	9.81	198.17	2.51	0.489	0.907	1.017	1.13	34686
32	32	Mo/Rh	2590	120	11.07	11.44	219.43	3.08	0.503	0.909	1.017	1.43	33619

Epaisseur de 30 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
22	45	Mo/Rh	165	11	2.81	2.18	61.24	0.96	0.294	0.943	1.017	0.27	13854
23	45	Mo/Rh	265	18	3.22	2.77	82.24	1.23	0.300	0.943	1.017	0.35	19112
24	45	Mo/Rh	394	26	3.94	3.36	100.51	1.53	0.307	0.944	1.017	0.45	22400
25	45	Rh/Rh	533	35	4.46	3.69	121.67	1.70	0.307	0.944	1.061	0.52	28318
26	45	Rh/Rh	724	45	5.3	4.79	134.42	2.03	0.320	0.945	1.061	0.65	27741
28	45	Rh/Rh	1142	75	7.04	7.24	149.43	2.63	0.338	0.945	1.061	0.89	25051
30	45	Rh/Rh	1679	112	8.33	11.13	159.41	3.36	0.351	0.946	1.061	1.18	21466
32	45	Rh/Rh	2322	152	10.04	13.57	181.80	4.15	0.363	0.946	1.061	1.51	21859

Epaisseur de 40 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			X ₁	X ₂	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
22	56	Mo/Rh	97	9	2.44	2.13	38.42	1.24	0.208	1.041	1.017	0.27	5407
23	56	Mo/Rh	163	15	2.80	2.53	55.46	1.59	0.213	1.041	1.017	0.36	8580
24	56	Mo/Rh	247	21	3.25	2.86	73.83	1.98	0.218	1.041	1.017	0.46	11927
25	56	Rh/Rh	350	31	3.71	3.30	90.86	2.19	0.218	1.041	1.061	0.53	15655
26	56	Rh/Rh	477	41	4.35	3.80	106.75	2.56	0.227	1.040	1.061	0.64	17772
27	56	Rh/Rh	622	53	4.66	4.73	121.19	2.93	0.232	1.040	1.061	0.75	19581
28	56	Rh/Rh	800	66	5.60	6.50	120.99	3.46	0.242	1.040	1.061	0.92	15843
30	56	Rh/Rh	1181	101	6.70	7.61	150.64	4.33	0.253	1.039	1.061	1.21	18790
32	56	Rh/Rh	1659	143	7.94	10.84	159.56	5.35	0.263	1.039	1.061	1.55	16413
34	56	Rh/Rh	2240	195	10.00	14.60	163.43	6.45	0.268	1.039	1.061	1.91	14016

Epaisseur de 50 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			X ₁	X ₂	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
22	63	Mo/Rh	50	5	2.33	2.15	20.07	1.45	0.154	1.16	1.017	0.26	1530
23	63	Mo/Rh	87	10	2.47	2.11	33.52	1.67	0.158	1.158	1.017	0.31	3616
24	63	Mo/Rh	136	15	2.70	2.27	48.51	2.11	0.161	1.156	1.017	0.40	5892
25	63	Rh/Rh	202	23	3.01	2.80	61.58	2.35	0.161	1.156	1.061	0.46	8171
26	63	Rh/Rh	278	32	3.52	3.57	69.39	2.76	0.168	1.153	1.061	0.57	8489
27	63	Rh/Rh	368	41	3.87	3.57	87.83	3.20	0.172	1.151	1.061	0.67	11477
28	63	Rh/Rh	473	54	4.38	4.50	94.36	3.67	0.180	1.151	1.061	0.81	11037
29	63	Rh/Rh	611	63	4.89	4.98	111.04	4.57	0.184	1.150	1.061	1.03	12017
31	63	Rh/Rh	876	95	5.61	5.93	135.30	5.24	0.192	1.15	1.061	1.23	14913
33	63	Rh/Rh	1230	136	7.08	8.15	143.31	6.42	0.196	1.150	1.061	1.54	13377
35	63	Rh/Rh	1670	187	8.51	11.35	147.84	7.67	0.204	1.149	1.061	1.91	11459

Epaisseur de 60 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
22	80	Mo/Rh	32	4	2.17	1.98	13.48	1.73	0.121	1.245	1.017	0.27	686
23	80	Mo/Rh	57	8	2.30	2.04	22.54	2.23	0.124	1.243	1.017	0.35	1453
24	80	Mo/Rh	92	13	2.55	2.34	32.28	2.78	0.127	1.241	1.017	0.45	2339
25	80	Rh/Rh	142	21	2.72	2.56	45.81	3.09	0.127	1.241	1.061	0.52	4062
26	80	Rh/Rh	198	27	3.13	2.76	57.95	3.63	0.133	1.237	1.061	0.63	5300
27	80	Rh/Rh	263	37	3.37	3.31	67.66	4.21	0.136	1.235	1.061	0.75	6102
28	80	Rh/Rh	341	49	3.92	4.02	73.55	4.83	0.142	1.233	1.061	0.90	6028
29	80	Rh/Rh	432	61	4.34	4.02	88.69	5.49	0.146	1.233	1.061	1.05	7502
30	80	Rh/Rh	539	75	4.62	5.21	94.24	6.19	0.149	1.232	1.061	1.21	7366
31	80	Rh/Rh	672	85	5.23	6.35	100.91	7.51	0.152	1.231	1.061	1.49	6830
33	80	Rh/Rh	937	128	6.10	8.19	112.03	8.44	0.155	1.230	1.061	1.71	7352
35	80	Rh/Rh	1297	179	7.58	9.33	131.53	10.10	0.162	1.229	1.061	2.13	8108
37	80	Rh/Rh	1764	242	9.06	12.05	142.77	11.80	0.168	1.228	1.061	2.58	7892

Epaisseur de 70 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					Calcul du la DGM					FOM
			X ₁	X ₂	σ_1	σ_2	CNR	DES [mGy]	g	c	s	DGM [mGy]	
22	125	Mo/Rh	24	5	2.13	2.03	9.13	2.81	0.098	1.292	1.017	0.36	230
23	125	Mo/Rh	46	9	2.29	2.07	16.95	3.60	0.101	1.290	1.017	0.48	602
24	125	Mo/Rh	76	14	2.43	2.37	25.83	4.51	0.103	1.288	1.017	0.61	1097
25	125	Rh/Rh	121	22	2.71	2.61	37.21	5.00	0.103	1.288	1.061	0.70	1968
26	125	Rh/Rh	171	31	3.10	3.02	45.75	5.87	0.108	1.284	1.061	0.86	2423
27	125	Rh/Rh	231	41	3.55	3.30	55.44	6.80	0.111	1.282	1.061	1.03	2993
28	125	Rh/Rh	301	52	3.64	3.47	70.02	7.81	0.116	1.279	1.061	1.23	3988
29	125	Rh/Rh	386	67	4.12	4.36	75.21	8.87	0.118	1.278	1.061	1.42	3985
30	125	Rh/Rh	485	83	4.65	5.14	82.02	10.00	0.121	1.276	1.061	1.64	4107
31	125	Rh/Rh	606	94	5.07	5.50	96.80	12.20	0.123	1.275	1.061	2.03	4616
33	125	Rh/Rh	875	150	6.18	7.30	107.20	13.64	0.125	1.274	1.061	2.30	4986
35	125	Rh/Rh	1240	205	7.77	8.53	126.86	16.25	0.130	1.271	1.061	2.85	5649
37	125	Rh/Rh	1726	287	9.09	12.03	134.97	19.06	0.134	1.268	1.061	3.44	5301

ANNEXE VI :

Variation de la charge (GE Essential)

Epaisseur de 20 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 137.17	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 1.0 mGy?	FOM
22.0	32.0	Mo/Rh	81.4	90.0	144.19	0.71	OUI	29186
23.0	32.0	Mo/Rh	55.1	56.0	138.33	0.58	OUI	33260
24.0	32.0	Mo/Rh	35.0	36.0	139.09	0.47	OUI	41431
25.0	32.0	Mo/Rh	24.7	25.0	137.88	0.40	OUI	47524
26.0	32.0	Mo/Rh	24.0	25.0	140.03	0.49	OUI	39867
28.0	32.0	Mo/Rh	17.6	18.0	138.60	0.48	OUI	39734
30.0	32.0	Mo/Rh	15.3	16.0	140.13	0.57	OUI	34686
32.0	32.0	Mo/Rh	12.5	12.5	137.14	0.56	OUI	33619

Epaisseur de 30 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 118.34	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 1.5 mGy?	FOM
22.0	45.0	Mo/Rh	168.1	180.0	122.47	1.08	OUI	13854
23.0	45.0	Mo/Rh	93.2	100.0	122.59	0.79	OUI	19112
24.0	45.0	Mo/Rh	62.4	63.0	118.92	0.63	OUI	22400
25.0	45.0	Rh/Rh	42.6	45.0	121.67	0.52	OUI	28318
26.0	45.0	Rh/Rh	34.9	36.0	120.23	0.52	OUI	27741
28.0	45.0	Rh/Rh	28.2	32.0	126.01	0.63	OUI	25051
30.0	45.0	Rh/Rh	24.8	25.0	118.81	0.66	OUI	21466
32.0	45.0	Rh/Rh	19.1	20.0	121.20	0.67	OUI	21859

Epaisseur de 40 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 114.43	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 2.0 mGy?	FOM
22.0	56.0	Mo/Rh	496.7	500.0	114.81	2.44	NON	5407
23.0	56.0	Mo/Rh	238.4	250.0	117.19	1.60	OUI	8580
24.0	56.0	Mo/Rh	134.5	140.0	116.73	1.14	OUI	11927
25.0	56.0	Rh/Rh	88.8	90.0	115.18	0.85	OUI	15655
26.0	56.0	Rh/Rh	64.3	71.0	120.20	0.81	OUI	17772
27.0	56.0	Rh/Rh	49.9	50.0	114.51	0.67	OUI	19581
28.0	56.0	Rh/Rh	50.1	56.0	120.99	0.92	OUI	15843
30.0	56.0	Rh/Rh	32.3	36.0	120.78	0.78	OUI	18790
32.0	56.0	Rh/Rh	28.8	32.0	120.61	0.89	OUI	16413
34.0	56.0	Rh/Rh	27.5	28.0	115.56	0.95	OUI	14016

Epaisseur de 50 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 111.04	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 3.0 mGy?	FOM
22.0	63.0	Mo/Rh	1927.8	-	-	-	-	-
23.0	63.0	Mo/Rh	691.3	-	-	-	-	-
24.0	63.0	Mo/Rh	330.1	360.0	115.96	2.28	OUI	5892
25.0	63.0	Rh/Rh	204.9	225.0	116.37	1.66	OUI	8171
26.0	63.0	Rh/Rh	161.3	180.0	117.29	1.62	OUI	8489
27.0	63.0	Rh/Rh	100.7	110.0	116.06	1.17	OUI	11477
28.0	63.0	Rh/Rh	87.2	90.0	112.78	1.15	OUI	11037
29.0	63.0	Rh/Rh	63.0	63.0	111.04	1.03	OUI	12017
31.0	63.0	Rh/Rh	42.4	45.0	114.35	0.88	OUI	14913
33.0	63.0	Rh/Rh	37.8	40.0	114.19	0.97	OUI	13377
35.0	63.0	Rh/Rh	35.5	36.0	111.76	1.09	OUI	11459

Epaisseur de 60 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 100.91	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 4.5 mGy?	FOM
22.0	80.0	Mo/Rh	4483.2	-	-	-	-	-
23.0	80.0	Mo/Rh	1603.4	-	-	-	-	-
24.0	80.0	Mo/Rh	781.7	-	-	-	-	-
25.0	80.0	Rh/Rh	388.1	400.0	102.44	2.58	OUI	4062
26.0	80.0	Rh/Rh	242.6	250.0	102.44	1.98	OUI	5300
27.0	80.0	Rh/Rh	177.9	180.0	101.49	1.69	OUI	6102
28.0	80.0	Rh/Rh	150.6	160.0	104.01	1.79	OUI	6028
29.0	80.0	Rh/Rh	103.6	110.0	104.00	1.44	OUI	7502
30.0	80.0	Rh/Rh	91.7	100.0	105.36	1.51	OUI	7366
31.0	80.0	Rh/Rh	80.0	80.0	100.91	1.49	OUI	6830
33.0	80.0	Rh/Rh	64.9	71.0	105.54	1.52	OUI	7352
35.0	80.0	Rh/Rh	47.1	50.0	103.98	1.33	OUI	8108
37.0	80.0	Rh/Rh	40.0	40.0	100.96	1.29	OUI	7892

Epaisseur de 70 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 96.80	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 6.5 mGy?	FOM
22.0	125.0	Mo/Rh	14045.3	-	-	-	-	-
23.0	125.0	Mo/Rh	4076.4	-	-	-	-	-
24.0	125.0	Mo/Rh	1755.4	-	-	-	-	-
25.0	125.0	Rh/Rh	845.9	-	-	-	-	-
26.0	125.0	Rh/Rh	559.7	560.0	96.83	3.87	OUI	2423
27.0	125.0	Rh/Rh	381.1	400.0	99.17	3.29	OUI	2993
28.0	125.0	Rh/Rh	238.9	250.0	99.03	2.46	OUI	3988
29.0	125.0	Rh/Rh	207.1	225.0	100.90	2.55	OUI	3985
30.0	125.0	Rh/Rh	174.1	180.0	98.43	2.36	OUI	4107
31.0	125.0	Rh/Rh	125.0	125.0	96.80	2.03	OUI	4616
33.0	125.0	Rh/Rh	101.9	110.0	100.56	2.03	OUI	4986
35.0	125.0	Rh/Rh	72.8	80.0	101.48	1.82	OUI	5649
37.0	125.0	Rh/Rh	64.3	71.0	101.72	1.95	OUI	5301

ANNEXE VII :

Variation de la tension (Philips MicroDose)

Epaisseur de 20 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					DGM [mGy]	FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR		
26	7	W/Al	4396.60	7.05	85.41	5.62	72.53	0.28	18785
29	7	W/Al	5183.91	12.95	75.61	5.98	96.42	0.37	25125
32	7	W/Al	5557.58	18.06	63.22	7.02	123.16	0.57	26611
35	7	W/Al	5677.36	22.81	53.15	7.37	149.03	0.71	31282
38	7	W/Al	5689.68	28.47	44.84	7.41	176.16	0.90	34481

Epaisseur de 30 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					DGM [mGy]	FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR		
26	9	W/Al	2889.43	3.72	70.86	4.20	57.49	0.28	11805
29	9	W/Al	3708.94	8.40	65.84	4.52	79.30	0.43	14624
32	9	W/Al	4267.64	16.44	57.32	6.37	104.24	0.59	18419
35	9	W/Al	4603.44	21.37	49.94	6.19	128.77	0.79	20990
38	9	W/Al	4807.92	28.57	44.11	6.56	151.56	1.01	22744

Epaisseur de 40 mm de plexiglas

Calcul du CNR					DGM [mGy]	FOM			
Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	$ X_1 $	$ X_2 $			σ_1	σ_2	CNR
26	10.5	W/Al	1818.37	1.99	57.88	3.18	44.31	0.29	6771
29	10.5	W/Al	2541.85	5.91	55.27	4.19	64.70	0.44	9515
32	10.5	W/Al	3067.00	13.89	50.56	5.05	84.98	0.60	12035
35	10.5	W/Al	3453.38	20.21	45.83	6.06	105.03	0.83	13290
38	10.5	W/Al	3736.67	27.23	40.90	7.17	126.34	1.07	14917

Epaisseur de 50 mm de plexiglas

Calcul du CNR					DGM [mGy]	FOM			
Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	$ X_1 $	$ X_2 $			σ_1	σ_2	CNR
26	16	W/Al	1500.00	0.33	52.83	1.31	40.13	0.41	3928
29	16	W/Al	2269.98	3.00	52.71	3.06	60.72	0.61	6044
32	16	W/Al	2940.61	11.61	51.02	5.27	80.76	0.86	7584
35	16	W/Al	3402.78	19.02	45.80	5.86	103.64	1.18	9103
38	16	W/Al	3793.33	30.28	42.69	7.38	122.84	1.54	9798

Epaisseur de 60 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					DGM [mGy]	FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR		
29	24.5	W/A1	2059.72	1.10	51.08	2.15	56.95	0.87	3727
32	24.5	W/A1	2814.49	7.42	50.00	4.82	79.03	1.24	5037
35	24.5	W/A1	3378.69	18.34	45.98	7.27	102.09	1.64	6355
38	24.5	W/A1	3880.94	31.41	43.60	8.79	122.40	2.18	6872

Epaisseur de 70 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Calcul du CNR					DGM [mGy]	FOM
			$ X_1 $	$ X_2 $	σ_1	σ_2	CNR		
32	25.8	W/A1	1822.00	3.00	35.39	2.73	72.47	1.21	4341
35	25.8	W/A1	2290.55	10.73	34.49	4.45	92.71	1.61	5339
38	25.8	W/A1	2713.00	22.65	33.17	5.79	113.00	2.17	5884

ANNEXE VIII :

Variation de la charge (Philips MicroDose)

Epaisseur de 20 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 96.42	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 1.0 mGy?	FOM
26.0	7.0	W/Al	12.37	12.5	96.92	0.50	OUI	18785
29.0	7.0	W/Al	7.00	7.0	96.42	0.37	OUI	25125
32.0	7.0	W/Al	4.29	5.7	111.14	0.46	OUI	26611
35.0	7.0	W/Al	2.93	5.7	134.48	0.58	OUI	31282
38.0	7.0	W/Al	2.10	5.7	158.96	0.73	OUI	34481

Epaisseur de 30 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 79.30	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 1.5 mGy?	FOM
26.0	9.0	W/Al	17.12	17.5	80.17	0.54	OUI	11805
29.0	9.0	W/Al	9.00	9.0	79.30	0.43	OUI	14624
32.0	9.0	W/Al	5.21	5.7	82.96	0.37	OUI	18419
35.0	9.0	W/Al	3.41	5.7	102.48	0.50	OUI	20990
38.0	9.0	W/Al	2.46	5.7	120.62	0.64	OUI	22744

Epaisseur de 40 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 84.98	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 2.0 mGy?	FOM
26.0	10.5	W/Al	38.61	-	-	-	-	-
29.0	10.5	W/Al	18.11	18.5	85.88	0.78	OUI	9515
32.0	10.5	W/Al	10.50	10.5	84.98	0.60	OUI	12035
35.0	10.5	W/Al	6.87	7.0	85.75	0.55	OUI	13290
38.0	10.5	W/Al	4.75	5.7	93.08	0.58	OUI	14917

Epaisseur de 50 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 80.76	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 3.0 mGy?	FOM
26.0	16.0	W/Al	64.79	-	-	-	-	-
29.0	16.0	W/Al	28.30	-	-	-	-	-
32.0	16.0	W/Al	16.00	16.0	80.76	0.86	OUI	7584
35.0	16.0	W/Al	9.72	10.0	81.93	0.74	OUI	9103
38.0	16.0	W/Al	6.92	7.0	81.25	0.67	OUI	9798

Epaisseur de 60 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre	Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 79.03	Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 4.5 mGy?	FOM
29.0	24.5	W/Al	47.19	-	-	-	-	-
32.0	24.5	W/Al	24.50	24.5	79.03	1.24	OUI	5037
35.0	24.5	W/Al	14.68	15.0	79.88	1.00	OUI	6355
38.0	24.5	W/Al	10.21	10.5	80.13	0.93	OUI	6872

Epaisseur de 70 mm de plexiglas

Tension [kV]	Charge [mAs]	Couple anode/filtre
32.0	25.8	W/Al
35.0	25.8	W/Al
38.0	25.8	W/Al

Charge pour obtenir le CNR du mode automatique = 92.71
42.22
25.80
17.37

Charge utilisable sur la console [mAs]	CNR	DGM [mGy]	DGM < 6.5 mGy?	FOM
-	-	-		-
25.8	92.71	1.61	OUI	5339
17.5	93.06	1.47	OUI	5884