

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique.

Mémoire Présenté par :

KROUIDMI Djamel

MENAD Fatma-Zohra

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : Physique.

Spécialité : Physique Médicale.

Option : Radiothérapie.

**Sujet : Développement de références dosimétriques
pour les rayons X de faible énergies utilisés en
mammographie.**

Soutenu le : 13 Octobre 2011, devant le jury composé de :

M. R. KHELLIFI : Maitre de conférences U.S.D.B	Président
M. B. HOCINI : Chargé de recherche U.S.D.B	Examineur
M. M.ARIB : Chargé de recherche C.R.N.A	Examineur
M. A. HERRATI : Chargé de recherche C.R.N.A	Rapporteur

Remerciements

Tout d'abord, nous tenons à exprimer nos profondes gratitude envers DIEU de nous avoir guidé dans la réalisation de ce projet.

Notre première expression de gratitude et de reconnaissance est adressée à monsieur HERRATI Ammar. D'avoir accepté de diriger ce travail, de l'aide précieuse qu'il nous fournis, des conseils qu'il n'a cessé de nous prodiguer, de sa volonté et de sa patience.

Nous tenons à remercier monsieur R.KHELIFI d'avoir bien voulu présider le jury.

Nos remerciements s'adressent également monsieur B.HOCINI, et monsieur M.ARIB d'avoir accepté de faire partie de jury.

Ce travail a été effectué au sein du centre de Recherche Nucléaire d'Alger, on remercie tous les éléments de (laboratoire secondaire d'étalonnage dosimétrique, bibliothèque), on tient remercier tout le personnel qui nous a aidé au niveau du centre d'imagerie médicale YOUGHARTA surtout M^{me} ABD EL OUAHAB.

Ainsi qu'à toutes personnes ayant aidé à la réalisation de ce travail.

Notre gratitude et nos remerciements à tous les enseignants qui ont veillés à notre formation.

Résumé :

La dosimétrie des rayonnements ionisants est l'activité principale des laboratoires d'étalonnage dosimétrique (primaires ou secondaires). L'estimation précise d'une dose délivrée lors d'un examen de mammographie nécessite l'utilisation des instruments bien étalonnés dans un laboratoire secondaire d'étalonnage dosimétrique (LSED). L'étalonnage de ces instruments s'effectue par des étalons secondaires, qui sont eux-mêmes étalonnés dans les laboratoires primaires d'étalonnage dosimétrique (LPED). Le LSED doit reproduire les qualités de faisceaux de référence dans lesquelles l'étalon secondaire est calibré pour assurer le bon transfert des facteur d'étalonnage de laboratoires LPEDs aux laboratoires LSEDs, ainsi que le bon transfert de LSED aux services de mammographie nécessite la caractérisation des installation de mammographie.

SOMMAIRE :

INTRODUCTION.....	1
PARTIE THÉORIQUE.....	4
1.1. Les modes d'interactions des RX avec la matière.....	4
1.1.1. L'effet photoélectrique.....	4
1.1.2. L'effet Compton (diffusion incohérente).....	6
1.1.3. L'effet Thomson- Rayleigh (diffusion cohérente).....	7
1.2. L'atténuation d'un faisceau de photons.....	8
1.2.1. La prédominance des trois coefficients d'atténuation.....	9
1.2.2. L'importance relative de l'absorption et de la diffusion.....	9
1.3. Unités, grandeurs et notions dosimétriques.....	9
1.3.1. La fluence et le débit de fluence :	11
1.3.2. La fluence énergétique et le débit de fluence énergétique.....	11
1.3.3. La dose.....	12
1.3.4. Le kerma.....	13
1.4. Les RX de basse énergie et leur utilisation.....	13
1.5. La mammographie.....	18
1.5.1. Définition.....	18
1.5.2. Le mammographe.....	18
1.6. La qualité d'un faisceau RX de basse énergie.....	19
1.6.1. La filtration additionnelle.....	19
1.6.2. La couche de demi-atténuation.....	19
1.6.3. Le coefficient d'homogénéité.....	19
1.7. Les équipements de dosimétrie.....	20
1.7.1. Les chambres d'ionisation plates.....	20
1.7.2. Les fantômes.....	22
1.7.3. Les électromètres.....	22
1.7.4. Les chambres moniteurs.....	22
1.8. Le système international de mesure les laboratoires primaires d'étalonnage dosimétrique (LPED).....	23
1.9. Les laboratoires secondaires d'étalonnage dosimétrique (LSED).....	24
1.10. Les étalons primaires.....	24
1.11. Les étalons secondaires.....	24
1.12. Les qualités RX utilisées en mammographie.....	24
1.12.1. Les qualités recommandées par CEI.....	25
1.12.2. Les qualités recommandées par IPSM.....	25

1.12.3. Les qualités recommandées par le BIPM.....	26
PARTIE EXPÉRIMENTALE.....	28
2.1. Introduction.....	28
2.2. Matériels utilisés.....	28
2.3.1. Les qualités choisies à reproduire.....	28
2.4. Les standards de la reproduction des qualités RX.....	29
2.5. Procédure.....	29
2.6. Appareils utilisés.....	30
2.7. Conditions de mesure et positionnement.....	32
2.8. La reproduction de la qualité WAV 30.....	33
2.8.1. La méthode expérimentale.....	33
2.8.2. Interprétation des résultats.....	39
2.8.3. La méthode analytique.....	40
2.8.4. Interprétation.....	42
2.9. Comparaison entre les deux méthodes.....	42
2.10. Reproduction des autres qualités.....	43
3.1. Considérations générales.....	46
3.2. Identification de l'étalon secondaire.....	47
3.3. La méthode d'étalonnage.....	48
3.3.1. L'étalonnage par substitution en utilisant la chambre moniteur.....	48
3.3.2. Le point de référence.....	48
3.4. Le formalisme utilisé.....	49
3.5. L'étalonnage de la chambre Radcal RC6M.....	50
3.5.1. Appareillage utilisé.....	50
3.5.2. Conditions de mesures et positionnement.....	51
3.5.3. Les mesures avec la chambre de référence.....	52
3.5.4. Les mesures avec la chambre Radcal RC6M.....	53
3.6. L'étalonnage de la chambre EXRADIN A650.....	55
3.7. Le rôle de la chambre moniteur.....	56
3.7.1. Interprétation.....	58
3.8. La dépendance énergétique des chambres.....	58
3.8.1. La chambre Radcal RC6M.....	59
3.8.2. La chambre EXRADIN A650.....	59
4.1. Définition.....	62
4.2. Méthodologie.....	62
4.3. Matériel utilisé.....	63
4.3.1. Le fantôme en PMMA.....	63

4.4. Conditions de mesure et positionnement.....	64
4.5. La dépendance de PDD à la haute tension.....	65
4.5.1. Les résultats.....	65
4.5.2. Analyse et interprétation.....	65
4.6. La dépendance de PDD à la filtration additionnelle.....	66
4.6.1. Les résultats.....	66
4.6.2. Analyse et interprétation.....	67
4.7. Conclusion.....	67
APPLICATION CLINIQUE	69
5.1. Introduction.....	69
5.2. La conversion du kerma d'air en dose à l'entrée.....	69
5.3. Description de la salle de mammographie.....	70
5.4. Le matériel utilisé.....	71
5.5. La caractérisation des faisceaux du mammographe DMR+	72
5.5.1. Les conditions de mesure.....	72
5.6. La détermination des facteurs d'étalonnage.....	57
5.7. La dépendance de la dose à l'entrée aux kVs et les mAs..	75
5.8. La dépendance de la dose à l'entrée aux kVs et la compression du sein.....	75
5.9. Le choix automatique des mAs en fonction des kVs et de la compression.....	77
5.10.L'influence de la taille du faisceau sur la dose à l'entrée.	78
5.11.L'influence de la taille du foyer sur la dose à l'entrée.....	78
5.12.Conclusion.....	79
CONCLUSION	80
BIBLIOGRAPHIE	81
ANNEXE I	84
ANNEXE II	93

LISTE DES FIGURES

FIGURE	PAGE
FIG.1.1.a. L'ionisation	05
FIG.1.1.b. L'excitation	05
FIG.1.2.a. Photon de fluorescence	05
FIG.1.2.b. Electron Auger	05
FIG.1.3. Phénomène d'émission de rayonnements de freinage	06
FIG.1.4.a. Cas d'une cible mince	07
FIG.1.4.b. Cas d'une cible épaisse	07
FIG.1.5. L'architecture d'un tube à RX classique	08
FIG.1.6. Le tube à RX à anode tournante	09
FIG.1.7. Un spectre à RX de 100 kV filtré par 1, 2 et 3 mm d'Al	11
FIG.1.8. Des spectres à RX pour les tensions 65,100 ,150 et 200 kV	11
FIG.1.9. Un spectre à RX pour différents courants	12
FIG.1.10. Le spectre typique d'un tube à RX pour la mammographie	12
FIG.1.11. L'effet photoélectrique	13
FIG.1.12. L'effet Compton	14
FIG.1.13. Images radiographiques obtenues pour des tensions de 70 kV, 250 kV et 1.25 MeV (Co-60), illustrant la perte de contraste pour les photons de haute énergie	14
FIG.1.14. Le domaine de prépondérance des effets élémentaires	16
FIG.1.15. L'architecture du mammographe	19
FIG.1.16. Une chambre d'ionisation plate	21
FIG.1.17. Représentation simplifiée de la structure du système international de mesure	23
FIG.2.1. Le générateur de la haute tension PHILIPS MG 321	30
FIG.2.2. Le tube à RX	30
FIG.2.3. La chambre EXRADIN A650	31
FIG.2.4. La chambre transmission	31
FIG.2.5. L'électromètre PTW UNIDOS	31
FIG.2.6. L'électromètre Farmer	31
FIG.2.7. Les écrans d'aluminium	31
FIG.2.8. Les accessoires de positionnement	31
FIG.2.9. L'arrangement des équipements recommandé lors de la reproduction des qualités RX dans un LSED	32
FIG.2.10. Le positionnement expérimental des équipements	33
FIG.2.11. La courbe d'atténuation WAV 30 (sans filtration additionnelle)	35
FIG.2.12. La courbe d'atténuation WAV 30 (0.2 mm Al)	35
FIG.2.13. La courbe d'atténuation WAV 30 (0.4 mm Al)	36
FIG.2.14. La courbe d'atténuation WAV 30 (0.5 mm Al)	37
FIG.2.15. La courbe d'atténuation WAV 30 (0.6 mm Al)	37
FIG.2.16. La courbe de variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 30 (méthode expérimentale)	38
FIG.2.17. La courbe d'atténuation WAV 30 (0.55 mm Al)	39
FIG.2.18. La courbe d'atténuation de WAV 30 sans filtration additionnelle	41

pour un grand nombre de points de mesures	
FIG.2.19. La courbe de variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 30 (méthode analytique).	42
FIG.2.20 La variation de N_k en fonction de la CDA pour la chambre W- 23344	47
FIG.2.21. le point de référence est représenté par le trait noir pour la chambre EXTRADIN (a), et par le trait rouge pour la chambre Radcal (b)	49
FIG.2.22. Chambre Radcal RC6M	51
FIG.2.23. Chambre W-23344	51
FIG.2.24. Baromètre	51
FIG.2.25. Thermomètre	51
FIG.2.26. Le positionnement des chambres d'ionisations lors de l'étalonnage	52
FIG.2.27. Le positionnement de la chambre de référence	52
FIG.2.28. Le positionnement de la chambre à étalonner.	53
FIG.2.29. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre RC6M pour la série WAV	54
FIG.2.30. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre RC6M pour la série WAH	55
FIG.2.31. Le positionnement de la chambre A650.	55
FIG.2.32. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre A650 pour la série WAV	56
FIG.2.33. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre A650 pour la série WAH	56
FIG.2.34. Fantôme en PMMA	63
FIG.2.35. Positionnement du fantôme	64
FIG.2.36. Positionnement de la chambre d'ionisation dans le fantôme en PMMA	64
FIG.2.37. Le rendement en profondeur dans fantôme en PMMA pour trois qualités	65
FIG.2.38. La variation du rendement en fonction de la filtration additionnelle	66
FIG.3.1. Ecran plombé	71
FIG.3.2. Pupitre de commande	71
FIG.3.3. Le mammographe DMR+	71
FIG.3.4. Le faisceau 22 kV	72
FIG.3.5. Le faisceau 25 kV	73
FIG.3.6. Le faisceau 28 kV	73
FIG.3.7. Le faisceau 30 kV	73
FIG.3.8. Le faisceau 35 kV	74
FIG.3.9. Le faisceau 40 kV	74
FIG.3.10. Le faisceau 45 kV	74
FIG.3.11. La dépendance de la dose à la surface d'un fantôme d'eau à la HT et le mAs	76
FIG.3.12. La variation de la dose à la surface d'un fantôme d'eau en fonction de la compression pour les faisceaux caractérisés	77

FIG.1. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 20	82
FIG.2. La qualité équivalente à la qualité de référence	82
FIG.3. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 25	83
FIG.4. La courbe d'atténuation de WAV 25 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al	83
FIG.5. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 28	84
FIG.6. La courbe d'atténuation de WAV 28 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al	84
FIG.7. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 35	85
FIG.8. La courbe d'atténuation de WAV 35 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al	85
FIG.9. La courbe d'atténuation de WAV 40 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al	86
FIG.10. La courbe d'atténuation de WAV 50 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al	86
FIG.11. La courbe d'atténuation de WAH 20 pour une filtration additionnelle de 2.5 mm Al.	87
FIG.12. La courbe d'atténuation de WAH 25 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al	87
FIG.13. La courbe d'atténuation de WAH 28 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.	88
FIG.14. La courbe d'atténuation de WAH 30 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al	88
FIG.15. La courbe d'atténuation de WAH 35 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al	89
FIG.16. La courbe d'atténuation de WAH 40 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al	89
FIG.17. La courbe d'atténuation de WAH 50 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al	90

TAB.2.21. La comparaison entre N et N'	58
TAB.2.22. La dépendance énergétique de la chambre Radcal RC6M	59
TAB.2.23. La dépendance énergétique de la chambre EXRADIN A650	60
TAB.2.24. La variation des profondeurs de référence en fonction de HT	66
TAB.2.25. La variation des profondeurs de référence en fonction de la filtration additionnelle.	67
TAB.3.1. Les CDA des faisceaux cliniques	75
TAB.3.2. Les N_k correspondants aux faisceaux caractérisés	75
TAB.3.3. Le choix automatique de mAs et la variation de la dose de référence	78
TAB.3.4. la variation de la dose à de référence pour différentes tailles du champ	78
TAB.3.5. La variation de la dose de référence par le foyer sélectionné	78
TAB.1. Les facteurs de rétrodiffusion du kerma d'eau dans un fantôme d'eau	92
TAB.2. Les résultats d'interpolation de Bw pour la taille du champ $17.26 \times 17.26 \text{ cm}^2$	93
TAB.3. Les résultats d'interpolation de Bw pour la DSS 58 cm	93
TAB.4. Les résultats d'interpolation de Bw pour les qualités caractérisées	93
TAB.5. La variation de $[(\bar{\mu}^{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$ en fonction de la CDA	94
TAB.6. Les résultats d'interpolation de $[(\bar{\mu}^{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$ pour les qualités caractérisées	94

LISTE DES TABLEAUX

tableau	page
TAB.1.1. Caractéristiques des chambres d'ionisation plates utilisées en dosimétrie des RX de basses énergies	21
TAB.1.2. Qualités de rayonnement incident au sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.032 mm en Mo développées par l'AIEA	25
TAB.1.3. Qualités de rayonnement transmis à travers le sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.032 mm en Mo et 2 mm en Al développées par l'AIEA	25
TAB.1.4. Qualités de rayonnement incident au sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.03 mm en Mo	25
TAB.1.5. Qualités de rayonnement transmis à travers le sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.03 mm en Mo et 2 mm en Al	25
TAB.1.6. Les qualités utilisées pour l'étalonnage des dosimètres dans le laboratoire BIPM	26
TAB.2.1. Les qualités WAV	29
TAB.2.2. Les qualités WAH	29
TAB.2.3. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (sans filtration additionnelle)	30 34
TAB.2.4. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (filtration additionnelle = 0.2 mm Al)	30 35
TAB.2.5. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (filtration additionnelle = 0.4 mm Al)	30 36
TAB.2.6. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (filtration additionnelle = 0.5 mm Al)	30 36
TAB.2.7. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (filtration additionnelle = 0.6 mm Al)	30 37
TAB.2.8. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (filtration additionnelle = 0.55 mm Al)	30 39
TAB.2.9. Résultats expérimentaux de la qualité WAV (sans filtration additionnelle)	30 41
TAB.2.10. Les qualités WAV reproduites	43
TAB.2.11. Les qualités WAV reproduites	43
TAB.2.12. La variation de facteur d'étalonnage en fonction de la CDA de l'étalon secondaire pour les qualités de référence	47
TAB.2.13. Détermination des N_k pour les qualités WAV reproduites	47
TAB.2.14. Détermination des N_k pour les qualités WAH reproduites	48
TAB.2.15. Les mesures effectuées par la chambre de référence pour la qualité WAV 20	53
TAB.2.16. Les mesures effectuées par la chambre RC6M pour la qualité WAV 20	53
TAB.2.17. Les valeurs de N_k pour les qualité WAV	54
TAB.2.18. Les valeurs de N_k pour les qualités WAH	54
TAB.2.19. Les valeurs de N_k pour les qualité WAV	55
TAB.2.20. Les valeurs de N_k pour les qualité WAH	56

INTRODUCTION

La pratique de la physique médicale signifie l'utilisation de principes fondamentaux et de protocoles reconnus de la physique afin de garantir la qualité, la quantité et la bonne localisation des rayonnements lors de l'exécution d'une procédure radiologique. Elle permet non seulement de réaliser les tâches de routine selon les standards en vigueur, mais doit également cultiver les aptitudes à résoudre les problèmes posés suivant une approche scientifique rigoureuse.

Les physiciens médicaux ou radiophysiciens interviennent principalement dans les domaines de la radiothérapie, le radiodiagnostic, la radioprotection et la médecine nucléaire en milieu hospitalier. Ils participent au développement, à la réalisation et à l'optimisation des protocoles dosimétriques d'examens et de traitements par le contrôle, le recueil et l'exploitation des données nécessaires à la réalisation des traitements. En outre, ils assurent la sécurité radiologique des patients, des professionnels et du public lors de l'utilisation médicale des rayonnements ionisants (RI).

La majorité des expositions de population aux RI est dû aux examens radiologiques. Les doses délivrées lors de ces examens sont faibles mais contribuent à la probabilité d'apparition des effets stochastiques. Donc ces doses doivent être déterminées correctement et plus attentivement pour maintenir une balance raisonnable entre la qualité d'image et l'exposition des patients.

Les faisceaux RX de basses énergies sont utilisés dans plusieurs applications thérapeutiques comme la contactthérapie et la radiothérapie superficielle ; ou diagnostiques comme la radiographie conventionnelle, la fluoroscopie, la mammographie, ...

Vu que le cancer du sein occupe une place importante parmi les pathologies les plus répandues chez la femme, il est avantageux de diagnostiquer la maladie à ses débuts pour augmenter les chances de guérison et diminuer les risques de récidives. C'est dans cette optique que le ministère de la santé envisage de lancer des campagnes de dépistage du cancer du sein. Cette action entrainera l'exposition d'un grand nombre de patientes. De ce fait, il est nécessaire de connaître avec le plus de précision possible les doses reçues lors de ces examens.

INTRODUCTION

Le but recherché à travers ce mémoire est le développement des références dosimétriques pour les rayons X de basses énergies rencontrés dans les appareils utilisés en mammographie afin de pouvoir étalonner les détecteurs utilisés et contribuer à l'amélioration de la précision sur l'estimation de doses reçues par les patientes recevant des examens de mammographie, et les doses induites au niveau des professionnels et du public.

Pour présenter ce travail d'une manière cohérente et atteindre notre objectif, on a élaboré la démarche nécessaire à suivre. Le premier chapitre contient les concepts de base concernant la production des rayons X, les interactions des photons avec la matière, les grandeurs dosimétriques pour les photons, et inclut aussi des généralités sur la mammographie (définitions, appareils utilisés,...). Le deuxième chapitre représente une étape critique et très intéressante qui est la reproduction des qualités de faisceaux utilisés en mammographie. Le troisième chapitre concerne l'étalonnage de deux chambres d'ionisation et la présentation de la procédure d'étalonnage des chambres plates sous des faisceaux de RX de basse énergie. Le quatrième chapitre étudie le rendement en profondeur et sa dépendance de la qualité de faisceau. Le cinquième chapitre représente le fruit de quatre chapitres précédents, il concerne une application clinique dans un service de mammographie (mesure de dose de référence à l'aide d'une chambre d'ionisation étalonnée au niveau du LSED).

PARTIE THÉORIQUE

1.1. Les modes d'interactions des RX avec la matière :

Les photons peuvent subir plusieurs interactions possibles avec les atomes d'un matériau atténuateur, la probabilité ou la section efficace de chaque interaction dépend de l'énergie du photon incident $h\nu$ et du numéro atomique de matériau Z .

Un flux de rayons X agit sur les électrons et sur les noyaux de la matière provoquant des phénomènes :

- électroniques : effet photoélectrique, effet Compton et la diffusion Thomson-Rayleigh.
- nucléaires^(*) : effet de matérialisation, réaction photonucléaire.

1.1.1. L'effet photoélectrique :

C'est l'interaction d'un photon avec un électron plus profond du cortège électronique dont l'énergie du photon incident est totalement transférée à cet électron qui sera éjecté de sa couche électronique avec une énergie cinétique E_c donnée par :

$$E_c = h\nu - W_i(e^-) \quad (1.1)$$

Où:

$h\nu$: l'énergie du photon incident ;

$W_i(e^-)$: l'énergie de liaison de l'électron dans sa couche orbitale qui varie selon la nature de l'atome (plus le Z de l'atome est élevé plus l'énergie de liaison des électrons est plus forte): de 13,6 eV pour l'hydrogène à 142 keV pour le fermium^[1].

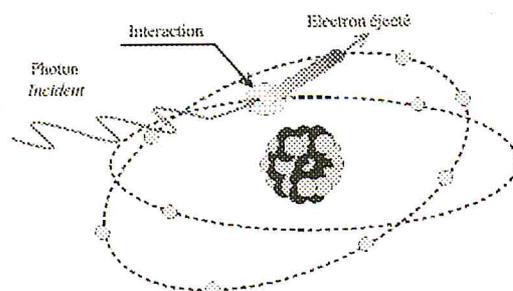


FIG.1.1. L'effet photoélectrique.

La distribution angulaire des photoélectrons dépend de l'énergie du photon incident $h\nu$. Pour des photons de basse énergie, la direction d'émission est

(*) n'ont pas lieu pour les RX de faible énergies

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

pratiquement symétrique par rapport à $\theta = 90^\circ$, où θ est l'angle entre la direction du photon incident et celle de l'électron émis. Lorsque $h\nu$ croît, θ tend vers zéro ^[5,7].

1.1.2. L'effet Compton (diffusion incohérente) :

L'énergie du photon incident est partiellement transférée à un des électrons périphériques de l'atome; l'énergie restante est emportée par un photon diffusé.

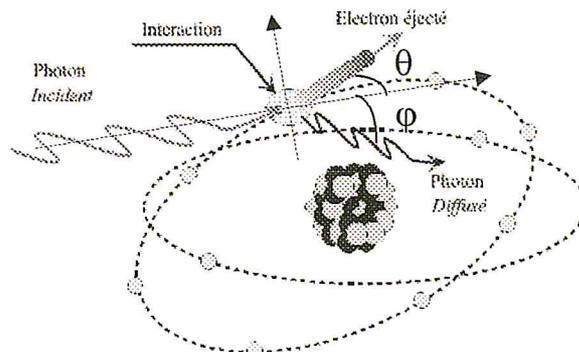


FIG.1.2. L'effet Compton.

En radiodiagnostic, l'effet Compton est indésirable. La FIG.1.3. représente la perte de contraste par l'augmentation de l'énergie de photons incidents car la diffusion Compton est importante.

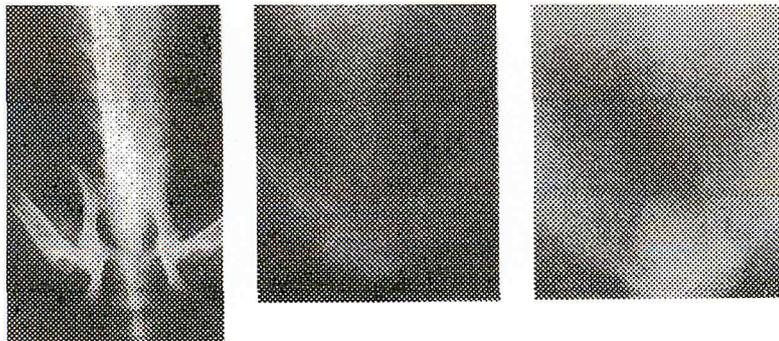


FIG.1.3. Images radiographiques obtenues pour des tensions de 70 kV, 250 kV et 1.25 MeV (Co-60), illustrant la perte de contraste pour les photons de haute énergie. ^[4]

1.1.3. L'effet Thomson- Rayleigh (diffusion cohérente) :

Notons que ce phénomène ne se produit qu'à basse énergie et qu'il n'induit pas d'ionisation du milieu mais seulement une dispersion angulaire des photons incidents sans perdre l'énergie.

1.2. L'atténuation d'un faisceau de photons :

L'intensité d'un faisceau monoénergétique est réduite lors de son passage à travers un matériau parce que les photons sont absorbés ou diffusés par rapport à leur direction primaire en combinant les effets élémentaires d'interaction.

Cette atténuation d'intensité suit une loi exponentielle:

$$I = I_0 e^{-\mu_{\text{tot}}(E,Z) x} \quad (1.2)$$

I_0 : l'intensité initiale du faisceau incident.

x : l'épaisseur du matériau traversé.

μ_{tot} : le coefficient d'atténuation linéaire total dépend du numéro atomique Z et de l'énergie des photons incidents, exprimé en cm^{-1} .

Dans un matériau donné, le coefficient d'atténuation linéaire varie en fonction de l'énergie de photons à cause de la dépendance énergétique de prédominance des trois effets d'interaction. Il est défini par la somme des coefficients d'atténuation élémentaire de chaque effet (τ : effet photoélectrique, σ : effet Compton et π : effet de matérialisation).

$$\mu_{\text{tot}} = \tau + \sigma + \pi \quad (1.3)$$

On utilise souvent le rapport du coefficient d'atténuation linéaire à la masse volumique du matériau $\frac{\mu}{\rho}$ « le coefficient d'atténuation massique » pour éviter la dépendance de μ de l'état physico-chimique de la matière.

1.2.1. La prédominance des trois coefficients d'atténuation :

Il apparaît, au vu de ce graphe, que la probabilité de l'effet Compton est un peu indépendante du numéro atomique de la cible. En revanche celle de l'effet photoélectrique et production de paires lui sont proportionnels.

L'effet photoélectrique (τ) est majoritaire aux énergies inférieures à 100 keV (ou 300 keV pour les assez grandes valeurs de Z , l'effet Compton (σ) est prédominant aux énergies intermédiaires entre 100 keV et 5 MeV (jusqu'à 10 MeV pour les petites

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

valeurs de Z) et l'effet de matérialisation (π) prédomine aux énergies les plus élevées, il est proportionnel à Z^2 et croît avec l'énergie ^[6].

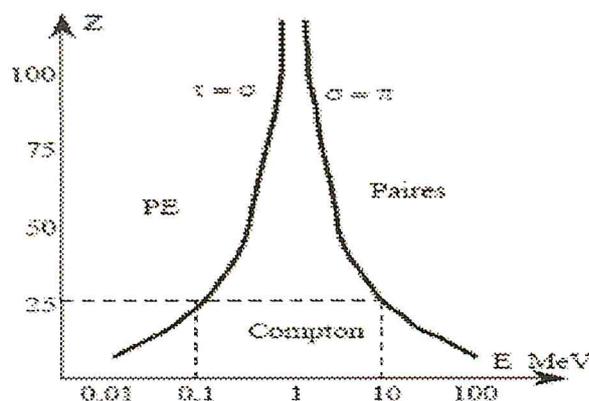


FIG.1.4. Le domaine de prépondérance des effets élémentaires.

1.2.2. L'importance relative de l'absorption et de la diffusion :

L'énergie du rayonnement incident est atténuée par absorption et par diffusion :

$$\mu_{\text{tot}} = \mu_{\text{abs}} + \mu_{\text{dif}} \quad (1.4)$$

La part de l'énergie diffusée au cours de l'interaction des photons avec la matière intervient dans trois domaines très importants : elle est responsable d'une grande partie du flou des images en radiodiagnostic, elle constitue une part d'énergie dissipée de façon incontrôlable en thérapie et elle représente une source potentielle d'irradiation accidentelle du personnel (professionnel en particulier).

1.3. Unités, grandeurs et notions dosimétriques :

1.3.1. La fluence et le débit de fluence :

La fluence de particules, Φ , est égale au quotient du nombre de particules dN ayant pénétré dans une sphère de section diamétrale d'aire da . Elle s'exprime en m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (1.5)$$

Le débit de fluence, ϕ , représente le nombre de particules traversant un élément de surface da par unité de temps. Il s'exprime en $\text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

$$\varphi = \frac{\Phi}{dt} \quad (1.6)$$

1.3.2. La fluence énergétique et le débit de fluence énergétique :

La fluence énergétique, Ψ , c'est l'énergie radiante dR traversant sur une sphère une section diamétrale d'aire da . Elle s'exprime en $J.m^{-2}$.

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (1.7)$$

Le débit de fluence énergétique, ψ , représente l'énergie radiante traversant une sphère sur une section diamétrale d'aire da par unité de temps. Il s'exprime en $W.m^{-2}$.

$$\psi = \frac{\Psi}{dt} \quad (1.8)$$

1.3.3. La dose :

La dose absorbée est la quantité d'énergie moyenne $d\bar{\epsilon}$ délivrée à un volume élémentaire de masse dm :

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.9)$$

Elle s'exprime en Gray (Gy), un Gy correspond à un dépôt d'énergie de 1 joule par un kilogramme de la matière. L'ancienne unité de la dose absorbée est le rad: 1 rad=100Gy.

Le débit de dose, \dot{D} , représente la dose absorbée par unité de temps, son unité Gy/s :

$$\dot{D} = \frac{D}{dt} \quad (1.10)$$

1.3.4. Le kerma :

Le kerma est la quantité d'énergie dE_{tr} transférée à un volume de masse dm , ou dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées libérées par les particules non chargées. Il s'exprime en Gy.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.11)$$

Le débit de kerma, \dot{K} , représente le kerma par unité de temps, s'exprime en Gy/s.

$$\dot{K} = \frac{K}{dt} \quad (1.12)$$

1.4. Les RX de basse énergie et leur utilisation:

Les différentes recommandations de dosimétrie de faisceaux de RX ont divisé les RX issus d'un tube à RX en deux gammes :

- Les rayons X de basse énergie, tension d'accélération située entre 10 et 100 kV ;
- Les rayons X de moyenne énergie, tension d'accélération située entre 100 et 300kV.

Les RX de basses énergies sont impliqués dans plusieurs applications cliniques diagnostiques ou thérapeutiques. Les utilisations en diagnostic comme la radiographie classique, la fluoroscopie, la mammographie,.... Les utilisations thérapeutiques comme la radiothérapie superficielle et la contactthérapie.

1.5. Principes de génération des rayons X :

Lors du passage d'un électron à proximité d'un atome, on distingue deux scénarios d'interaction : une collision avec les électrons du cortège électronique, ou un freinage par le noyau de l'atome. Dans les deux cas un transfert d'énergie aura lieu, impliquera un éventuel changement d'état de l'atome cible (excitation, ionisation, ...), ce qui sera traduit par des émissions photoniques.

Les rayonnements électromagnétiques se caractérisent par leur énergie et leur provenance. Les émissions des photons X peuvent provenir des processus suivants :

- La désexcitation du cortège électronique ;
- La production de rayonnements de freinage.

1.5.1. Les raies caractéristiques :

Les rayons X (RX) caractéristiques résultent de l'interaction d'un électron incident avec les électrons du cortège électronique de l'atome cible. Au cours de cette interaction, l'énergie ΔE cédée par l'électron incident est transférée à un électron très lié de l'atome cible. Si on note W_i l'énergie de liaison de cet électron dans sa couche orbitale ; deux phénomènes peuvent se produire en comparant

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

l'énergie cédée par l'électron incident (son énergie cinétique) et l'énergie de liaison de l'électron cible :

- $\Delta E \geq W_i$: l'électron est éjecté de son orbite (i) avec une énergie cinétique $T = \Delta E - W_i$, cet électron peut à son tour créer d'autres ionisations si son énergie cinétique est suffisante.
- $\Delta E < W_i$: l'électron de l'atome cible reçoit une énergie insuffisante pour l'arracher de sa couche mais il est porté à un niveau énergétique supérieur. Si cette énergie ΔE est très faible cette excitation aboutit à une dissipation thermique (par augmentation de l'énergie de translation, de rotation ou de vibration des molécules cibles).

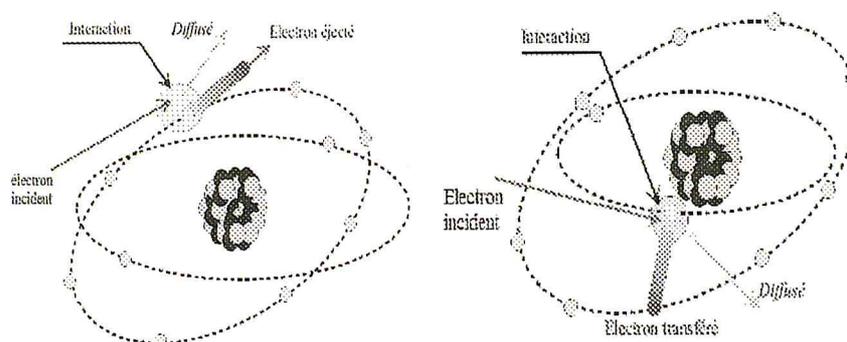


FIG.1.5.a. L'ionisation. ^[1] FIG.1.5.b. L'excitation.

Un atome ayant subi une ionisation ou une excitation se trouve dans un état instable correspond à un excès d'énergie par rapport à l'état fondamental. La vacance créée par ces deux processus provoque immédiatement (*) une transition électronique (réarrangement du cortège), ce qui libère l'excès d'énergie par deux mécanismes :

- L'émission d'un photon X de fluorescence appelé raie caractéristique parce que son énergie (la différence entre l'énergie des deux couches) dépend du numéro atomique de l'atome donc est une caractéristique de la matière cible.
- L'émission d'un électron Auger tel que l'excès d'énergie peut être communiqué à un électron périphérique de l'atome.

(*) moins de 10^{-6} s.

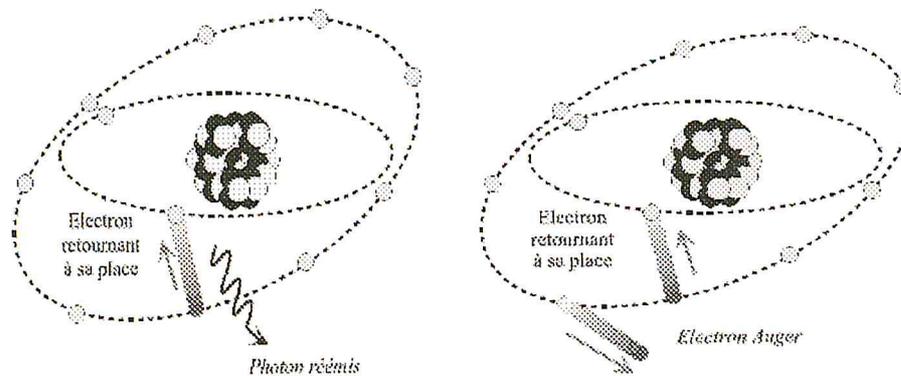


FIG.1.6.a. Photon de fluorescence.FIG.1.6.b. Electron Auger.

1.5.2. Les rayonnements Bremsstrahlung :

En passant au voisinage du champ coulombien d'un noyau cible, l'électron incident va interagir et dévier. D'après les lois de l'électromagnétisme, toute accélération ou décélération d'une particule chargée se traduit par une perte d'énergie émise sous forme de rayonnement : c'est le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)^[2].

Cette émission est d'autant plus importante que l'angle de déviation est important. Pratiquement l'importance de rayonnement de freinage est d'autant plus grande que l'énergie de l'électron incident est élevée et que le numéro atomique de la cible est grand. Ils représentent la fraction la plus importante en pratique médicale.

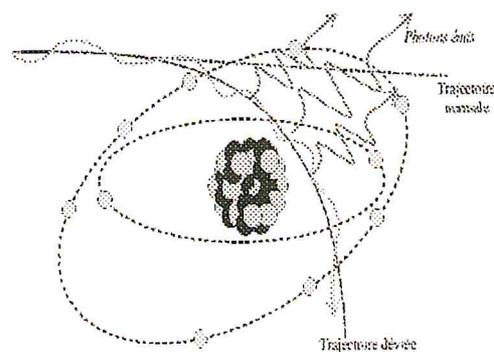


FIG.1.7. Phénomène d'émission de rayonnements de freinage.^[1]

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

- Cas d'une cible mince :

Le spectre de la fluence énergétique d'un faisceau d'électrons monoénergétique passant à travers une cible mince (une seule couche atomique) est constant car la trajectoire est inférieure au parcours des électrons.

- Cas d'une cible épaisse :

En revanche, si la cible est épaisse (superposition de plusieurs couches minces), les électrons y terminent leur parcours dont l'énergie décroît linéairement de E_{\max} à 0 d'une couche à une autre. Le spectre total consiste à la superposition de différents spectres issus des cibles minces successives.

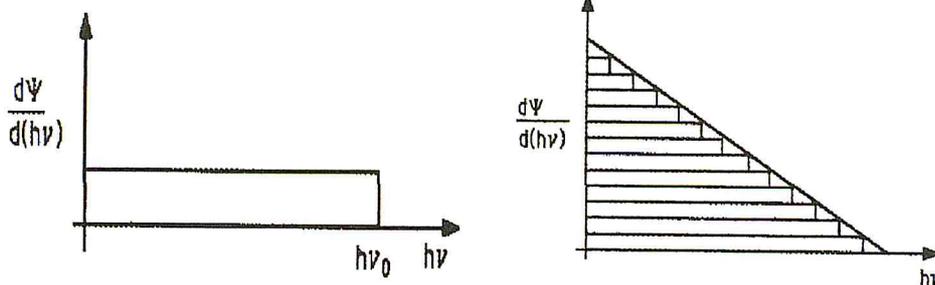


FIG. 1.8.a. Cas d'une cible mince. FIG. 1.8.b. Cas d'une cible épaisse.

1.6. Le tube à RX :

Les tubes à RX conventionnels sont conçus autour d'une anode stationnaire et possèdent plusieurs architectures de construction selon la technologie, le type et l'utilisation de l'équipement.

Le tube à RX conventionnel consiste à une enveloppe en verre évacuée en vide poussé. L'une des extrémités du tube est une cathode (électrode négative) et l'autre est une anode (électrode positive). La cathode est un filament en tungstène qui émet par l'effet thermoélectrique des électrons lorsqu'il est chauffé. L'anode consiste en une cible en tungstène enfoncée dans un bloc de cuivre. Une haute tension appliquée entre la cathode et l'anode accélère les électrons émis de la cathode vers l'anode où ils déposent leur énergie par freinage ou par collision. La grande partie de cette

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

énergie est dissipée sous forme de chaleur, et un petit pourcentage (varie de 0,5% pour 60 kV à 1% pour 200 kV)^[3] est converti en RX.

Le faisceau produit émerge à travers une fenêtre mince en verre insérée dans l'enveloppe du tube. Dans quelques tubes, des fenêtres minces en béryllium sont utilisées pour réduire la filtration additionnelle du faisceau.

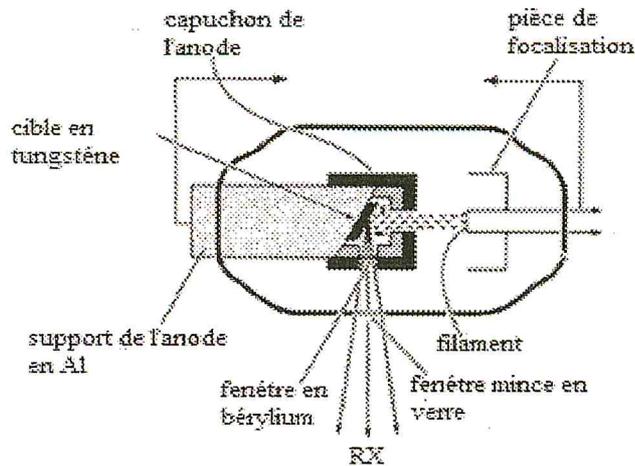


FIG.1.9. L'architecture d'un tube à RX classique.

1.6.1. L'anode :

Le choix du tungstène comme matière cible pour les tubes à RX est basé sur ses critères que la cible doit avoir un grand numéro atomique et une température de fusion élevée. L'efficacité de production de RX dépend du numéro atomique Z , et pour cette raison, le tungstène est un bon choix comme matière cible ($Z = 74$). De plus, le tungstène a une température de fusion de 3370 °C, donc est un élément qui supporte la chaleur intense produite par le bombardement de la cible par les électrons [3, 4,5].

L'élimination de la chaleur de la cible est une exigence importante pour l'architecture de l'anode. Cela a été accompli dans quelques tubes par la conduction de cette chaleur à travers le bloc du cuivre, qui supporte la cible, en dehors du tube où il est refroidi par l'huile, l'eau ou l'air.

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

Les anodes tournantes sont aussi utilisées pour réduire la température de la cible. La chaleur produite dans l'anode tournante est transférée au réservoir de l'huile qui entoure le tube.

Quelques anodes stationnaires sont à capuchon de cuivre et un bouclier en tungstène pour empêcher les électrons dispersés de frapper les parois ou les autres composants du tube. Ce sont des électrons secondaires produits par le faisceau primaire d'électrons. Alors que le capuchon de cuivre absorbe les électrons secondaires, et l'autre bouclier du tungstène qui entoure celui du cuivre absorbe les rayonnements non désirés produits dans le cuivre.

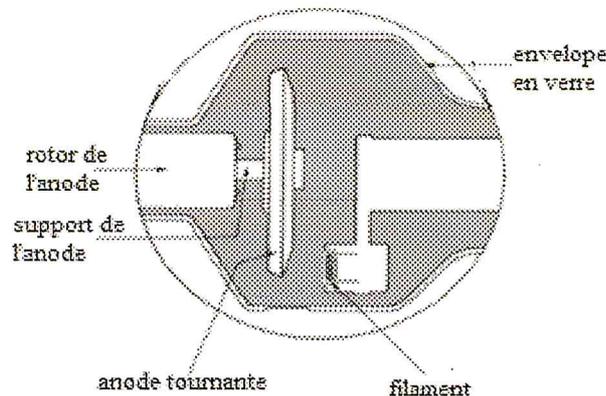


FIG.1.10. Le tube à RX à anode tournante.

1.6.2. La cathode :

Il s'agit d'un filament de 2 à 3 mm d'épaisseur en forme spirale composé généralement en tungstène et de traces de thorium. Le filament est monté dans une pièce creuse appelée pièce de concentration, dont la finalité est de focaliser les électrons sur une petite surface dans la cible appelée le foyer optique.

Sur certains appareils, la cathode est composée de deux filaments de taille différente. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électrons et donc la production de RX alors que le petit filament permet de concentrer un faisceau d'électrons plus faible sur une petite surface de l'anode, améliorant ainsi la finesse de l'image. Selon la quantité de RX souhaitée et selon les impératifs de finesse de l'image désirés, le grand ou le petit filament peut être sélectionné.

1.7. La dépendance du spectre de RX aux caractéristiques opératoires :

1.7.1. La filtration additionnelle :

Le faisceau RX émergent d'un tube classique est un faisceau polyénergétique, son spectre énergétique est une superposition d'une distribution d'énergie de photons continue de Bremsstrahlung et des raies caractéristiques avec des énergies discrètes.

Le spectre théorique est une ligne droite dont l'équation suivante ^[3, 4] :

$$I(E) = KZ (E_{\max} - E) \quad (1.13)$$

$I(E)$: l'intensité de photons dont l'énergie E .

Z : le numéro atomique de la cible.

K : constant dépend de matériau de la cible et de l'énergie cinétique des électrons.

E_{\max} : l'énergie maximale du spectre qui est égale à l'énergie cinétique des électrons (proportionnelle à la tension accélératrice).

Ce spectre théorique, réellement, est modifié par une filtration inhérente du tube (autoabsorption par la cible, parois de verre du tube et la fenêtre mince de béryllium). Cette filtration est équivalente à 0.5 – 1 mm d'aluminium ^[6].

Le rôle de la filtration additionnelle ajoutée (plaque en aluminium ou en cuivre placée à la sortie du tube) est d'enrichir le faisceau avec les photons de haute énergie en absorbant les composantes de faible énergie du spectre. Quant la filtration additionnelle augmente, le faisceau transmis est durci c'est-à-dire son énergie moyenne augmente et par conséquent son pouvoir de pénétration est important. Donc, la filtration additionnelle est un moyen d'améliorer le pouvoir de pénétration du faisceau.

Vus que l'intensité totale du faisceau diminue avec l'augmentation de la filtration additionnelle et augmente avec le voltage, donc une combinaison adéquate de voltage et de la filtration additionnelle est exigée pour accomplir le durcissement désiré et aussi l'intensité acceptable.

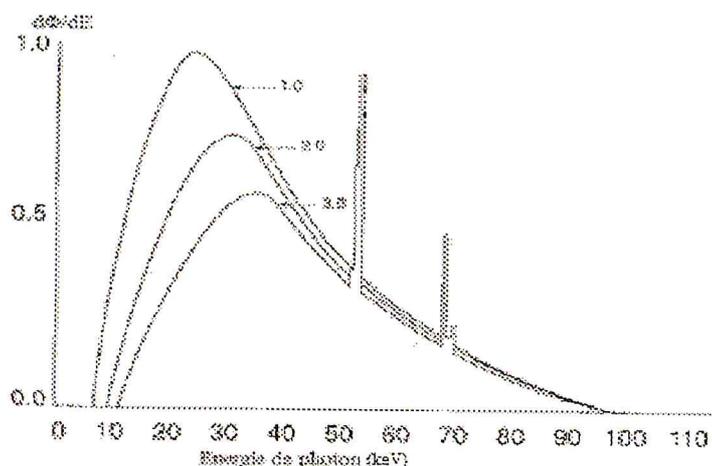


FIG.1.11. Un spectre à RX de 100 kV filtré par 1, 2 et 3 mm d'Al^[4].

1.7.2. La tension nominale appliquée :

Lorsque la tension appliquée entre les électrodes augmente, l'énergie des électrons est importante, donc l'énergie maximale des photons émis augmente, ainsi que leur intensité spectrale.

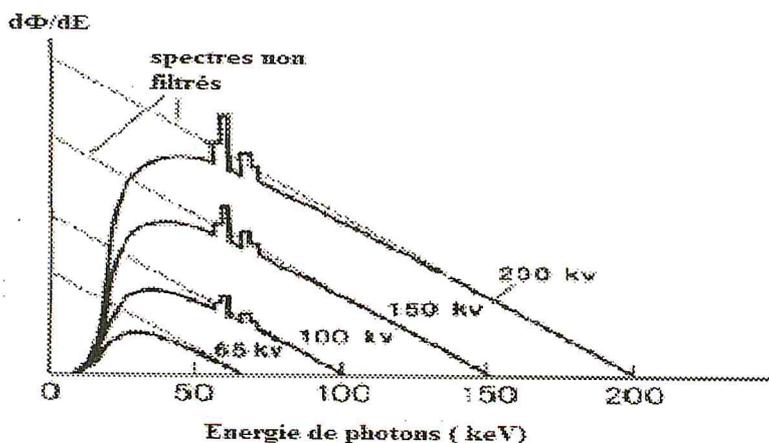


FIG.1.12. Des spectres à RX pour les tensions 65,100 ,150 et 200 kV^[6].

1.7.3. Le courant de la cathode :

Lorsqu'on augmente les mA (l'intensité du courant de la cathode), avec un voltage constant (kV), on va augmenter le flux des électrons arrachés à la cathode, donc, seulement le nombre de photons émis variera, pas leur énergie maximale.

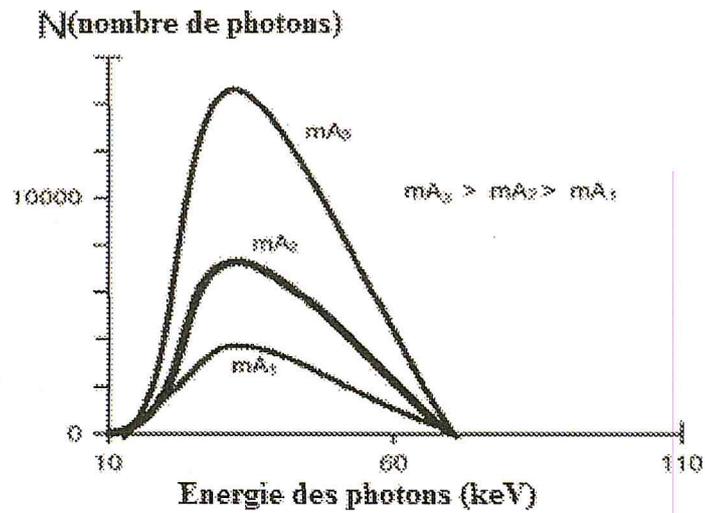


FIG.1.13. Un spectre à RX pour différents courants.

1.7.4. Le matériau de l'anode :

Voilà ce qui se passe lorsqu'on change le matériau de l'anode, à titre d'exemple on présente au dessous le spectre d'une anode en molybdène (mammographe) avec les raies caractéristiques du Mo.

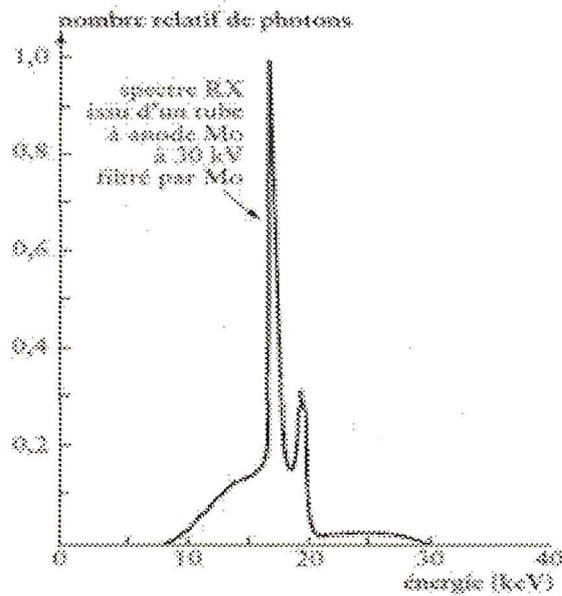


FIG.1.14. Le spectre typique d'un tube à RX pour la mammographie.

1.8. La mammographie :

1.8.1. Définition :

La mammographie est un examen radiologique utilisant les RX de basses énergies dans la gamme de 20 à 50 kV, elle étudie la glande mammaire et permet le dépistage du cancer du sein à des stades précoces, le diagnostic des symptômes rapportant aux pathologies de la glande mammaire.

Cet examen est indiqué :

- chez toutes les femmes après 40 ans et doit être réaliser annuellement jusqu'à 75 ans.
- Lors de la découverte d'une boule dans le sein, d'un écoulement anormal du mamelon, d'une anomalie de la peau du sein.

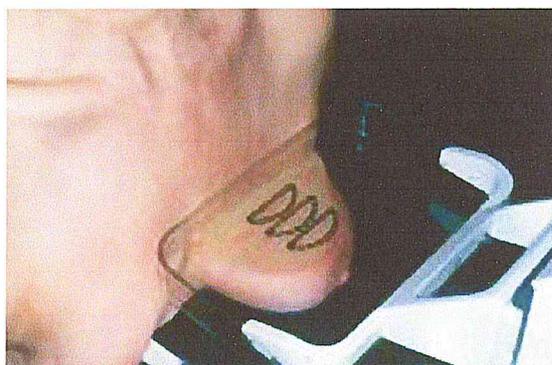


FIG.1.15. L'examen de mammographie.

1.8.2. Le mammographe :

L'une des architectures spéciales des tube à RX, celle utilisée pour la mammographie appelée mammographe ou sénographe, c'est un tube à RX avec une anode en molybdène. Il est constitué des éléments génériques suivants :

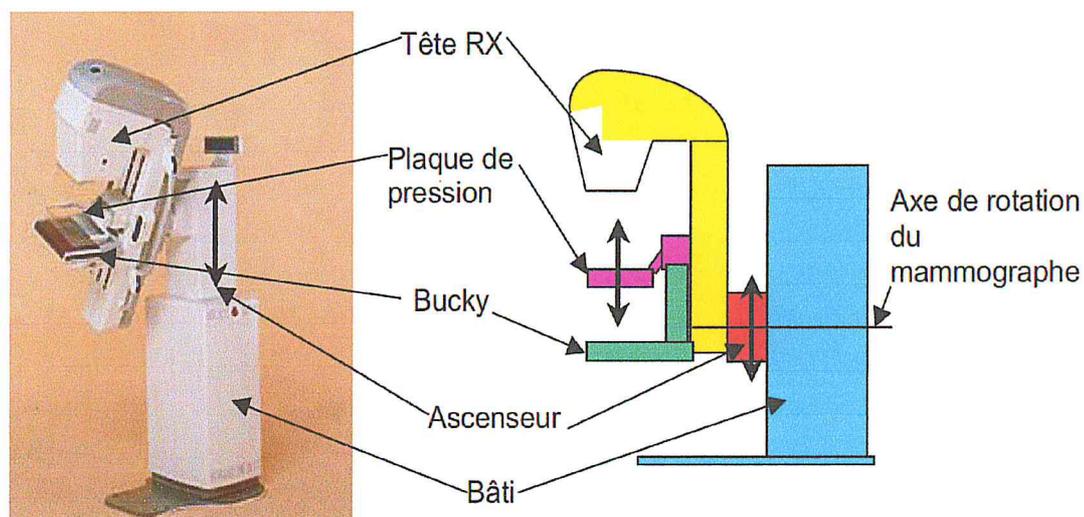


FIG.1.16. L'architecture du mammographe.

- Un ascenseur en liaison glissière de direction verticale par rapport à la partie fixe du mammographe (bâti). Cette mobilité permet d'adapter le mammographe à la taille de la patiente.

L'ascenseur supporte les éléments suivants :

- La « tête RX » permet d'émettre les rayons X. Un collimateur permet de contrôler le faisceau afin d'optimiser le cliché. Le réglage angulaire de la tête RX est réalisé par un pivotement autour de l'axe de rotation du mammographe. La tête RX est donc en liaison pivot par rapport à l'ascenseur.
- Le « bucky » sert de surface d'appui au sein et de support au film ou au capteur d'images. Le réglage angulaire du bucky est réalisé par un pivotement autour de l'axe de rotation du mammographe. Le bucky est en liaison pivot par rapport à l'ascenseur.
- La « plaque de pression » permet de comprimer le sein et de le maintenir en position afin d'avoir une meilleure qualité de l'image. Elle fait l'objet d'une liaison glissière par rapport au bucky.

1.9. La qualité d'un faisceau RX de basse énergie :

Un faisceau de RX est précisément défini par son spectre énergétique, cependant la spectrométrie des RX exige une compétence considérable, donc d'autres paramètres plus simples et plus pratiques sont utilisés pour le définir.

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

La qualité d'un faisceau de RX de basse énergie est caractérisée par la tension nominale appliquée au tube, la filtration additionnelle, la première couche de demi-atténuation et parfois le coefficient d'homogénéité.

1.9.1. La filtration additionnelle :

Pour accomplir le durcissement du faisceau désiré, on utilise des plaques en aluminium pour les basses énergies ou en cuivre pour les moyennes énergies. La pureté du matériau utilisé doit être meilleure que 99.99 %. Aussi l'épaisseur d'une plaque doit être meilleure que $\pm 5 \mu\text{m}$ ou $\pm 1\%$ qui est l'exigence la plus dure^[8].

1.9.2. La couche de demi-atténuation :

La couche de demi-atténuation, CDA, d'un faisceau est l'épaisseur d'un matériau absorbeur (généralement Al ou Cu) qui réduit le kerma d'air à la moitié de sa valeur initiale (non atténuée). Elle est définie en « mm Al » pour les basses énergies et en « mm Cu » pour les moyennes énergies. L'absorbeur doit respecter les exigences précédentes (pureté et épaisseur) tel que la pureté doit être de l'ordre de 99.99% pour des CDA (Al) $< 0.2 \text{ mm}$ et 99.8% pour des CDA (Al) $\geq 0.2 \text{ mm}$ ^[8,9].

1.9.3. Le coefficient d'homogénéité :

Le coefficient d'homogénéité, h , est défini comme le rapport entre la première et la deuxième couche de demi-atténuation.

$$h = \frac{1^{\text{ère}} \text{CDA}}{2^{\text{ème}} \text{CDA}} \quad (1.14)$$

La qualité d'un faisceau dépend de plusieurs facteurs comme le voltage du tube, le matériau de la filtration additionnelle et son épaisseur, le matériau de l'anode et son inclinaison, le matériau de la fenêtre et son épaisseur, la collimation du faisceau.

1.10. Les équipements de dosimétrie :

1.10.1. Les chambres d'ionisation plates:

Le type de chambres d'ionisation la plus utilisé pour la mesure de kerma d'air en dosimétrie de faisceaux de basse énergie est les chambres plates non étanches. Ce

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

type de chambres consiste à deux électrodes plates, parallèles et séparés de quelques millimètres.

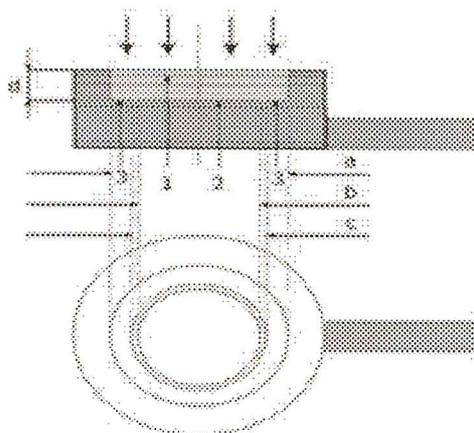


FIG.1.17. Une chambre d'ionisation plate, (1) : l'électrode de polarisation ; (2) : l'électrode de mesure ; (3) : anneau de garde ; (a) : diamètre de l'électrode de polarisation ; (b) : diamètre de l'électrode de collection ; (c) : largeur de l'anneau de garde ; (d) : épaisseur de la cavité de l'air.^[9]

Ces chambres d'ionisation ayant un petit volume sensible qui peut aller jusqu'à environ 0.2 cm^3 et consistent à une fenêtre d'entrée mince d'épaisseur de $2\text{-}3 \text{ mg/cm}^2$ ^[10]. Pour des faisceaux supérieurs à 50 kV , une plaque en plastique est ajoutée à la fenêtre pour assurer l'équilibre électronique et éliminer les électrons de contamination.

Chambre d'ionisation ^(*)	Volume sensible(cm^3)	Diamètre de collection	Matériau de la fenêtre	Epaisseur de la fenêtre(mg/cm^2)
PTW M23342	0.02	3	Polyéthylène	2.5
PTW M23344	0.2	13	Polyéthylène	2.5
NE2532/3A	0.03	3	Polyéthylène	2.3
NE2536/3A	0.3	13	Polyéthylène	2.3

TAB.1.1. Caractéristiques des chambres d'ionisation plates utilisées en dosimétrie des RX de basses énergies^[10,11].

^(*)des instruments de référence

1.10.2. Les fantômes :

Il est recommandé d'utiliser un fantôme en PMMA dans lequel la chambre d'ionisation peut être insérée, de sorte que sa face avant corresponde à la surface du fantôme. Dans la direction perpendiculaire au faisceau, le fantôme doit avoir une dimension qui est partout supérieure au champ d'irradiation. Sa dimension dans l'axe du faisceau doit être d'au moins 5 g/cm^2 ^[11].

1.10.3. Les électromètres :

Le signal créé par la chambre d'ionisation est lu par un dispositif de mesure en mode charge ou en courant appelé électromètre. Il applique aussi la tension de polarisation des chambres d'ionisations. Ce dispositif doit être capable de lire des courants de l'ordre de 0.01 nA , avec une charge accumulée de $50\text{-}100 \text{ nC}$. L'électromètre doit avoir une résolution de quatre chiffres (résolution de 0.01% sur la lecture). La variation de la lecture ne doit pas dépasser 0.5% annuellement.

S'il est calibré tout seul (dans le cas de plusieurs électromètres et de chambres d'ionisations), un facteur de correction de la lecture de la chambre d'ionisation P_{elec} doit être appliqué sinon sa calibration avec la chambre d'ionisation est requise ($P_{\text{elec}}=1$)^[10,12].

1.10.4. Les chambres moniteurs :

Une chambre moniteur est typiquement une chambre transmission plate placée à la sortie du tube pour qu'elle reçoive les rayonnements transmis à travers le collimateur et les filtres additionnels. Une chambre transmission consiste des fenêtres en PMMA couvertes par une matière conductrice (généralement le graphite). Les fenêtres de la chambre transmission sont minces mais font partie du filtre additionnel.^[9,13]

L'utilisation de la chambre moniteur est une exigence pour les RX de basses énergies, elle représente une correction de la stabilité du tube à RX. La lecture de la chambre d'ionisation est normalisée à la lecture de la chambre moniteur correspondante afin de modérer les fluctuations du tube. Ces lectures doivent être équivalentes en temps de collection.

1.11. Le système international de mesure les laboratoires primaires d'étalonnage dosimétrique (LPED) :

Le système international de mesure fournit la structure nécessaire à la consistance métrologique mondiale en faisant la disponibilité de l'accès de la calibration des instruments, qui sont traçables aux étalons primaires, pour la totalité des utilisateurs. Ces étalons eux-mêmes sont vérifiés internationalement par leur comparaison avec d'autres étalons semblables et fonctionnels autour du monde. Une présentation simplifiée, de cette structure, est indiquée dans la FIG. 1.17.

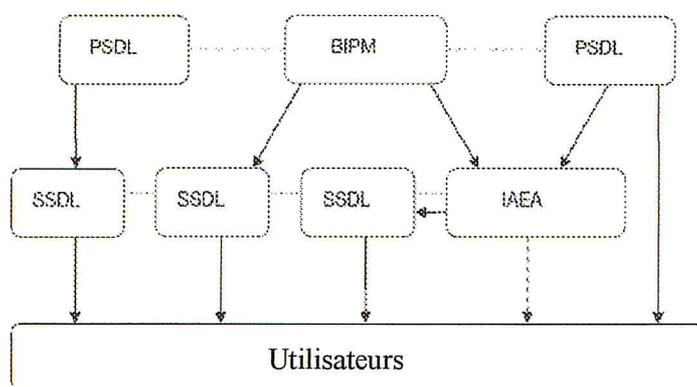


FIG.1.18. Représentation simplifiée de la structure du système international de mesure.

Le laboratoire central de cette structure est le Laboratoire International de Poids et de Mesures (BIPM), situé à Sèvres (France), est un laboratoire international créé sous la convention du Mètre en 1875 afin d'agir les matières de la métrologie mondiale, en particulier, à propos la demande des étalons de mesure avec une grande précision, et le besoin de démontrer l'équivalence entre les étalons primaires.

Les laboratoires primaires d'étalonnage dosimétrique (LPED), qui ont développé des étalons primaires pour la mesure des radiations, comparent leurs étalons avec ceux de BIPM dans une série progressive des comparaisons bilatérales. Les LPEDs calibrent les instruments de référence des LSEDs, et eux-mêmes à leur tour étalonnent les instruments de référence des utilisateurs. En parallèle, le BIPM calibre directement les étalons secondaires. D'une façon importante, le BIPM calibre aussi les instruments de référence de l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA), qu'elle même calibre les étalons secondaires. Parfois, les utilisateurs ont un accès d'étalonnage direct par un LPED.^[9]

1.12. Les laboratoires secondaires d'étalonnage dosimétrique (LSED) :

Un LSED est un laboratoire désigné d'être compétent, par une autorisation nationale, d'entreprendre la tâche de la création d'un lien, pour la traçabilité de la dosimétrie des RI, de laboratoire national vers les utilisateurs dans ce pays. Le LSED est équipé par des étalons secondaires traçables à l'AIEA, à un LPED ou directement au BIPM. Les instruments de référence des LSEDs sont approximativement de 50 % calibrés par l'AIEA, 30 % par des LPEDs et le reste par le BIPM ^[13]. Le rôle principal d'un LSED est la calibration des instruments utilisés en dosimétrie des RI au niveau des services médicaux et la dissémination d'information sur les procédures d'étalonnage.

1.13. Les étalons primaires :

Un étalon primaire, pour une quantité physique donnée, est un instrument de haute qualité métrologique qui permet la détermination de l'unité d'une quantité sans réfère à un autre étalon de la même quantité. Bien que, les LSEDs ne s'opèrent pas par des étalons primaires, ils possèdent des étalons secondaires étalonnés par des étalons primaires.

1.14. Les étalons secondaires :

Chaque LSED doit avoir un étalon secondaire qui est un détecteur de référence calibré dans le BIPM, un LPED ou l'AIEA et utilisé pour l'étalonnage des instruments des utilisateurs. Il est recommandé que l'étalon secondaire doit être recalibrer périodiquement, tout dépend de sa stabilité.

1.15. Les qualités RX utilisées en mammographie :

Plusieurs laboratoires primaires nationaux et internationaux ont développés les qualités de référence utilisées pour l'étalonnage des chambres d'ionisation dédiées à la dosimétrie des RX de basses énergies utilisés en mammographie (BIPM, CEI, PTB, IPSM, ...).

PARTIE THÉORIQUE

CONCEPTS DE BASE PHYSIQUES

1.15.1. Les qualités recommandées par CEI :

La Commission Électrotechnique Internationale (CEI) a publié les qualités suivantes :

Code de la qualité	Haute tension (kV)	CDA (mm Al)
RQR-M1	25	0.28
RQR-M2	28	0.31
RQR-M3	30	0.33
RQR-M4	35	0.36

TAB.1.2. Qualités de rayonnement incidentes au sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.032 mm en Mo développées par l'AIEA. ^[14]

Code de la qualité	Haute tension (kV)	CDA (mm Al)
RQA-M1	25	0.56
RQA-M2	28	0.60
RQA-M3	30	0.62
RQA-M4	35	0.68

TAB.1.3. Qualités de rayonnement transmises à travers le sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.032 mm en Mo et 2 mm en Al développées par l'AIEA.

1.15.2. Les qualités recommandées par IPSM :

Les qualités de mammographie publiées par « *Institute of Physical sciences in Medecine* ».

Haute tension (kV)	CDA (mm Al)
25	0.28
30	0.34
35	0.37

TAB.1.4. Qualités de rayonnement incidentes au sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.03 mm en Mo. ^[15]

Haute tension (kV)	CDA (mm Al)
25	0.58
30	0.67
35	0.75

TAB.1.5. Qualités de rayonnement transmises à travers le sein pour un tube à RX avec une cible en Mo et une filtration additionnelle de 0.03 mm en Mo et 2 mm en Al.

1.15.3. Les qualités recommandées par le BIPM :

Haute tension (kV)	CDA (mm Al)
10	0.037
30	0.17
25	0.24
50	1.0
50	2.3

TAB.1.6. Les qualités utilisées pour l'étalonnage des dosimètres dans le laboratoire BIPM.^[13]

PARTIE EXPÉRIMENTALE

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

2.1. Introduction :

Une mesure exacte d'une grandeur physique (dose ou kerma) exige un étalonnage correct des instruments de mesure sous des faisceaux à des propriétés connues ce qui explique le but de la reproduction des qualités de faisceaux au niveau des LSEDs. Le LSED doit essayer de reproduire les qualités utilisées pour la calibration des étalons secondaires dans les LPEDs, l'AIEA ou le BIPM.

Dans ce travail, on va présenter les protocoles et les résultats d'étalonnage de deux chambres d'ionisation : Radcal RC6M et EXRADIN A650 en utilisant un étalon secondaire W-23344 par la méthode de substitution en terme Kerma à l'air libre dans les faisceaux développés.

Non seulement la dose à l'entrée qui est la grandeur la plus importante lors d'un examen de mammographie mais aussi la dose en profondeur (glande mammaire) est nécessaire à estimer. Le rendement en profondeur est utilisé pour déterminer la dose en profondeur à partir de la dose de référence et l'étude de sa dépendance à la qualité de faisceau est nécessaire.

2.2. Appareils utilisés :

- Unité radiogène PHILIPS MG 321.
- Une chambre à transmission TW 34014- 0069.
- Une chambre d'ionisation EXRADIN MAGNA model A650 N° de série : 92650.
- Un électromètre PTW UNIDOS model 10002 N° de série : 20622, associé à la chambre EXRADIN.
- Un électromètre Farmer model 2570 /1 N° de série : 920, associé à la chambre transmission.
- Un ensemble de filtres carrés (coté 10 cm) en Al de différentes épaisseurs et pureté de 99,999 % utilisées comme filtrations additionnelles et couches d'atténuation (leur taille doit être suffisante pour intercepter dans sa totalité la taille du faisceau de rayonnement utilisé).
- Chambre de référence de type W-23344 N° de série 0805 associé à un électromètre PTW UNIDOS model 10002 N° de série 20622.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

- Chambre utilisateur Radcal RC6M model 17181 N° de série 9277 associé au même électromètre que celui connecté à la chambre de référence.
- Baromètre, thermomètre.
- Des accessoires de positionnement et de fixation (un support de la chambre d'ionisation et une capsule pour insérer les couches d'atténuation).



FIG.2.1. Le générateur de la haute tension
PHILIPS MG 321.

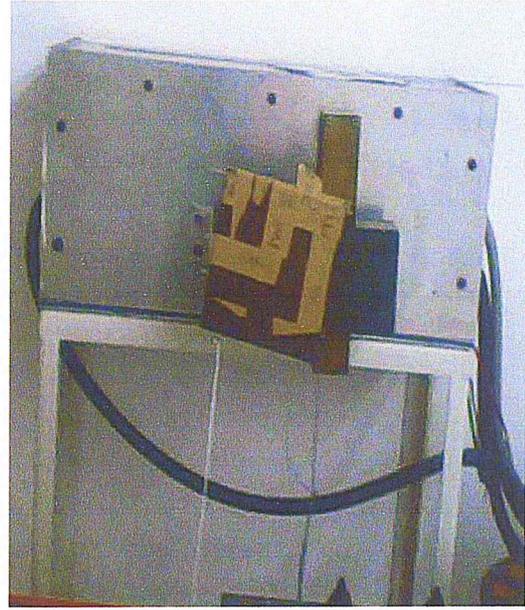


FIG.2.2. Le tube à RX.

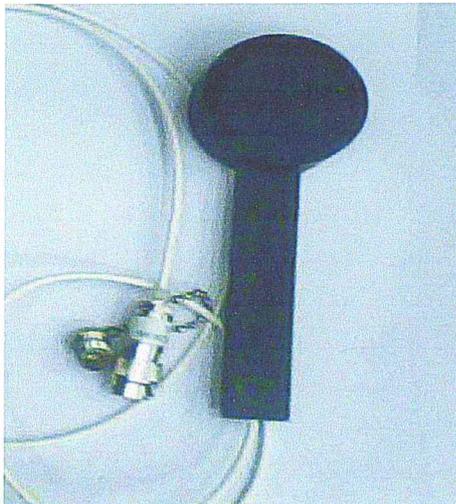


FIG.2.3. La chambre EXTRADIN A650. FIG.2.4. La chambre transmission.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR



FIG.2.5. L'électromètre PTW UNIDOS.



FIG.2.6. L'électromètre Farmer.



FIG.2.7. Les écrans d'aluminium.



FIG.2.8. Les accessoires de positionnement.



FIG.2.9. Chambre Radcal RC6M.

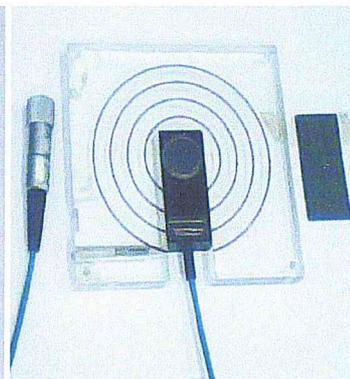


FIG.2.10. Chambre W-23344.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR



FIG.2.11. Baromètre.

FIG.2.12. Thermomètre.

2.3. La reproduction des qualités développées par le PTB :

2.3.1. Les qualités choisies à reproduire :

Cette étape concerne la reproduction des qualités de faisceaux RX de basse énergie utilisés en mammographie dans la gamme de 20 kV à 50 kV. Notre référence a été deux séries de qualités développées par le laboratoire national allemand PTB (Physikalisch Technische Bundesanstalt = institut fédéral technique de la physique) : la série WAV et la série WAH. Les qualités WAV sont des faisceaux RX émergent d'un tube à RX et les qualités WAH simulent les faisceaux transmis à travers les patients pour une installation radiogène dont les caractéristiques suivantes :

- Une cible de tungstène ;
- Une filtration additionnelle en aluminium ;
- Une distance foyer point de mesure de 100 cm.

Code de la qualité	la tension appliquée (kV)	filtration additionnelle (mm Al)	1 ^{re} CDA (mm Al)	Energie moyenne « fluence » (keV)	Energie moyenne « K _{air} » (keV)	\dot{K}_{air} 1m, 10mA (mGy/s)
WAV 20	20	0.5	0.26	15.2	14.3	0.16
WAV 25	25	0.5	0.35	17.7	16.1	0.34
WAV 28	28	0.5	0.40	19.1	17	0.46
WAV 30	30	0.5	0.43	19.9	17.5	0.54
WAV 35	35	0.5	0.51	22	18.7	0.75
WAV 40	40	0.5	0.58	23.9	19.8	0.96
WAV 50	50	0.5	0.7	27.6	21.7	1.37

TAB.2.1. Les qualités WAV.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

la qualité	la tension appliquée (kV)	filtration additionnelle (mm Al)	1 ^{ère} CDA (mm Al)	Energie moyenne « fluence » (keV)	Energie moyenne « K _{air} » (keV)	\dot{K}_{air} 1m, 10mA (μ Gy/s)
WAH 20	20	2.5	0.48	17.5	17.3	3.97
WAH 25	25	2.5	0.73	20.7	20.1	22.96
WAH 28	28	2.5	0.88	22.4	21.5	43.37
WAH 30	30	2.5	0.97	23.4	22.4	60.48
WAH 35	35	2.5	1.21	26	24.4	112.66
WAH 40	40	2.5	1.42	28.3	26.2	174.65
WAH 50	50	2.5	1.8	32.4	29.1	317.15

TAB.2.2. Les qualités WAH.

2.3.2. Les standards de la reproduction des qualités RX : [9, 13, 16]

- Les fluctuations de la HT ne doivent pas dépasser de 1 à 2 % ;
- L'écart entre la CDA reproduite et la CDA de référence doit être inférieur à 5 % ;
- Les filtres doivent être fabriqués d'un métal de haute pureté, homogènes, sans des défauts visibles (trous d'épingle, fissures, grains macroscopiques) ;
- La filtration additionnelle doit être placée le plus proche possible de volet du tube (réduire les radiations de fluorescence) ;
- Les couches d'atténuation doivent être positionnées à une distance inférieure à la moitié de la distance source détecteur.

2.3.3. Procédure :

L'objectif de cette partie est de rechercher la filtration additionnelle nécessaire à ajouter dans le faisceau émergent du tube à rayons X disponible au niveau du LSED, pour obtenir des faisceaux RX ayant des qualités équivalentes à celles de référence (tension appliquée, 1^{ère} CDA) en subséquent la démarche suivante :

Pour la reproduction des deux séries de qualités WAV et WAH, on a procédé deux méthodes de travail, l'une est purement expérimentale et l'autre est analytique basant sur un grain de mesures expérimentales primaires.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

2.3.4. Conditions de mesure et positionnement :

Pour déterminer la CDA, il est recommandable d'installer les équipements sous les conditions opératoires suivantes ^[14,16] :

- Distance foyer-surface de la chambre d'ionisation 100 cm.
- Distance foyer- filtration additionnelle 21,7 cm.
- Champ circulaire de diamètre 10 cm.
- le plan de référence qui est la surface d'entrée de la chambre d'ionisation doit être perpendiculaire à l'axe du faisceau.
- L'axe du faisceau doit passer par le centre de la chambre d'ionisation pour que sa surface d'entrée de son volume utile soit couvert par le faisceau de rayonnement.
- Les couches d'atténuation doivent être aussi centrées et perpendiculaires à l'axe central du faisceau.

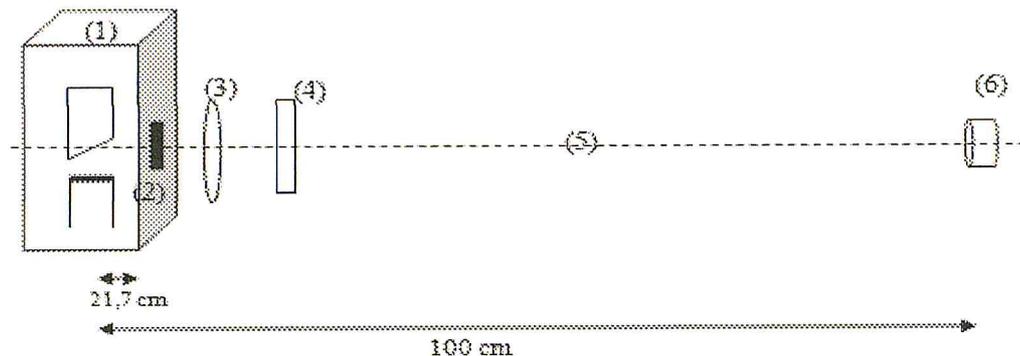


FIG.2.13. L'arrangement des équipements recommandé lors de la reproduction des qualités RX dans un LSED, (1) : tube à RX ;(2) : filtre additionnel ;(3) : chambre transmission ;(4) : couches d'atténuation ;(5) :l'axe central du faisceau ;(6) : chambre d'ionisation.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

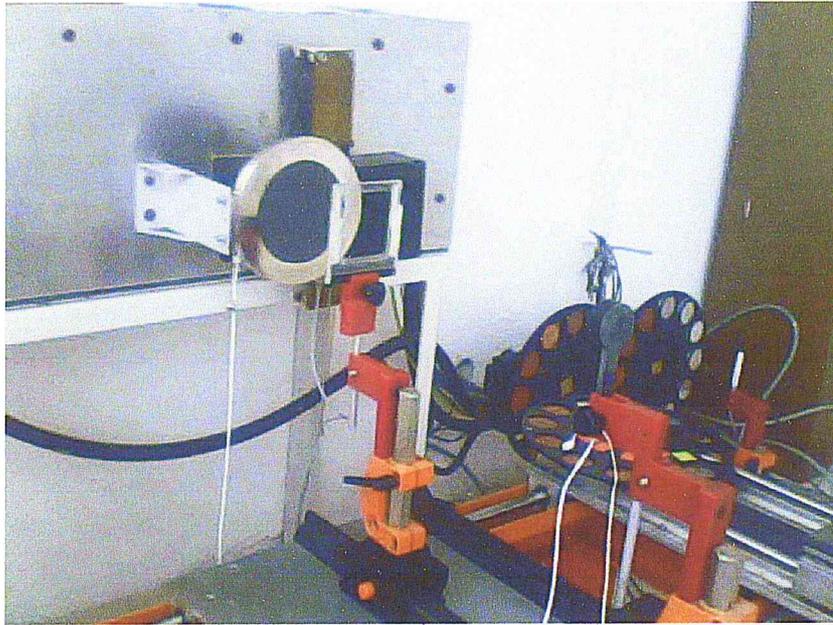


FIG.2.14. Le positionnement expérimental des équipements.

2.3.5. La reproduction de la qualité WAV 30 :

2.3.5.1. La méthode expérimentale :

Cette méthode consiste à régler la haute tension à sa valeur exacte donnée par le PTB de près de $\pm 1\%$ par le générateur et qui correspond à une qualité donnée et essayer d'établir la CDA prescrite en ajustant la filtration additionnelle nécessaire qu'il faut ajouter dans le faisceau. A une filtration additionnelle donnée, si la CDA est faible par rapport celle de référence, on augmente la filtration additionnelle pour que la CDA augmente et vice versa.

Selon la norme ISO 4037-1, à une tension donnée, la filtration additionnelle doit être ajustée de telle sorte que la première CDA déterminée soit à $\pm 5\%$ près de la valeur de référence. ^[16]

Si on n'atteint pas à la CDA requise, on estime la variation des CDAs obtenues en fonction de leurs filtrations additionnelles correspondantes et on détermine la valeur de la filtration additionnelle à ajouter par interpolation linéaire.

Les courbes d'atténuation sont mesurées pour différentes filtrations additionnelles varient de 0 mm Al (sans filtration additionnelle) jusqu'à une filtration additionnelle qui donne une CDA supérieure à la CDA de référence.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

Chaque courbe est déterminée par la mesure de facteur de transmission en utilisant une série de filtres atténuateurs en aluminium en commençant d'une épaisseur de 0 mm Al (aucune atténuation) augmentant d'un pas de 0.1 d'un filtre à un autre jusqu'à une épaisseur qui dépasse légèrement la valeur de la CDA. Les résultats expérimentaux sont indiqués ci-dessous.

Les paramètres de mesure doivent être fixés pendant les mesures de chaque qualité :

- Tension appliquée : 30 kV ;
- Courant de filament : 5 mA ;
- Temps de collection de la charge : 10 s ;
- Nombre de mesure pour chaque épaisseur atténuateur : 4 mesures ;
- Une préirradiation de 15 minutes.

Remarque : On fait varier le courant et le temps de collection de la charge d'une qualité à l'autre pour obtenir des lectures de charge acceptables et aussi minimiser les erreurs de lecture.

Sans filtration additionnelle :

e (mm Al)	L _{CI} (nC)	L _{CT} (nC)	L _{CI} /L _{CT}	T (%)
0	1.734	141.5125	0.01225333	100
0.1	0.964	141.0375	0.00683506	55.7812373
0.2	0.569	141.05	0.00403403	32.9218996
0.3	0.399125	141.2875	0.00282491	23.0542448
0.4	0.3016	141.2625	0.00213503	17.4240922
0.5	0.254625	141.2625	0.0018025	14.7102436
0.6	0.207	141.1	0.00146704	11.9726157

TAB.2.3. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (sans filtration additionnelle).

Avec :

e : épaisseur de filtre atténuateur.

L_{CI} : la lecture moyenne de la chambre d'ionisation.

L_{CT} : la lecture moyenne de la chambre à transmission.

T : le facteur de transmission.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

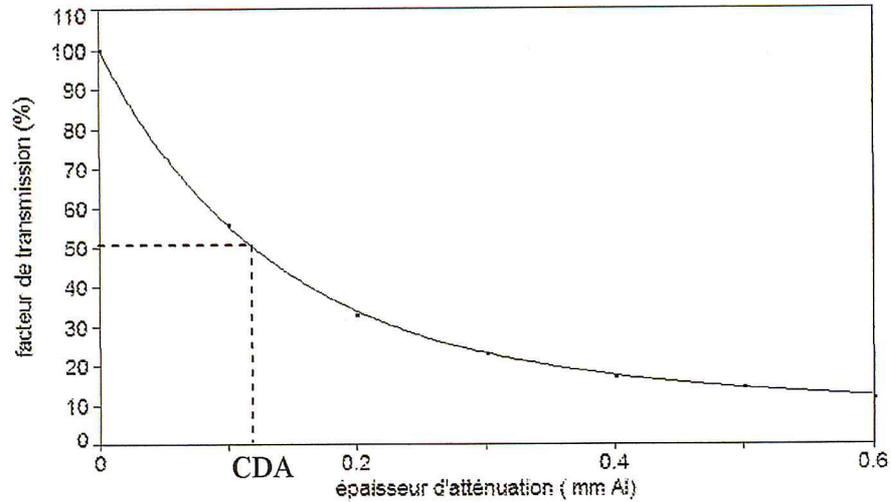


FIG.2.15. La courbe d'atténuation WAV 30 (sans filtration additionnelle).

Filtration additionnelle de 0,2 mm d'Al :

e (mm Al)	L_{CI} (nC)	L_{CT} (nC)	L_{CI}/L_{CT}	T (%)
0	0.56625	31.8375	0.01778563	100
0.1	0.39775	31.825	0.01249804	70.2704151
0.2	0.297875	31.625	0.00941897	52.9583279
0.3	0.235875	31.625	0.0074585	41.9355286
0.4	0.193375	31.775	0.00608576	34.2172821
0.5	0.16875	31.6875	0.00532544	29.9423959
0.6	0.144375	31.7375	0.00454904	25.5770249

TAB.2.4. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (filtration additionnelle = 0.2 mm Al)

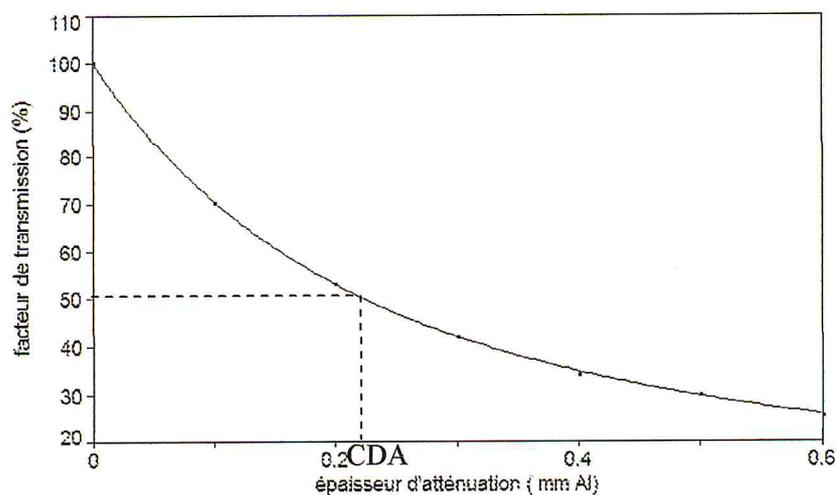


FIG.2.16. La courbe d'atténuation WAV 30 (filtration additionnelle = 0.2 mm Al)

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

Filtration supplémentaire de 0,4 mm d'Al :

e (mm Al)	L_{CI} (nC)	L_{CT} (nC)	L_{CI}/L_{CT}	T (%)
0	0.296875	14.4625	0.02052723	100
0.1	0.23615	14.4375	0.01635671	79.6830039
0.2	0.193	14.55	0.0132646	64.6195695
0.5	0.124375	14.5	0.00857759	41.7863884
0.6	0.1085	14.4375	0.00751515	36.6106539

TAB.2.5. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (filtration supplémentaire = 0.4 mm Al)

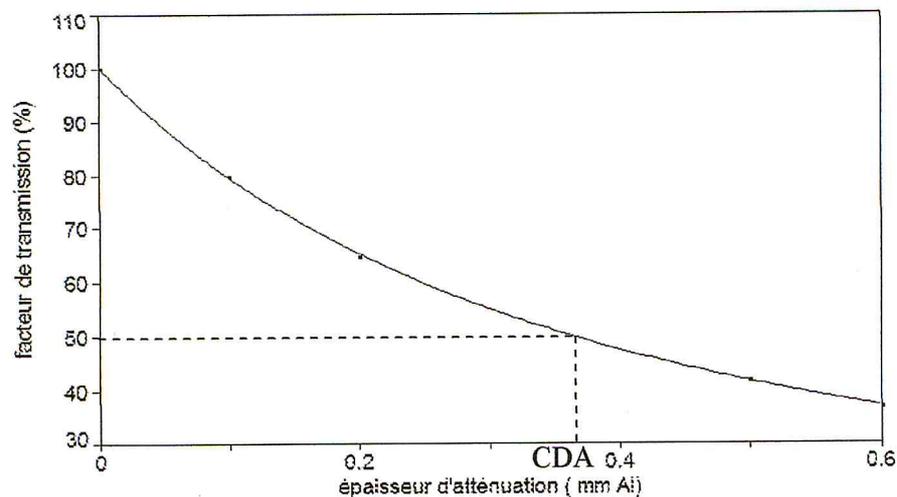


FIG.2.17. La courbe d'atténuation WAV 30 (filtration supplémentaire = 0.4 mm Al)

Filtration supplémentaire de 0,5 mm d'Al :

e (mm Al)	L_{CI} (nC)	L_{CT} (nC)	L_{CI}/L_{CT}	T (%)
0	0.249625	11.7625	0.0212221	100
0.1	0.202875	11.775	0.0172293	81.185632
0.2	0.1715	12	0.01429167	67.3433066
0.3	0.14725	11.9625	0.0123093	58.0022594
0.4	0.1235	11.75	0.01051064	49.5268435
0.5	0.11275	11.7625	0.00958555	45.1677516
0.6	0.099375	11.8	0.00842161	39.6832006

TAB.2.6. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (filtration supplémentaire = 0.5 mm Al)

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

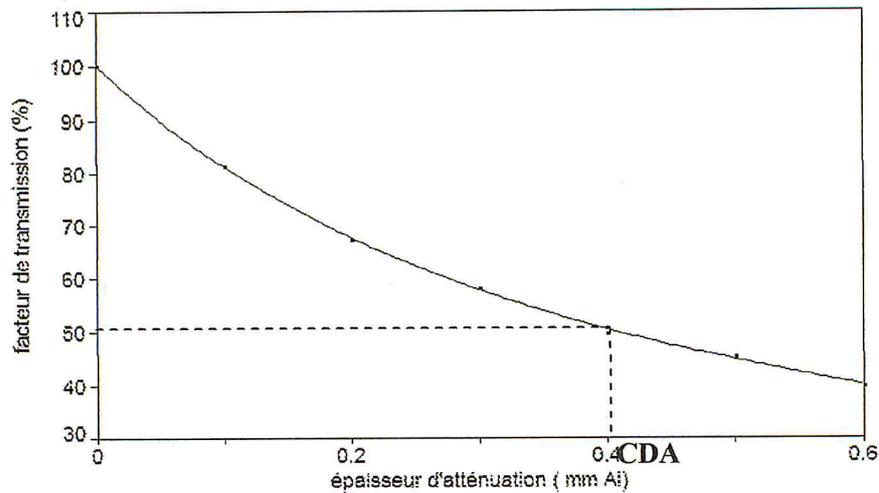


FIG.2.18. La courbe d'atténuation WAV 30 (filtration additionnelle = 0.5 mm Al)

Filtration additionnelle de 0,6 mm d'Al :

e (mm Al)	L_{CI} (nC)	L_{CT} (nC)	L_{CI}/L_{CT}	T (%)
0	0.2025	9.25	0.02189189	100
0.1	0.16975	9.3	0.01825269	83.3764768
0.2	0.14525	9.3125	0.01559732	71.2469964
0.3	0.124	9.325	0.01329759	60.7420647
0.4	0.1085	9.3375	0.01161981	53.0781562
0.5	0.099	9.3	0.01064516	48.6260454
0.6	0.08775	9.3375	0.00939759	42.9272646

TAB.2.7. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (filtration additionnelle = 0.6 mm Al)

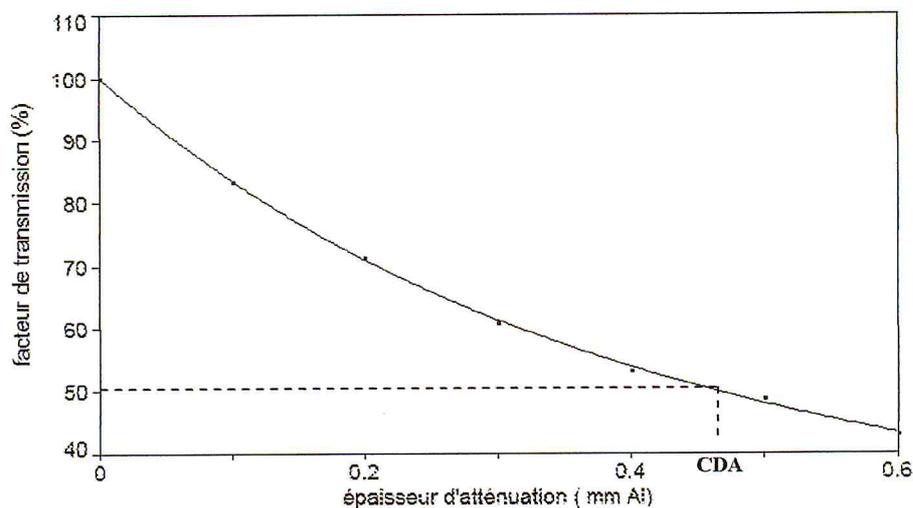


FIG.2.19. La courbe d'atténuation WAV 30 (filtration additionnelle = 0.6 mm Al)

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle :

Filt. add (mm Al)	0	0.2	0.4	0.5	0.6
CDA(mmAl)	0.11822045	0.22165819	0.3599885	0.40370577	0.46000052

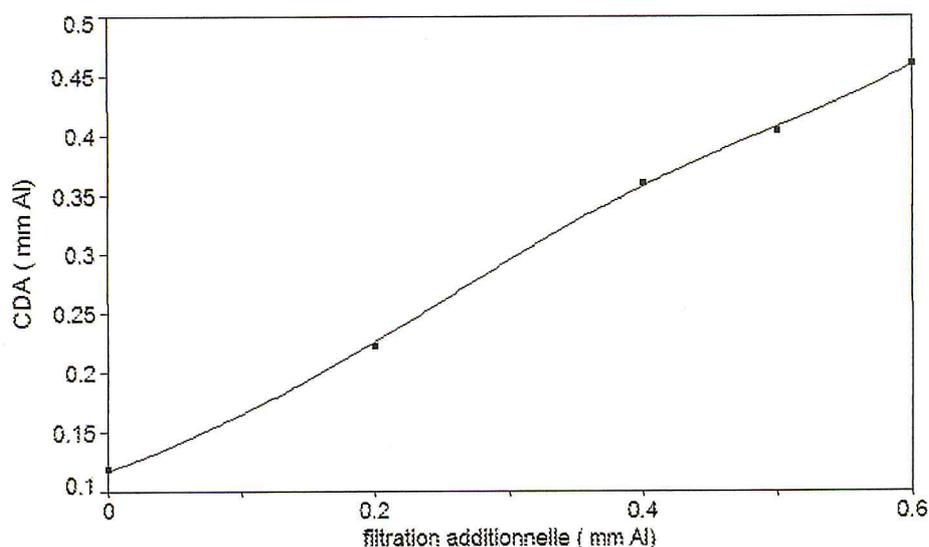


FIG.2.20. La courbe de variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 30 (méthode expérimentale).

D'après ces résultats, on constate que la CDA augmente avec l'augmentation de l'épaisseur de la filtration additionnelle, ce qui explique le rôle de la filtration additionnelle qui est l'élimination des photons de plus basse énergie c.-à-d. la filtration additionnelle durcit le faisceau qui devient plus pénétrant.

Pour cette qualité (30 kV), on a obtenu graphiquement (interpolation linéaire) que la filtration additionnelle nécessaire à établir la CDA de référence 0,43 mm Al est égale à 0,56 mm Al.

Parmi les filtres disponibles au sein du LSED et par leur combinaison, on ne peut pas ajuster un filtre de 0,56 mm Al, mais on peut réaliser les mesures avec une filtration additionnelle de 0,55 mm Al. Ces résultats sont indiqués dans la section suivante.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

Pour une filtration additionnelle de 0,55 mm d'Al :

On ajoute la valeur de la filtration additionnelle qu'elle a été déterminée ci-dessus afin de vérifier la CDA et son degré d'équivalence à la qualité de référence.

e (mm Al)	Q _{CI} (nC)	Q _{CT} (nC)	Q _{CI} /Q _{CT}	T (%)
0	0.224375	10.4125	0.02154862	100
0.1	0.185625	10.4375	0.01778443	82.5316498
0.2	0.15675	10.5125	0.01491082	69.1961751
0.3	0.132375	10.35	0.01278986	59.3534779
0.4	0.115125	10.4125	0.01105642	51.3091922
0.5	0.1015	10.4375	0.00972455	45.1284173
0.6	0.0925	10.35	0.0089372	41.4745738

TAB.2.8. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (filtration additionnelle = 0.55 mm Al)

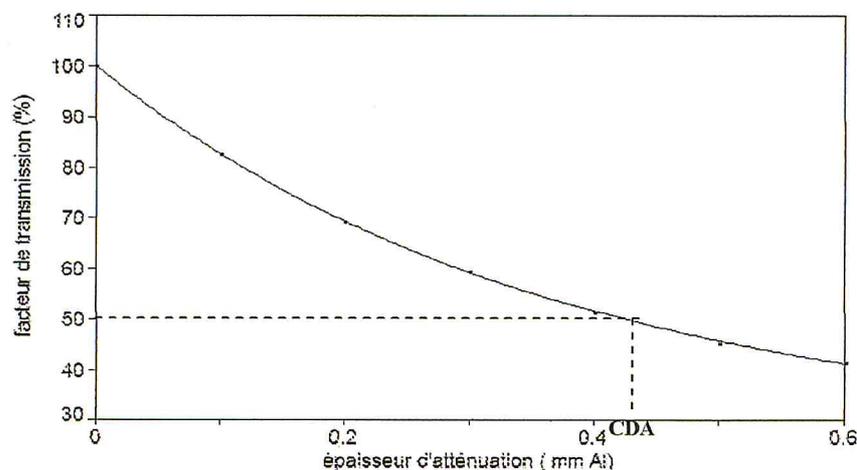


FIG.2.21. La courbe d'atténuation WAV 30 (filtration additionnelle = 0.55 mm Al)

Graphiquement, on a obtenu une CDA = 0,422 mm Al pour la filtration additionnelle 0,55 mm Al avec un écart type de 1,84 % inférieur à 5%, donc est acceptable comme une qualité identique à la qualité de référence.

2.3.5.2. Interprétation des résultats :

L'exactitude des résultats obtenus par la méthode expérimentale dépend de :

- L'erreur de lecture des électromètres (stabilité des électromètres) ;
- La dépendance énergétique de la chambre d'ionisation ;
- La stabilité des paramètres du tube (tension appliquée et courant) ;

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

- L'erreur des épaisseurs concernant les plaques d'aluminium utilisées et celle relative au rassemblement de plusieurs plaques pour obtenir une épaisseur donnée ce qui augmente l'écart de l'épaisseur, donc la mesure sera perturbée.

De plus, les erreurs d'interpolation linéaire, ce qui peut être résolu en effectuant les mesures par des couches d'atténuation très rapprochées pour assurer que l'interpolation est appliquée sur des segments vraiment linéaires.

2.3.5.3. La méthode analytique :

Cette méthode consiste à renormaliser les courbes d'atténuation pour différentes filtrations additionnelles à partir des mesures expérimentales réalisées sans filtration additionnelle mais en effectuant un grand nombre d'épaisseurs de filtres atténuateurs (grand nombre de points de mesure) pour que le nombre de points de la dernière courbe est suffisant à déterminer sa CDA.

Pour obtenir les valeurs de facteur de transmission pour une filtration additionnelle donnée, on translate le point de départ de l'axe des abscisses (épaisseur d'atténuateur) par un pas égal à la valeur de cette filtration additionnelle et on renormalise le facteur de transmission qui correspond à cette épaisseur à 100 %.

Au cours de cette méthode, on effectue une série de calculs itératives passant d'une courbe à une autre d'un pas de filtration additionnelle de 0,1 et translate l'origine de chaque courbe aussi d'un pas de 0.1 par rapport à la courbe précédente en proposant que ce pas de translation est ajouté comme filtration additionnelle.

Les mesures sans filtration additionnelle :

e (mm Al)	L_{CI} (nC)	L_{CT} (nC)	L_{CI}/L_{CT}	T (%)
0	1.734	141.5125	0.01225333	100
0.1	0.964	141.0375	0.00683506	55.7812373
0.2	0.569	141.05	0.00403403	32.9218996
0.3	0.399125	141.2875	0.00282491	23.0542448
0.4	0.3016	141.2625	0.00213503	17.4240922
0.5	0.254625	141.2625	0.0018025	14.7102436
0.6	0.207	141.1	0.00146704	11.9726157
0.7	0.1735	141.2625	0.00122821	10.0234748
0.8	0.145375	141.0875	0.00103039	8.40904933

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

0.9	0.126	141.1875	0.00089243	7.28316262
1	0.114875	141.1875	0.00081363	6.6401056
1.1	0.101	140.9625	0.0007165	5.84740925
1.2	0.08975	141.125	0.00063596	5.19010582
1.3	0.079125	141.1125	0.00056072	4.57608357
1.4	0.071	141.0625	0.00050332	4.10764102
1.5	0.064125	141.2375	0.00045402	3.70529736

TAB.2.9. Résultats expérimentaux de la qualité WAV 30 (sans filtration additionnelle)

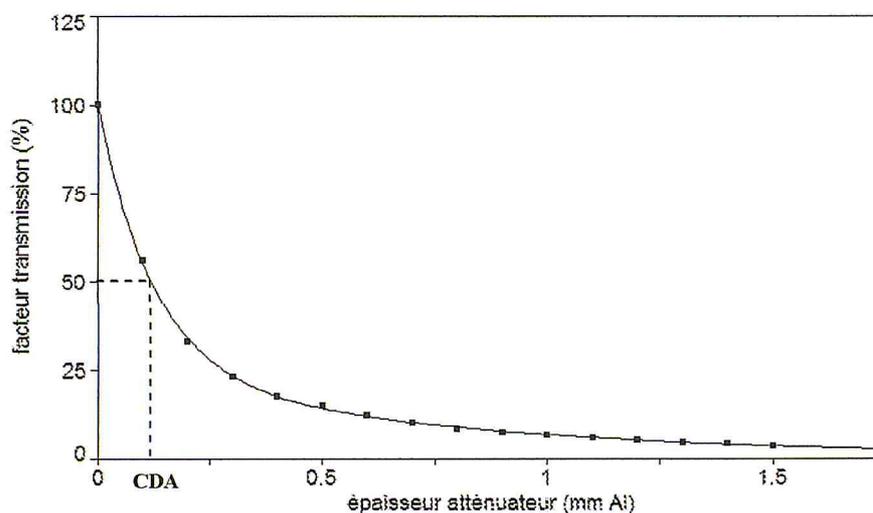


FIG.2.22. La courbe d'atténuation de WAV 30 sans filtration additionnelle pour un grand nombre de points de mesures

La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle :

Les résultats de mesures sont présentés dans l'annexe 1, on représente la variation des CDA déterminées en fonction de la filtration additionnelle.

Filt. Add. (mmAl)	0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6
CDA(mmAl)	0.11822	0.142345	0.229372	0.315343	0.39177	0.405338	0.472751

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

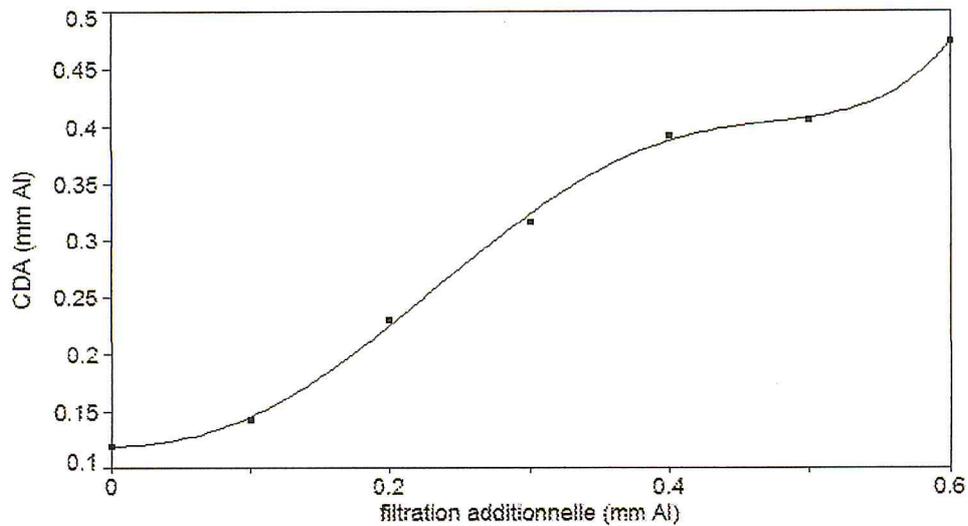


FIG.2.23. La courbe de variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 30 (méthode analytique).

On obtient graphiquement que la filtration additionnelle correspondante à la CDA de référence (0,43 mm Al) est égale à 0,56 mm Al mais ce filtre n'est pas disponible dans le laboratoire LSED donc, on se satisfait par les mesures déjà effectués par une filtration additionnelle 0.55 mm Al.

2.3.5.4. Interprétation :

L'erreur de la méthode analytique dépend de :

- La propagation des erreurs expérimentales relatives aux mesures initiales, ce qui est dû à la renormalisation des valeurs.
- Les erreurs d'interpolation.

2.3.5.5. Comparaison entre les deux méthodes :

La méthode	expérimentale	analytique
Les avantages	- donne des résultats plus précis	- très courte - Résoudre le problème de manque des filtres
Les inconvénients	- besoin beaucoup d'écrans d'atténuation avec des	-sa précision est limitée

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

	épaisseurs très jointes - prendre beaucoup de temps	
--	--	--

2.3.6. Reproduction des autres qualités :

Les autres qualités sont reproduites par la même procédure développée pour la qualité précédente (WAV 30). Par la suite, on cite des tableaux qui récapitulent toutes les qualités en comparant les résultats du LSED avec celles du PTB.

Qualité	Filtration additionnelle	1 ^{ère} CDA LSED	1 ^{ère} CDA PTB	Ecart (%)
WAV 20	0.55	0.253697	0.26	2.42423077
WAV 25	0.55	0.351983	0.35	0.56657143
WAV 28	0.55	0.39889085	0.4	0.27728875
WAV 30	0.55	0.42204954	0.43	1.84894419
WAV 35	0.55	0.51002276	0.51	0.00446196
WAV 40	0.55	0.57408316	0.58	1.02014466
WAV 50	0.55	0.691146	0.7	1.26485714

TAB.2.10. Les qualités WAV reproduites.

Les qualités WAH sont développées sous les conditions suivantes :

- Courant : 9 m A ;
- Temps de collection de la charge : 20 s.

Qualité	Filtration additionnelle	1 ^{ère} CDA LSED	1 ^{ère} CDA PTB	Ecart (%)
WAH 20	2.5	0.47173995	0.48	1.72084396
WAH 25	3	0.72493109	0.73	0.6943711
WAH 28	3	0.87577004	0.88	0.48067682
WAH 30	3	0.98186915	0.97	1.22362361
WAH 35	3	1.22101527	1.21	0.91035264
WAH 40	3	1.44720057	1.42	1.91553324
WAH 50	3	1.81122336	1.8	0.62352017

TAB.2.11. Les qualités WAV reproduites.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

2.4. L'étalonnage des chambres d'ionisation Radcal RC6M et EXRADIN A650 :

2.4.1. Considérations générales :

- La tension de polarisation de la chambre indiquée dans le manuel doit être confirmée par l'électromètre connecté à la chambre.
- Une pré-irradiation des chambres d'ionisations est nécessaire afin que leur réponse soit stable.
- Il faut confirmer que les équipements de mesure de la température et la pression d'air fonctionnent correctement.
- Des séries de dix mesures sont effectuées et la moyenne et la déviation standard sont calculées.
- Une gamme convenable de l'électromètre doit être choisie, avec le temps de collection de la charge qui donnera une lecture raisonnable, typiquement le temps de collection de la charge varie de 20 s et 100 s tout dépend du volume de la chambre. [9]

2.4.2. Identification de l'étalon secondaire :

Les valeurs de N_k indiquées ci-dessous sont tirées à partir du certificat d'étalonnage N° ALG /2005/04 procédé par le laboratoire de dosimétrie AIEA en effectuant l'étalonnage de la chambre W-23344 N° de série 805 tout seule en terme Kerma à l'air libre par la méthode de substitution durant la période de 04 Mars 2005 à 07 Mars 2005 en utilisant un étalon primaire W-23342 N° de série 1128 étalonné par le BIPM en 1998.

Qualité	30 kV	25 kV	50 kV	50 kV
CDA (mm Al)	0.19	0.24	1.09	2.23
N_k (mGy /nC)	76.3	76.1	74.6	74.4

TAB.2.12. La variation de facteur d'étalonnage en fonction de la CDA de l'étalon secondaire pour les qualités de référence.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

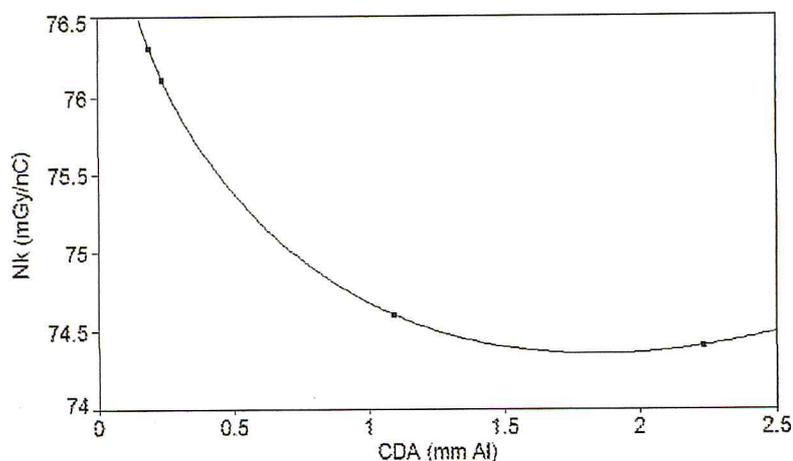


FIG.2.24. La variation de N_k en fonction de la CDA pour la chambre W- 23344.

D'après cette courbe, on déduit par interpolation linéaire les valeurs de facteur l'étalonnage de la chambre de référence pour les qualités développées au niveau du LSED.

Qualité	20 kV	25 kV	28 kV	30 kV	35 kV	40 kV	50 kV
CDA (mm Al)	0.2536	0.3519	0.3988	0.4220	0.5100	0.5740	0.6911
N_k (mGy/nC)	76.049	75.736	75.610	75.552	75.354	75.230	75.035

TAB.2.13. Détermination des N_k pour les qualités WAV reproduites.

Qualité	20 kV	25 kV	28 kV	30 kV	35 kV	40 kV	50 kV
CDA (mm Al)	0.4933	0.7249	0.8757	0.9818	1.2210	1.4472	1.8112
N_k (mGy/nC)	75.389	74.985	74.796	74.690	74.513	74.410	74.348

TAB.2.14. Détermination des N_k pour les qualités WAH reproduites.

2.4.3. La méthode d'étalonnage :

2.4.3.1. L'étalonnage par substitution en utilisant la chambre moniteur :

La méthode de substitution est une procédure d'étalonnage dans laquelle, d'abord le point effectif de la chambre de référence est positionné au point de mesure et une série de mesures de la charge collectée est effectuée.

Dans la deuxième étape, l'étalon secondaire est remplacé par la chambre d'ionisation à étalonner où son point effectif est placé au point d'intérêt aussi et une série de mesures similaire est prise.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

Comme la production des RX dépend du courant du filament, il est recommandé d'utiliser la chambre moniteur pour modérer les variations du kerma d'air issus des fluctuations du courant en rapportant les lectures de la chambre de référence M^{ref} et celle de la chambre à étalonnée M^{util} sur la lecture de la chambre moniteur.

2.4.3.2. Le point de référence :

Le point de référence (effectif) d'une chambre d'ionisation plate se localise au centre de la surface intérieure de la fenêtre d'entrée, pour des chambres dont des fenêtres fines utilisées pour les RX de basse énergie (mammographie), ce point est pris à la surface externe. ^[9]

Le point de référence d'une chambre d'ionisation est déclaré par le fournisseur dans le manuel pratique de la chambre ou indiqué sur l'instrument lui-même (voir FIG.2.25).

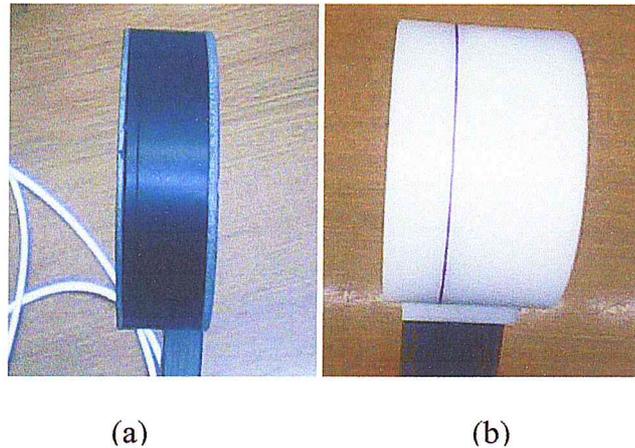


FIG.2.25. le point de référence est représenté par le trait noir pour la chambre EXRADIN (a), et par le trait rouge pour la chambre Radcal (b).

2.4.4. Le formalisme utilisé :

Puisque l'étalonnage des chambres d'ionisation utilisées en dosimétrie des faisceaux de basse énergie est effectué en terme kerma à l'air libre, le calcul du facteur d'étalonnage sera basé sur le protocole de l'AIEA TRS N° 277 où ^[8]:

$$K = N_k M k_{TP} \quad (2.1)$$

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

La lecture de l'étalon secondaire est convertie en kerma d'air normalisé à m^{ref} au moyen du facteur d'étalonnage fourni par le LPED ou l'AIEA :

$$\frac{K_Q^{\text{ref}}}{(mk_{\text{TP}})_Q^{\text{ref}}} = N_{K,Q}^{\text{ref}} \left(\frac{(Mk_{\text{TP}})_Q^{\text{ref}}}{(mk_{\text{TP}})_Q^{\text{ref}}} \right) \quad (2.2)$$

Aussi la lecture de la chambre d'ionisation à étalonner est convertie en kerma d'air normalisé à m^{util} au moyen du facteur d'étalonnage recherché par le LSED :

$$\frac{K_Q^{\text{util}}}{(mk_{\text{TP}})_Q^{\text{util}}} = N_{K,Q}^{\text{util}} \left(\frac{(Mk_{\text{TP}})_Q^{\text{util}}}{(mk_{\text{TP}})_Q^{\text{util}}} \right) \quad (2.3)$$

Les deux valeurs du kerma d'air (normalisés) mesurées, dans le même point de mesure et sous les mêmes conditions, par la chambre de référence et la chambre à étalonner sont égaux .

$$\frac{K_Q^{\text{ref}}}{(mk_{\text{TP}})_Q^{\text{ref}}} = \frac{K_Q^{\text{util}}}{(mk_{\text{TP}})_Q^{\text{util}}} = N_{K,Q}^{\text{ref}} \left(\frac{M_Q^{\text{ref}}}{m_Q^{\text{ref}}} \right) = N_{K,Q}^{\text{util}} \left(\frac{M_Q^{\text{util}}}{m_Q^{\text{util}}} \right)$$

Donc, le facteur d'étalonnage recherché $N_{K,Q}^{\text{util}}$ est donné par la formule suivante [9]:

$$N_{K,Q}^{\text{util}} = N_{K,Q}^{\text{ref}} \left(\frac{M_Q^{\text{ref}}}{m_Q^{\text{ref}}} \right) \left(\frac{m_Q^{\text{util}}}{M_Q^{\text{util}}} \right) \quad (2.4)$$

Où : $N_{K,Q}^{\text{ref}}$ et $N_{K,Q}^{\text{util}}$ les facteurs d'étalonnage en terme kerma d'air de la chambre de référence et de la chambre utilisateur (à étalonner) pour un faisceau d'une qualité Q ;

M_Q^{ref} et M_Q^{util} les lectures de la chambre de référence et de la chambre utilisateur pour un faisceau d'une qualité Q ;

m_Q^{ref} et m_Q^{util} les lectures de la chambre moniteur correspondantes à M_Q^{ref} et M_Q^{util} .

Remarque : Dans la pratique, les lectures de la chambre moniteur m^{ref} et m^{util} sont prises parallèlement (en même temps) avec M^{ref} et M^{util} successivement, donc le facteur de correction des conditions atmosphériques (température et pression) k_{TP} est inutile dans ce cas.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

2.4.5. L'étalonnage de la chambre Radcal RC6M :

2.4.5.1. Conditions de mesures et positionnement :

- Distance foyer- point effectif des chambres d'ionisations (de référence et à étalonner): 100 cm.
- Champ circulaire de diamètre : 10 cm.
- Temps de collection de la charge : 60 s.
- Nombre de mesure : 10 mesures.
- Les électromètres utilisés en mode : charge.
- Le courant de filament : 5 mA pour la série WAV et 8 mA pour la série WAH.

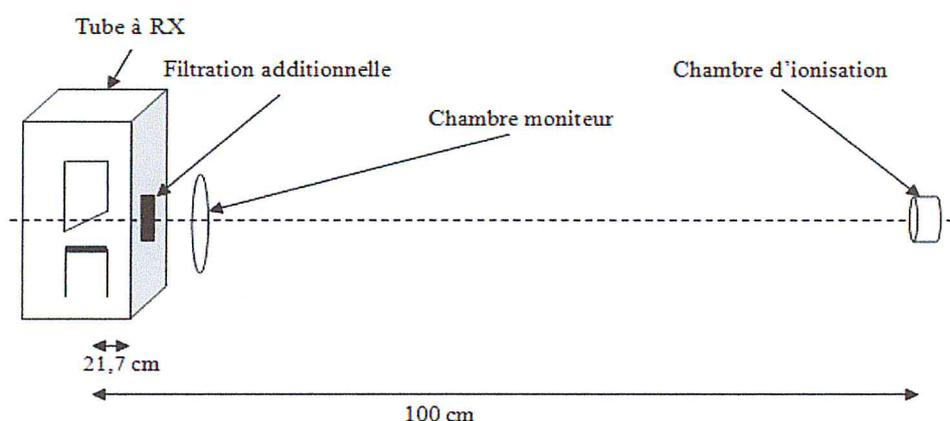


FIG.2.26. Le positionnement des chambres d'ionisations lors de l'étalonnage.

2.4.5.2. Les mesures avec la chambre de référence :

Premièrement, on positionne le point de référence de l'étalon secondaire W-23344 au point de mesure et on prend dix mesures de la charge collectée par l'étalon secondaire M^{ref} et celle collectée par la chambre à transmission m^{ref} .

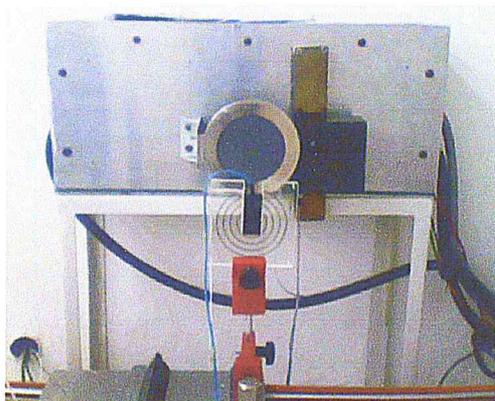


FIG.2.27. Le positionnement de la chambre de référence.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

M^{ref} (nC)	m^{ref} (nC)	T (°C)	P (hPa)	H(%)	k_{TP}
0.04958	22.27	22.4	756.5	67	1.3503574
0.0497	22.29	22.4	756.5	67	1.350357
0.04993	22.29	22.4	756.5	67	1.350357
0.04975	22.25	22.4	756.5	67	1.350357
0.05001	22.28	22.4	757	67	1.349465
0.04989	22.25	22.4	757	67	1.349465
0.05081	22.62	22.4	757	67	1.349465
0.04776	21.33	22.4	757	67	1.349465
0.04844	21.62	22.4	757	67	1.349465
0.04873	21.71	22.4	757	67	1.349465

TAB.2.15. Les mesures effectuées par la chambre de référence pour la qualité WAV 20.

On calcul la moyenne des rapports M^{ref} sur m^{ref} :

$$\left(\frac{M_{WAV20}^{ref}}{m_{WAV20}^{ref}} \right)_{moyenne} = 0,00223893$$



2.4.5.3. Les mesures avec la chambre Radcal RC6M :

Deuxièmement, on positionne le point de référence de la chambre à étalonner au point de mesure et on prend aussi une série de dix mesures de lecture de la chambre moniteur et celle de la chambre RC6M.

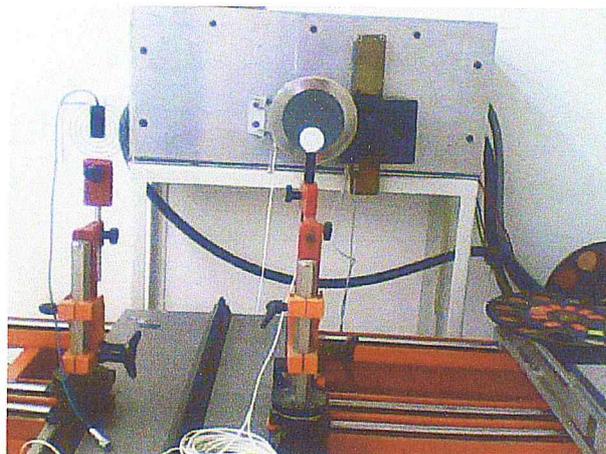


FIG.2.28. Le positionnement de la chambre à étalonner.

M^{util} (nC)	m^{util} (nC)	T (°C)	P (hPa)	H (%)	k_{TP}
0.7851	21.76	22.4	756.5	66	1.350357
0.7824	21.68	22.4	756.5	67	1.350357
0.7825	21.67	22.4	756.5	67	1.350357

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

0.7823	21.68	22.4	756.5	67	1.350357
0.7826	21.67	22.4	756.5	67	1.350357
0.7833	21.7	22.4	756.5	67	1.350357
0.7801	21.61	22.4	757	67	1.349465
0.7817	21.64	22.4	757	67	1.349465
0.7808	21.63	22.4	757	67	1.349465
0.7824	21.68	22.4	757	66	1.3494655

TAB.2.16. Les mesures effectuées par la chambre RC6M pour la qualité WAV 20.

On calcule la moyenne des rapports m^{util} sur M^{util} :

$$\left(\frac{m_{\text{WAV20}}^{\text{util}}}{M_{\text{WAV20}}^{\text{util}}} \right)_{\text{moyenne}} = 27,7022128$$

En appliquant la formule (2.4) (avec $N_{K,\text{WAV20}}^{\text{ref}} = 76.049 \text{ mGy/nC}$), on trouve :

$$N_{K,\text{WAV20}}^{\text{util}} = 4.71681 \text{ mGy/nC}$$

Pour les autres qualités on suit la même procédure, et on utilise le même formalisme pour déterminer les autres facteurs d'étalonnage.

Qualité	CDA (mm Al)	N_k (mGy/nC)
20 kV	0.2536	4.71681
25 kV	0.3519	4.757463
28 kV	0.3988	4.81356
30 kV	0.422	4.849724
35 kV	0.51	4.870747
40 kV	0.574	4.92804
50 kV	0.6911	4.977328

TAB.2.17. Les valeurs de N_k pour les qualités WAV.

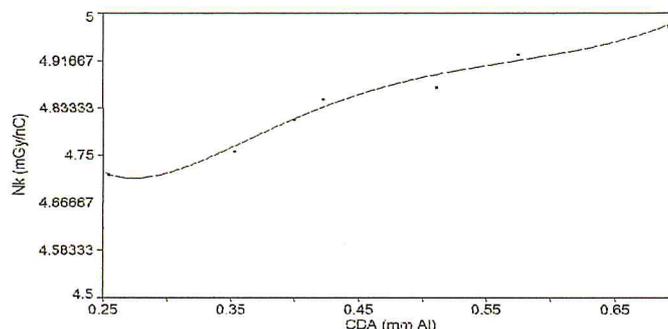


FIG.2.29. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre RC6M pour la série WAV.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

Qualité	CDA (mm Al)	N_k (mGy/nC)
20	0.4933	5.65371
25	0.7249	5.06762
28	0.8757	5.06647
30	0.9818	5.00883
35	1.221	5.03279
40	1.4472	5.111621
50	1.8112	5.18043

TAB.2.18. Les valeurs de N_k pour les qualités WAH.

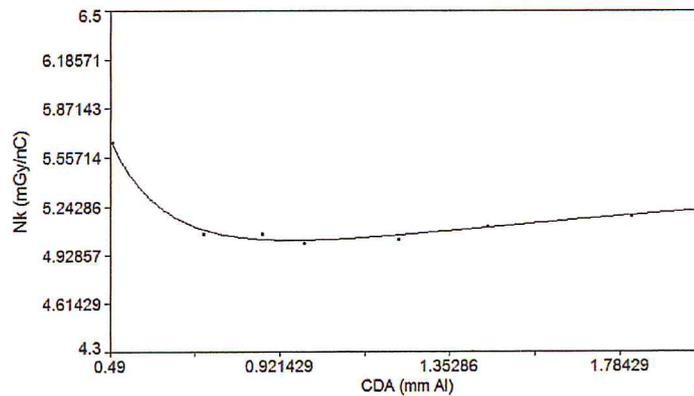


FIG.2.30. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre RC6M pour la série WAH.

2.4.6. L'étalonnage de la chambre EXTRADIN A650 :

Pour l'étalonnage de la chambre A650 on garde le même appareillage que celui de l'étalonnage de la chambre RC6M et les mêmes conditions de mesure et de positionnement sauf le courant de filament est pris de 8 mA pour toutes les qualités.



FIG.2.31. Le positionnement de la chambre A650.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

Qualité	CDA (mm Al)	N_k (mGy/nC)
20	0,2536	8,24425815
25	0,3519	8,36700284
28	0,3988	8,4694465
30	0,422	8,45666637
35	0,51	8,52760195
40	0,574	8,53112623
50	0,6911	8,62793192

TAB.2.19. Les valeurs de N_k pour les qualité WAV.

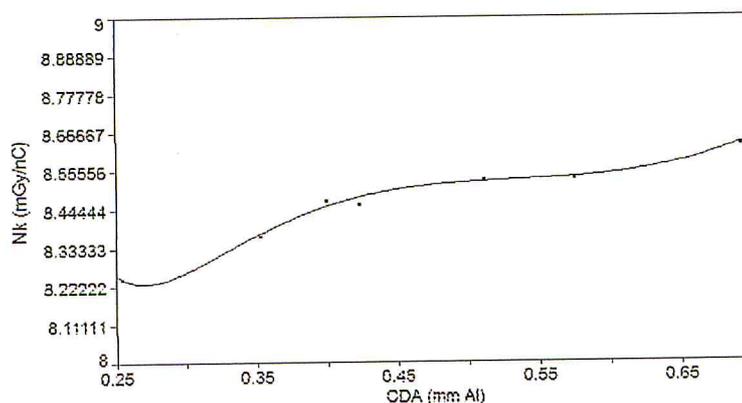


FIG.2.32. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre A650 pour la série WAV.

Qualité	CDA (mm Al)	N_k (mGy/nC)
20	0,4933	10,3677905
25	0,7249	8,72699946
28	0,8757	8,64430384
30	0,9818	8,61492371
35	1,221	8,62609609
40	1,4472	8,67624355
50	1,8112	8,96265079

TAB.2.20. Les valeurs de N_k pour les qualité WAH.

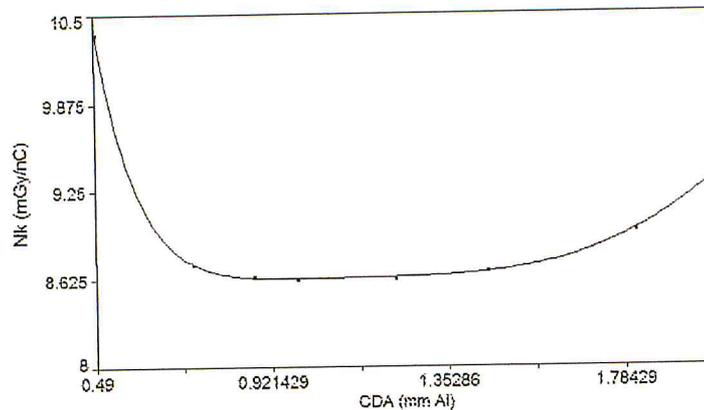


FIG.2.33. La variation de N_k en fonction de la CDA de la chambre A650 pour la série WAH.

2.4.7. Le rôle de la chambre moniteur :

Durant l'étalonnage de la chambre d'ionisation Radcal, la chambre moniteur a été en panne parce que son câble qui transfère le signal électrique, créé à l'intérieur de sa cavité, à l'électromètre a déconnecté. La chambre a mesuré un bruit de fond très grand et les mesures prises sous faisceaux sont été erronées, donc, on était obligés de faire les mesures sans utilisant la chambre moniteur en attendant la réparation de son câble.

Après la réparation de la chambre moniteur, on a refait les mesures et penser d'accomplir une étude comparative entre les deux situations pour préciser le rôle de la chambre moniteur expérimentalement et décider une solution raisonnable à ce type d'accidents dans les laboratoires secondaires d'étalonnage dosimétrique.

Dans cette section, on discute brièvement le rôle de la chambre moniteur à la modération des fluctuations du courant. On compare entre le facteur d'étalonnage N calculé en utilisant les lectures de la chambre moniteur et le facteur N' calculé sans utilisation de m^{ref} et m^{util} . On calcul l'écart entre m^{ref} (mesure initiale) et m^{util} pour l'utiliser comme un témoin afin de vérifier que l'écart entre les deux facteurs N et N' est vraiment dû aux fluctuations du tube.

On détaille l'étude pour la chambre Radcal étalonnée sous le faisceau WAV 20, le facteur d'étalonnage calculé sans utiliser la chambre moniteur est donné par :

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

$$N_{K,WAV20}^{util} = N_{K,WAV20}^{ref} \left(\frac{M_{WAV20}^{ref}}{M_{WAV20}^{util}} \right) = 4.80735606 \text{ mGy/nC}$$

L'écart entre les deux facteurs est donné par : $\Delta N = \frac{N-N'}{N} = -1.91964532 \%$.

L'écart entre les deux lectures de la chambre moniteur est donné par :

$$\Delta m = \frac{(mk_{TP})_{moy}^{ref} - (mk_{TP})_{moy}^{util}}{(mk_{TP})_{moy}^{ref}} = 1.8839131 \%$$

D'après ces résultats, on constate que les deux écarts sont égaux en valeur absolue mais avec des signes opposés, ce qui nous indique qu'une diminution de $\approx 1.9 \%$ au débit de production des RX conduit à une augmentation de $\approx 1.9 \%$ de facteur d'étalonnage. Au dessous, on montre d'autres exemples illustratifs de cette étude pour la chambre Radcal RC6M.

Qualité mesure	WAV 40	WAH 20	WAH 28	WAH 30	WAH 40
M_{moy}^{ref} (pC)	485,73731	2,57758745	21,0100159	30,9917067	114,61133
M_{moy}^{util} (pC)	7364,59624	33,8136445	294,563916	458,654935	1675,63207
m_{moy}^{ref} (pC)	194449,023	861,238279	7621,91562	11452,8295	43957,097
m_{moy}^{util} (pC)	193124,31	847,281453	7238,21414	11366,5297	44147,6644
N (mGy/nC)	4,9280461	5,65371332	5,06647588	5,0088379	5,11162417
N' (mGy/nC)	4,96184945	5,746844	5,33488681	5,04686725	5,08955937
ΔN (%)	-0,68593827	-1,64724789	-5,29778367	-0,75924507	0,43165911
Δm (%)	0,68126521	1,62055336	5,03418699	0,75352397	-0,43353049

TAB.2.21. La comparaison entre N et N' .

2.4.7.1. Interprétation :

Si les fluctuations de débit (courant) de production des RX pendant la mesure avec la chambre à étalonner sont supérieures aux fluctuations pendant la mesure avec la chambre de référence, le rapport $\frac{M^{ref}}{M^{util}}$ calculé avec ces fluctuations sera inférieur à celui calculé à un débit constant et vis versa.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

Ces fluctuations seront éliminées par la multiplication de $\frac{M^{ref}}{M^{util}}$ par le rapport $\frac{m^{util}}{m^{ref}}$ tel que les fluctuations de M^{ref} seront éliminées par m^{ref} et les fluctuations de M^{util} seront éliminées par m^{util} .

En cas de ces accidents, il faut normaliser les facteurs d'étalonnage mesurés sans utiliser la chambre moniteur aux fluctuations du courant du tube pris parallèlement avec les mesures de la charge collectée.

2.4.8. La dépendance énergétique des chambres :

Les chambres d'ionisations doivent être étalonnées dans des qualités de faisceaux appropriées. Dans la gamme d'énergie utilisée, la dépendance énergétique de la réponse de ces chambres doit être déterminée. Tous les détecteurs ont quelques variations de réponse avec la variation de la CDA. La dépendance énergétique d'un détecteur est indiquée par le LSED en déterminant le facteur k_Q .

$$k_Q = \frac{N_{k,Q}}{N_{k,Q_0}} \quad (2.5)$$

Où : $N_{k,Q}$; le facteur d'étalonnage pour une qualité donnée Q.

N_{k,Q_0} ; le facteur d'étalonnage pour la qualité de référence choisi par le LSED.

Pour la série WAV, Q0 est prise WAV28.

Pour la série WAH, Q0 est prise WAH28.

2.4.8.1. La chambre Radcal RC6M :

Qualité	CDA(mm Al)	Nk (mGy/nC)	k_Q	Dépendance (%)
WAV20	0.2536	4.71679284	0.97989681	-2.01
WAV25	0.3519	4.75746311	0.98834591	-1.16
WAV28^(*)	0.3988	4.81356078	1	0
WAV30	0.422	4.84972478	1.00751294	0.75
WAV35	0.51	4.87074722	1.01188028	1.18
WAV40	0.574	4.9280461	1.02378391	2.37
WAV50	0.6911	4.97732811	1.03402207	3.40

(*) qualité de référence

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

WAH20	0.4933	5.65371332	1.11590649	11.59
WAH25	0.7249	5.06762041	1.0002259	0.02
WAH28	0.8757	5.06647588	1	0
WAH30	0.9818	5.0088379	0.98862365	-1.13
WAH35	1.221	5.03279057	0.99335133	-0.66
WAH40	1.4472	5.11162417	1.00891118	0.89
WAH50	1.8112	5.18043912	1.02249359	2.24

TAB.2.22. La dépendance énergétique de la chambre Radcal RC6M.

La chambre Radcal RC6M a une dépendance énergétique inférieure à 3.5 % pour la série WAV, et une dépendance inférieure à 2.5 % pour la série WAH sauf la qualité extrême WAH 20.

2.4.8.2. La chambre EXRADIN A650 :

Qualité	CDA(mm Al)	Nk (mGy/nC)	k_Q	Dépendance (%)
WAV20	0.2536	8.24425815	0.97341168	-2.65
WAV25	0.3519	8.36700284	0.98790433	-1.20
WAV28	0.3988	8.4694465	1	0
WAV30	0.422	8.45666637	0.99849103	-0.15
WAV35	0.51	8.52760195	1.0068665	0.68
WAV40	0.574	8.53112623	1.00728262	0.72
WAV50	0.6911	8.62793192	1.01871261	1.87
WAH20	0.4933	10.3677905	1.19937831	19.93
WAH25	0.7249	8.72699946	1.00956649	0.95
WAH28	0.8757	8.64430384	1	0
WAH30	0.9818	8.61492371	0.99660122	-0.33
WAH35	1.221	8.62609609	0.99789367	-0.21
WAH40	1.4472	8.67624355	1.00369488	0.36
WAH50	1.8112	8.96265079	1.03682737	3.68

TAB.2.23. La dépendance énergétique de la chambre EXRADIN A650.

La chambre EXRADIN A650 a une dépendance énergétique inférieure à 3 % pour la série WAV, et une dépendance inférieure à 2 % pour la série WAH sauf les qualités extrêmes WAH 20 et WAV 50.

2.5. Le rendement en profondeur pour les RX de faibles énergies :

2.5.1. Définition :

Le rendement en profondeur (PDD : Percentage Depth Dose) à une profondeur donnée est défini comme le rapport de la dose absorbée à cette profondeur dans un milieu sur la dose absorbée à un point de référence fixe (qui est défini à la surface pour les RX de basse énergie) sur l'axe du faisceau pour une distance source (foyer) - surface du milieu constante et une taille du champ fixe.

$$PDD(z; A; DSS) = \frac{D(z; A; DSS)}{D(z_{\max}; A; DSS)} \times 100 \quad (2.6)$$

Où :

z : une profondeur donnée dans le milieu (fantôme).

z_{\max} : la profondeur correspondante à la dose maximale.

A : la taille du champ.

DSS : la distance source surface du milieu.

2.5.2. Méthodologie :

La détermination des courbes du rendement en profondeur pour les RX de basses énergies s'effectue dans un fantôme en PMMA (polyméthylmétacrylate ; dénominations commerciales : plexiglas, acryl, perspex). Ces courbes sont déterminées pour les qualités de faisceaux déjà développées au sein du LSED en utilisant la chambre moniteur.

2.5.3. Le fantôme en PMMA :

Le fantôme en PMMA est constitué de plusieurs plaques en PMMA de différentes épaisseurs qui nous permettent un positionnement plus pratique de la chambre d'ionisation aux profondeurs désirées. Les plaques ont des dimensions de $13 \times 13 \text{ cm}^2$ et les épaisseurs suivantes : une plaque de 1 mm, deux plaques de 2 mm, deux plaques de 5 mm, cinq plaques de 10 mm. Ce fantôme a une fenêtre d'entrée de diamètre de 10 cm.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR



FIG.2.34. Fantôme en PMMA.

2.5.6. Conditions de mesure et positionnement :

- Distance foyer surface du fantôme : 100 cm.
- Champ circulaire de diamètre : 10 cm.
- Temps de collection de la charge : 60 s.
- Nombre de mesures : 10 mesures.

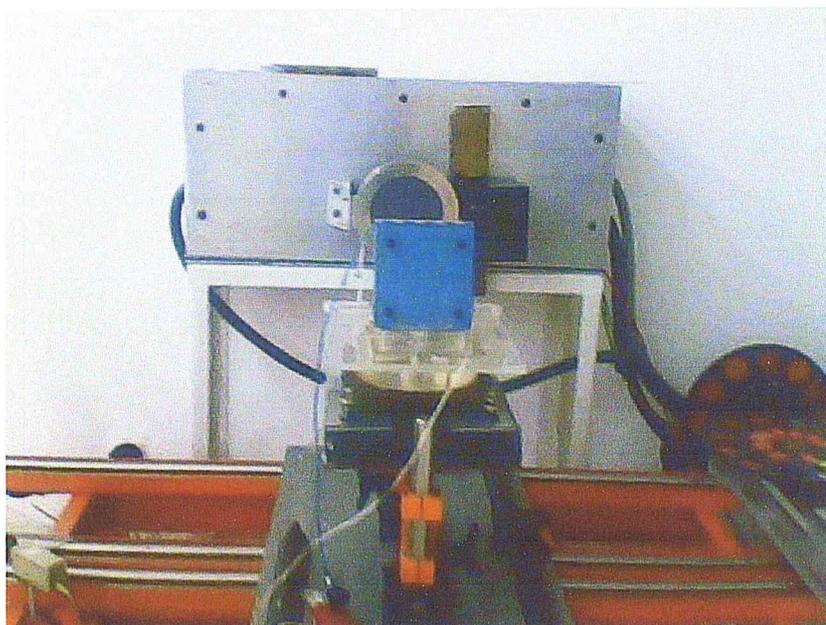


FIG.2.35. Positionnement du fantôme.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

Lors de la mesure de dose dans le fantôme en PMMA, la chambre d'ionisation est placée dans le fantôme de sorte que sa face avant soit à la profondeur désirée en combinant le nombre de plaques de PMMA à placé devant la chambre d'ionisation.



FIG.2.36. Positionnement de la chambre d'ionisation dans le fantôme en PMMA.

2.5.7. La dépendance de PDD à la haute tension:

On effectue les mesures pour trois qualités déjà développées au niveau du LSED en variant la tension appliquée au tube mais la filtration additionnelle reste la même (0.55 mm Al).

2.5.7.1. Les résultats :

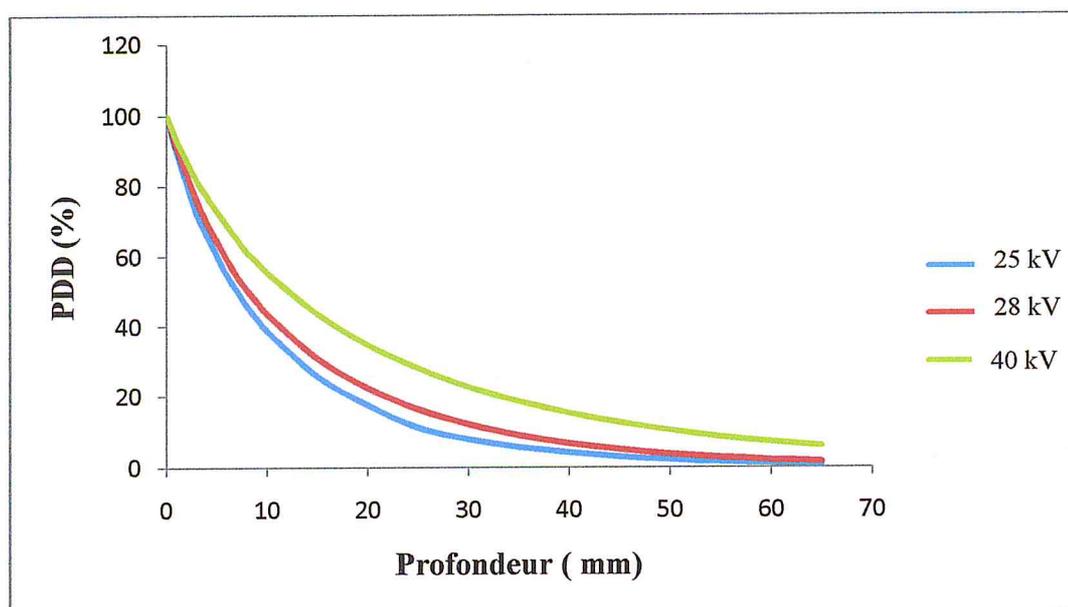


FIG.2.37. Le rendement en profondeur dans fantôme en PMMA pour trois qualités.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

2.5.7.2. Analyse et interprétation :

D'après ces courbes, on constate globalement que le rendement en profondeur augmente avec l'augmentation de la tension appliquée au tube. Pour les RX de basse énergie, une courbe de rendement en profondeur est spécifiée par deux profondeurs de référence : la profondeur qui diminue la dose absorbée à 50 % de sa valeur maximale (à la surface) « $z_{1/2}$ » et la profondeur qui réduit la dose à 10 % de sa valeur max « $z_{1/10}$ ». Pour analyser ces courbes, on doit calculer le rapport $\frac{z_{1/10}}{z_{1/2}}$ qui traduit la rapidité de décroissement de dosage dans le fantôme [17]. On détermine ces profondeurs de référence et leurs rapports de décroissement associés pour les tensions indiquées au dessus :

HT (kV)	Filtrat.add (mm Al)	CDA (mm Al)	$z_{1/2}$ (mm PMMA)	$z_{1/10}$ (mm PMMA)	$\frac{z_{1/10}}{z_{1/2}}$
25	0.55	0.351983	7	27	3.85
28	0.55	0.39889085	8	33	4.12
40	0.55	0.57408316	12	51	4.25

TAB.2.24. La variation des profondeurs de référence en fonction de HT.

Les profondeurs $z_{1/2}$ et $z_{1/10}$ augmente avec la haute tension, ce qui indique que le faisceau devient plus pénétrant avec l'augmentation de HT. Le rapport $\frac{z_{1/10}}{z_{1/2}}$ aussi augmente avec la HT c'est-à-dire la rapidité de décroissement de la dose dans le fantôme diminue.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

2.5.8. La dépendance de PDD à la filtration additionnelle :

On fixe la haute tension à 40 kV et on fait varier la filtration additionnelle pour étudier l'influence du durcissement de faisceau sur la variation de la dose absorbée en profondeur.

2.5.8.1. Les résultats :

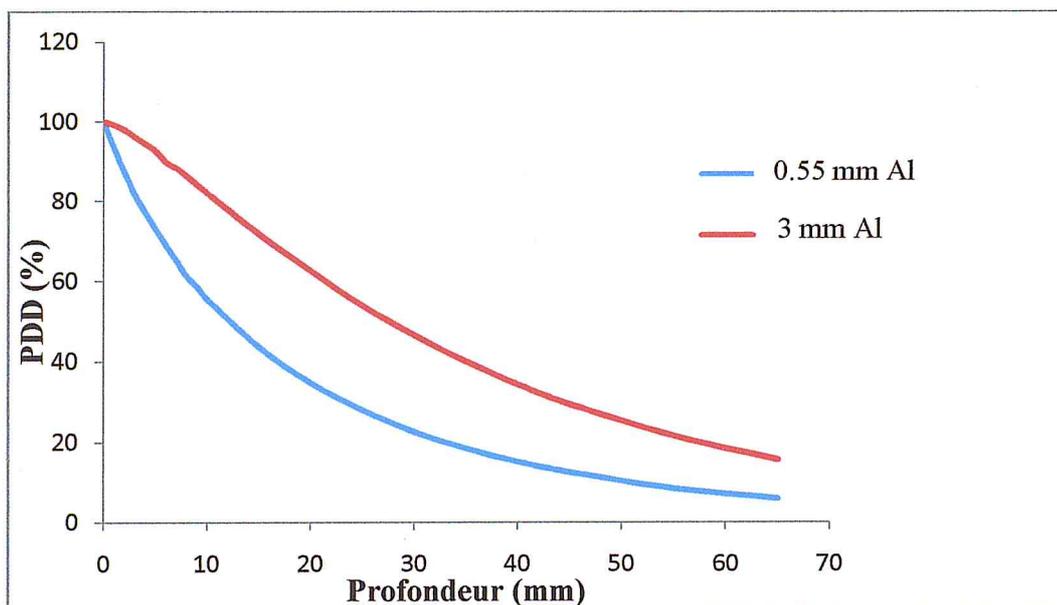


FIG.2.38. La variation du rendement en fonction de la filtration additionnelle.

2.5.8.2. Analyse et interprétation :

HT (kV)	Filtrat.add (mm Al)	CDA (mm Al)	$Z_{1/2}$ (mm PMMA)	$Z_{1/10}$ (mm PMMA)	$\frac{Z_{1/10}}{Z_{1/2}}$
40	0.55	0.574	12	51	4.25
40	3	1.447	27.5	75	2.72

TAB.2.25. La variation des profondeurs de référence en fonction de la filtration additionnelle.

Les profondeurs de référence augmentent avec l'épaisseur de la filtration additionnelle, le faisceau devient plus énergétique. En outre de la HT, on peut créer un faisceau plus pénétrant par l'augmentation de la filtration additionnelle. Le rapport $\frac{Z_{1/10}}{Z_{1/2}}$ est inversement proportionnel à la filtration additionnelle c'est-à-dire la rapidité de décroissement augmente avec la filtration.

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS – ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION – RENDEMENT EN PROFONDEUR

On déduit qu'une grande rapidité de décroissement de dosage au dessus de la profondeur de la moitié de la dose max peut être accomplir par la combinaison d'une faible tension avec une grande filtration additionnelle plutôt que par la combinaison d'une tension élevée avec une filtration faible.

Pour délivrée une dose donnée à une profondeur donnée par un faisceau fortement filtré, cela nécessite le dépôt d'une dose assez faible à l'entrée contrairement un faisceau faiblement filtré qui nécessite une dose assez élevée.

2.6. Conclusion :

En comparant les qualités développées au niveau du LSED de Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) avec les qualités de référence développées par le laboratoire national allemand PTB, on conclut que ces résultats sont en bon accord avec ceux de référence, parceque l'écart maximal entre les CDA reproduites et celles de référence est inférieur à 2.5 %, ce qui est adéquat à l'exigence de la norme ISO 4037-1.

L'installation radiogène PHILIPS MG 321 existante au niveau du LSED est bien caractérisée pour les RX de basse énergie dans la gamme de 20 – 50 kV, elle peut recevoir des détecteurs utilisés pour la dosimétrie des RX dans les services de mammographie afin de les étalonner.

L'utilisation de la chambre moniteur est une exigence pour un étalonnage correcte par la méthode de substitution des chambres d'ionisation utilisées en dosimétrie de faisceaux de basse énergie.

Les deux systèmes dosimétriques (chambre Radcal RC6M-électromètre UNIDOS N° de série 20622 et chambre EXRADIN A650- électromètre UNIDOS N° de série 20622) sont prêts pour des applications sur le terrain pour la détermination de dose de référence au niveau des services de mammographie.

Les deux chambres d'ionisation n'ont pas une dépendance énergétique assez importante dans la gamme de faibles énergies (20 – 50 kV), ce qui conforme à la condition de la reproduction des qualités (que le détecteur ne doit pas avoir une dépendance énergétique importante dans la gamme utilisée).

PARTIE EXPÉRIMENTALE

REPRODUCTION DES QUALITÉS - ÉTALONNAGE DES CHAMBRES D'IONISATION - RENDEMENT EN PROFONDEUR

La dépendance du rendement en profondeur à la combinaison des kVs et la filtration additionnelle est considérée comme un critère de choix du comportement de la dose absorbée en profondeur dans les tissus, donc, c'est un moyen pour minimiser l'exposition des patientes, des professionnels et du public.

APPLICATION CLINIQUE

3.1. Introduction :

La dosimétrie des RX de faibles énergies est basée sur la mesure du kerma d'air où la dose absorbée à la surface d'un fantôme d'eau est dérivée de cette mesure en convertissant le kerma d'air en dose absorbée dans l'eau par un facteur de correction de l'effet de la rétrodiffusion.

Dans ce chapitre, on étudie la dépendance de la dose à l'entrée du sein aux paramètres opératoires (kV, mAs et compression) d'une installation de mammographie. Notre direction a été le centre d'imagerie YOUGHERTA d'Alger pour réaliser cette application clinique et illustrer l'utilité de ce travail.

3.2. La conversion du kerma d'air en dose à l'entrée :

Pour les RX de basses énergies (≤ 100 kV), la mesure est prise à l'air libre par une chambre d'ionisation plate. La chambre doit être étalonnée en terme kerma d'air sous des faisceaux ayant une gamme d'énergie coïncidente avec les faisceaux utilisés cliniquement. Le kerma d'air à un point d'intérêt sous un faisceau clinique est donné par ^[12] :

$$K_{\text{air}}^{\text{dans l'air}} = M_{\text{corr}} N_k P_{\text{sup,air}} \quad (3.1)$$

Où :

M_{corr} : la lecture de la chambre à l'air libre corrigée par le facteur de correction de température et pression.

N_k : le facteur d'étalonnage en terme kerma d'air pour la qualité de faisceau utilisée.

$P_{\text{sup,air}}$: un facteur de correction tient compte la différence de l'effet de la tige de la chambre d'ionisation entre le faisceau d'étalonnage et le faisceau clinique à cause de la différence de la taille du champs entre les deux faisceau.

Cette mesure du kerma d'air peut être convertie en kerma dans l'eau au moyen de rapport des coefficients de transfert massiques moyens de l'eau et de l'air

$[(\bar{\mu}_{\text{tr}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$:

$$K_{\text{eau}}^{\text{dans l'air}} = K_{\text{air}} [(\bar{\mu}_{\text{tr}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}} \quad (3.2)$$

Physiquement, $K_{\text{eau}}^{\text{dans l'air}}$ représente le kerma d'eau dans une petite masse d'eau (un mini fantôme). Le kerma d'eau à la surface d'un fantôme d'eau est donné par :

APPLICATION CLINIQUE

MESURE DE LA DOSE DE RÉFÉRENCE

$$K_{\text{eau}} = K_{\text{eau}}^{\text{dans l'air}} B_{\text{eau}} \quad (3.3)$$

Où : B_{eau} est le facteur de la rétrodiffusion (Backscatter factor) qui tient compte l'effet du diffusé par le fantôme.

La dose absorbée D_{eau} à la surface d'un fantôme d'eau peut être approximée au K_{eau} en supposant l'existence d'un équilibre électronique ($(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}} = (\bar{\mu}_{\text{tr}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}$) (1-g) $\approx (\bar{\mu}_{\text{tr}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}$ avec g représente la fraction d'énergie cinétique des électrons secondaires perdues sous forme rayonnement de freinage qui négligeable pour cette gamme d'énergie. La dose à la surface est donnée par la relation suivante^[8, 11, 12] :

$$D_{\text{eau}, z=0} = M_{\text{corr}} N_k P_{\text{sup,air}} [(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}} \quad (3.4)$$

Où $(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}$ est le rapport des coefficients d'absorption massiques moyens de l'eau et de l'air. Ce rapport est indépendant de la taille du champ parcequ'il est calculé à partir de la distribution spectrale de la fluence des photons pour des faisceaux primaires.

La dose absorbée à la surface des tissus biologiques est dérivée à partir de la dose à la surface d'un fantôme d'eau selon la formule suivante^[12] :

$$D_{\text{tis}, z=0} = C_{\text{eau}}^{\text{tis}} D_{\text{eau}, z=0} \quad (3.5)$$

$$\text{Avec : } C_{\text{eau}}^{\text{tis}} = \frac{B_{\text{tis}}}{B_{\text{eau}}} [(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{eau}}^{\text{tis}}]_{\text{air}}$$

3.3. Description de la salle de mammographie :

La salle de mammographie du centre d'imagerie YOUGHERTA est équipée par les dispositifs suivants :

- Un sénographe DMR+ à :
 - deux anodes (Mo et Rh) ;

APPLICATION CLINIQUE

MESURE DE LA DOSE DE RÉFÉRENCE

- trois filtrations additionnelles (Mo, Rh et Al) ;
- deux foyers (petit et grand).
- Un pupitre de commande fonctionne en deux mode : l'un est manuel concerne le réglage manuel des paramètres opératoires (kV et mAs) et l'autre est automatique concerne le choix automatique de mAs selon le kV et la compression réglés.
- Des blouses plombées avec 0.5 mm d'épaisseur de Pb pour la protection des manipulatrices.
- Un écran plombé fixé devant le pupitre de commande avec 0.5 mm de Pb.



FIG.3.1. Ecran plombé

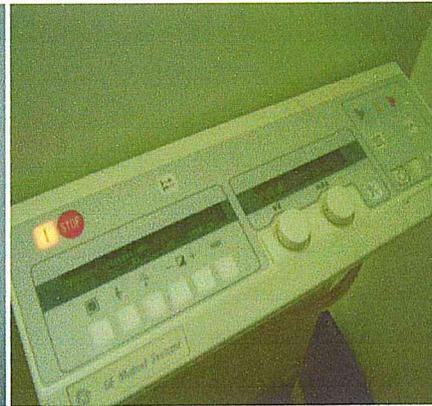


FIG.3.2. Pupitre de commande

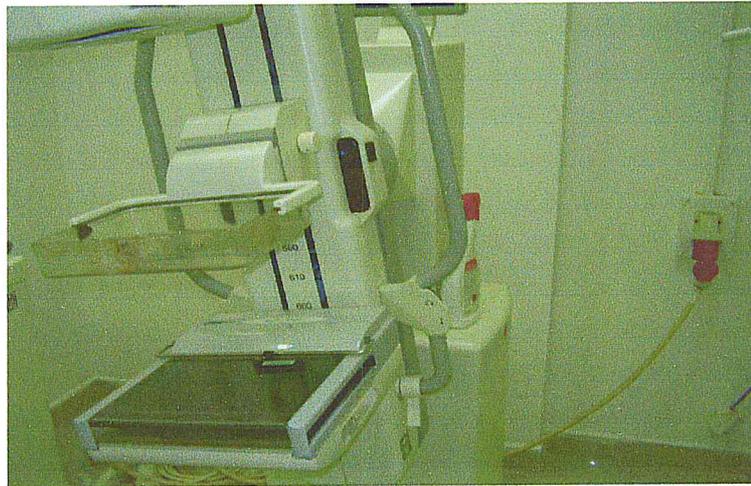


FIG.3.3. Le mammographe DMR+.

3.4. Le matériel utilisé :

Pour estimer les doses de référence délivrées par le Sénographe DMR+, on a déplacé les équipements cités au dessous de LSED vers le service de mammographie :

MESURE DE LA DOSE DE RÉFÉRENCE

- Chambre d'ionisation étalonnée EXRADIN A650.
- Electromètre PTW UNIDOS.
- Filtres en Al.
- Baromètre et thermomètre.

3.5. La caractérisation des faisceaux du mammographe DMR+ :

Tout d'abord, on doit caractériser l'installation de mammographie en déterminant les CDAs des faisceaux émergents de cette installation pour déduire le facteur d'étalonnage correspondant à chaque qualité de faisceau.

3.5.1. Les conditions de mesure :

- Distance foyer – détecteur : 60 cm ;
- Taille du champ : 13 cm × 18 cm ;
- Anode : molybdène ;
- Filtration additionnelle : molybdène, rhodium ou aluminium ;
- Charge électrique « mAs » : 50 mAs ;
- Le mode opératoire de l'installation de mammographie : pulsé.

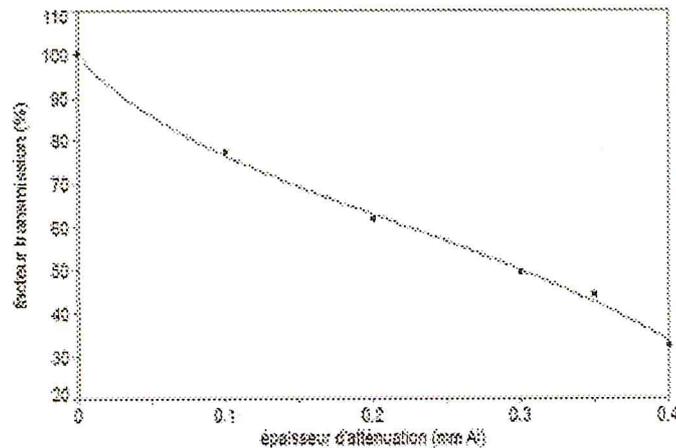


FIG. 3.4. Le faisceau 22 kV.

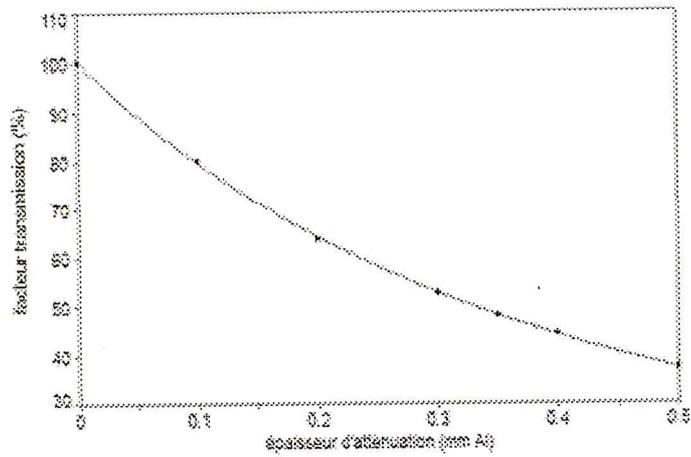


FIG.3.5. Le faisceau 25 kV.

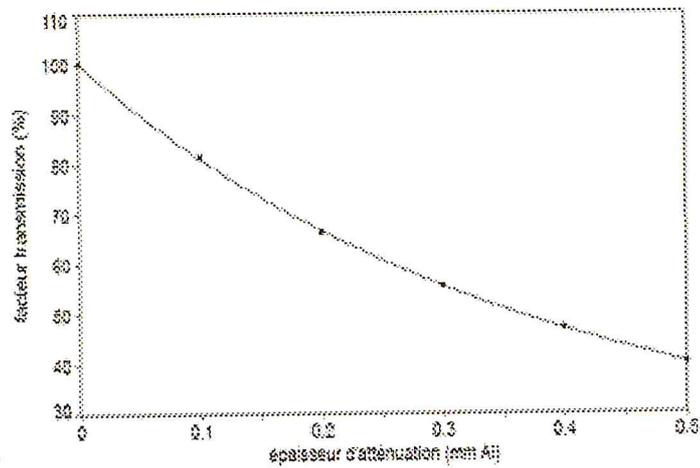


FIG.3.6. Le faisceau 28 kV.

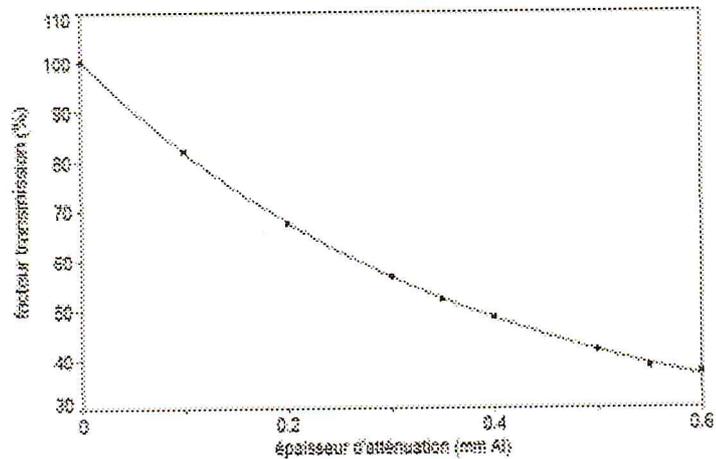


FIG.3.7. Le faisceau 30 kV.

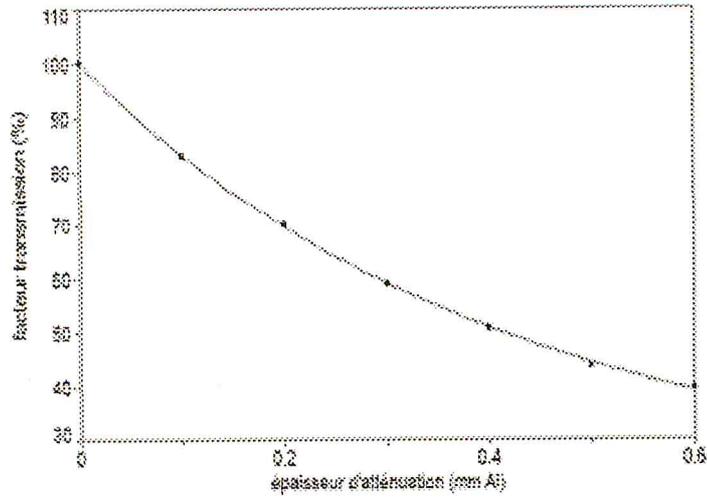


FIG.3.8. Le faisceau 35 kV.

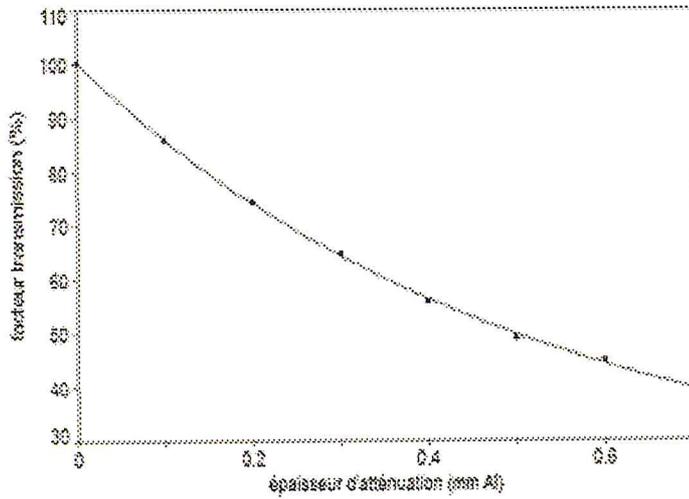


FIG.3.9. Le faisceau 40 kV.

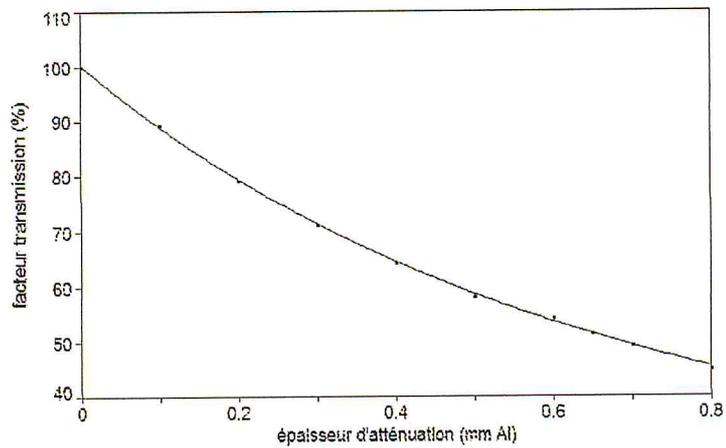


FIG.3.10. Le faisceau 45 kV.

On récapitule toutes les qualités développées dans le tableau suivant:

HT (kV)	(anode-filtration additionnelle)	CDA (mm Al)
22	(Mo-Mo)	0.30
25	(Mo-Mo)	0.33
28	(Mo-Mo)	0.36
30	(Mo-Mo)	0.38
35	(Mo-Mo)	0.41
40	(Mo-Rh)	0.49
45	(Mo-Al)	0.68

TAB.3.1. Les CDA des faisceaux cliniques.

3.6. La détermination des facteurs d'étalonnage :

A partir des courbes de la variation de facteur d'étalonnage en fonction de la qualité de faisceau pour la chambre A650 indiquées au chapitre 03, on détermine les facteurs d'étalonnage correspondants à ces qualités par interpolation linéaire.

HT (kV)	CDA (mm Al)	N_k (mGy/nC)
22	0.30	8.27
25	0.33	8.32
28	0.36	8.38
30	0.38	8.41
35	0.41	8.46
40	0.49	8.52
45	0.68	8.60

TAB.3.2. Les N_k correspondants aux faisceaux caractérisés.

3.7. La dépendance de la dose à l'entrée aux kVs et les mAs :

Dans cette section, on étudie l'influence de la combinaison (kV-mAs) sur la dose à l'entrée d'un sein comprimé à 2 cm et examiné avec des faisceaux dont la taille du champ est de $13 \times 18 \text{ cm}^2$. On prend les mesures du kerma d'air puis on les convertis en dose absorbée à la surface d'un fantôme d'eau en appliquant le protocole (*) indiqué au paragraphe (5.2) et les résultats sont représentés dans FIG.5.11.

(*) Les détails de calcul des facteurs de conversion sont présentés en annexe II.

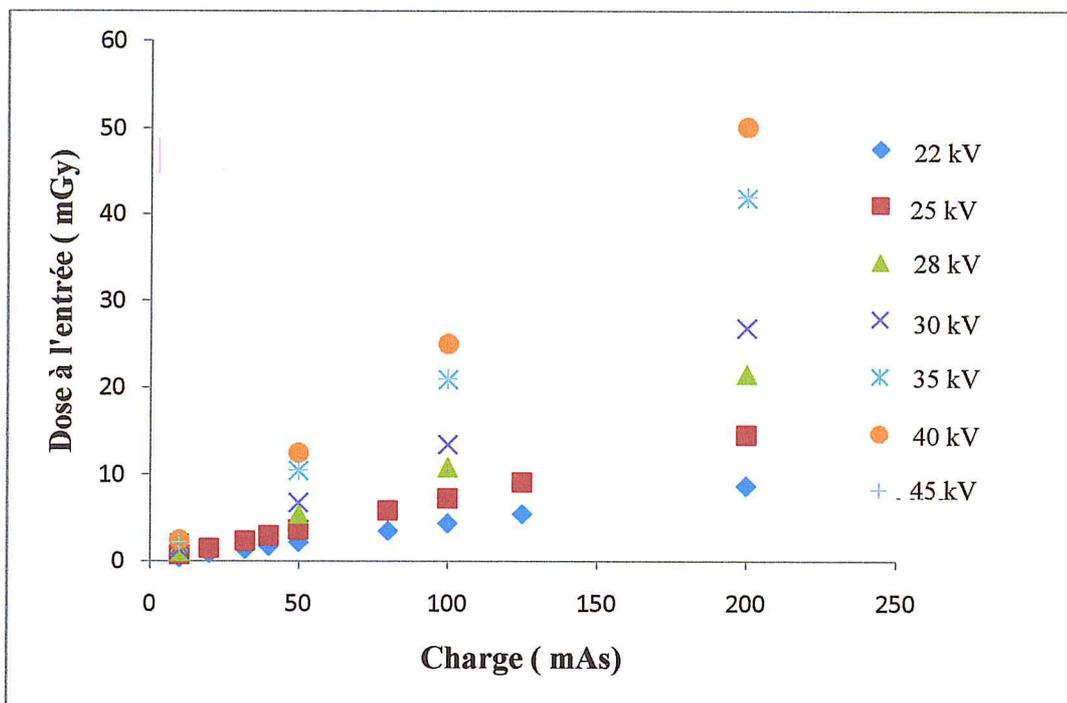


FIG.3.11. La dépendance de la dose à l'entrée à la HT et le mAs.

La dose délivrée à l'entrée est une fonction des kVs et des mAs. Pour une compression donnée et une tension fixe, il y a une relation linéaire entre la dose à la surface et le mAs (c'est une combinaison courant-temps d'irradiation).

La dose de référence est aussi proportionnelle aux kVs appliqués au tube mais l'augmentation de la dose avec les kVs n'est plus considérable que pour les mAs les plus élevés.

3.8. La dépendance de la dose à l'entrée aux kVs et l'épaisseur du sein :

La compression du sein diffère d'une patiente à l'autre selon le contraste de l'image désiré, on étudie la variation de la dose de référence en fonction de la compression du sein pour plusieurs HT.

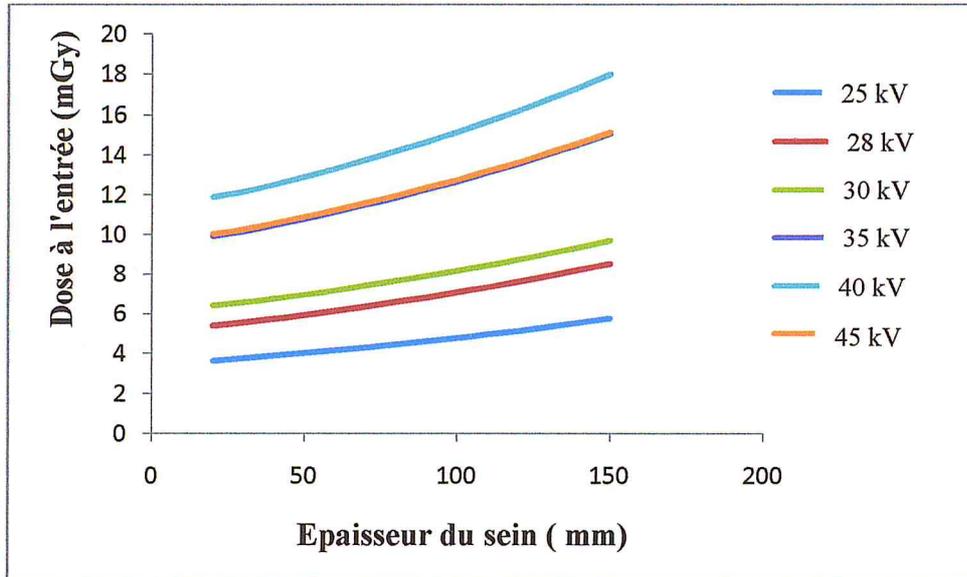


Fig.3.12. La variation de la dose à l'entrée en fonction de l'épaisseur du sein pour les faisceaux caractérisés.

D'après ces courbes, on déduit que la dose reçue à l'entrée augmente légèrement par l'augmentation de l'épaisseur du sein pour les faibles HT et plus le kV augmente plus la variation de la dose de référence d'une épaisseur à l'autre devient importante.

La proportionnalité de la dose de référence à l'épaisseur du sein est traduite par la variation de la distance source surface parceque la compression du sein s'effectue par le déplacement de la plaque de compression mais le bucky où la manipulatrice place le sein de la patiente est immobile par rapport à la source (distance source – bucky fixe), ainsi que la surface diffusante augmente avec la compression.

3.9. Le choix automatique des mAs en fonction des kVs et de la compression :

Lors du déroulement d'un examen de mammographie, la manipulatrice comprime le sein de la patiente à l'épaisseur désirée et règle le kV et laisse le mAs à choisir automatiquement par la machine.

APPLICATION CLINIQUE

MESURE DE LA DOSE DE RÉFÉRENCE

Compression (mm)	HT (kV)	mAs	M_{corr} (pC)	N_k (mGy/nC)	K (mGy)
30	25	36	305.23	8.32	2.53
	28	21	258.53	8.38	2.16
	30	15	236.87	8.41	1.99
	35	9	206.42	8.46	1.75
50	25	35	317.41	8.32	2.64
	28	20	267.91	8.38	2.24
	30	15	243.64	8.41	2.05
	35	8	213.18	8.46	1.8

TAB.3.3. Le choix automatique de mAs et la variation de la dose de référence.

Le choix de mAs est inversement proportionnel à la HT, et la dose de référence diminue par la diminution de mAs. Pour délivrer une faible dose à l'entrée du sein, il faut choisir une HT élevée.

3.10.L'influence de la taille du faisceau sur la dose à l'entrée :

- Haute tension : 30 kV ;
- Charge : 50 mAs ;
- Distance bucky- plaque de compression: 50 mm.

Taille du champ (cm ²)	\bar{M}_{corr} (pC)	N_k (mGy/nC)	B_{eau}	$(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}$	$D_{\text{entrée}}$ (mGy)
9×9	824.01	8.41	1.072	1.032	7.67
13×18	827.50	8.41	1.073	1.032	7.71
14×24	829.83	8.41	1.073	1.032	7.73

TAB.3.4. la variation de la dose à de référence pour différentes tailles du champ.

D'après ces résultats, on constate que la taille du champ n'a pas une grande influence sur la dose à l'entrée pour les RX de basses énergies.

3.11.L'influence de la taille du foyer sur la dose à l'entrée :

- Haute tension : 45 Kv ;
- Charge : 50 mAs.
- Distance bucky- plaque de compression : 200 mm.

APPLICATION CLINIQUE

MESURE DE LA DOSE DE RÉFÉRENCE

Foyer	$\bar{M}_{\text{corr}}(\text{nC})$	N_k (mGy/nC)	B_{eau}	$(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}$	$D_{\text{entrée}}$ (mGy)
petit	2.101199	8.60	1.120	1.024	20.72
grand	2.664737	8.60	1.120	1.024	26.24

TAB.3.5. La variation de la dose de référence par le foyer sélectionné.

La dose à l'entrée pour le grand foyer est supérieure à la dose délivrée par le petit foyer ce qu'interprète que la production des RX dépend de la taille du foyer.

3.12. Conclusion :

D'après cette application, on déduit que la dose à l'entrée du sein, qui est proportionnelle à la dose délivrée à la surface d'un fantôme d'eau, est influée par plusieurs facteurs : les caractéristiques intrinsèques de la machine (matériau de la filtration additionnelle, la taille du foyer), les paramètres opératoires réglés par la manipulatrice (les kVs, les mAs et la compression du sein).

CONCLUSION

Ce travail traite une tâche principale des radiophysiciens dans la dosimétrie des RX de basses énergies utilisées en mammographie pour la détermination de la dose à l'entrée du sein de la patiente délivrée par des faisceaux issus d'une installation de mammographie. Pour atteindre les objectifs fixés, on a procédé à une démarche cohérente en respectant toutes les recommandations et les tolérances spécifiées par les normes internationales et les laboratoires primaires dans le domaine de la dosimétrie.

La première partie de ce travail a été consacrée à la caractérisation de l'unité radiogène PHILIPS MG 321 existante au niveau du LSED de CRNA dans la gamme d'énergie de 20 à 50 kV par la reproduction des qualités de faisceaux recommandées par le laboratoire national allemand PTB en respectant la tolérance de la norme ISO 4037-1 qui fixe un écart max de 5% entre la CDA de référence et la CDA du faisceau reproduit au LSED. Les résultats obtenus sont été en accord avec cette exigence, vu que l'écart maximal entre les CDA des qualités reproduites et les CDA des qualités de référence n'a pas dépassé 2.5 %.

Sous ces faisceaux caractérisés par une bonne équivalence avec les qualités de référence (développées au niveau du laboratoire primaire, PTB) on a procédé à l'étalonnage de deux systèmes dosimétriques : chambre d'ionisation Radcal RC6M associée à un électromètre UNIDOS, et une chambre d'ionisation EXRADIN A650 associé à un électromètre UNIDOS qui seront par la suite utilisés à la détermination avec précision de la dose de référence délivrée par un senographe.

Et vu que, l'importance de la dose en profondeur n'est pas négligeable par rapport à la dose de référence, on a aussi déterminé les courbes du rendement en profondeur dans un fantôme en PMMA afin de dériver la dose en profondeur à partir de la dose de référence.

Pour illustrer l'utilité de ce travail, on a procédé à la caractérisation d'une unité de mammographie du centre d'imagerie médicale YOUGHERTA d'Alger où on a utilisé le système chambre EXRADIN A650 associée à un électromètre UNIDOS pour l'estimation de la dose de référence (dose à l'entrée, dose à la surface). Premièrement, on a caractérisé l'installation DMR +, puis on a entamé les mesures

CONCLUSION

de dose de référence et l'étude de la dépendance de cette grandeur au paramètres opératoires de cette machine (taille du champ, compression, mAs).

Ce travail nous a permis de développer au niveau du LSED du CRNA les qualités de référence pour l'étalonnage des détecteurs utilisés en mammographie. Les chambres d'ionisations étalonnées nous ont permis d'estimer le Kerma à l'air (grandeur essentielle pour la détermination de la dose à l'entrée) au niveau d'une unité de mammographie située dans un centre d'imagerie médicale.

BIBLIOGRAPHIE :

1. Henri Métivier, 'Radioprotection et ingénierie nucléaire', EDPS Sciences ; 2006.
2. J.KENNETH SHULTIS, 'Fundamentals of Nuclear Science and Engineering', MARCEL DEKKER; 2002.
3. P.MAYLES, 'Handbook of Radiotherapy Physics; theory and practice', Taylor Francis Group; 2007.
4. Russel .K.Hobbie, B.J.Roth , 'Intermediate physics for medicine and biology; fourth edition', Springer; 2006.
5. IAEA, 'Radiation Oncology Physics; a handbook for teachers and students', Vienna; 2005.
6. Khan Faiz M., ' Physics of radiation Therapy' Third Edition, Lippinot Williams &Wilkins; 2003.
7. Francis NETTER, ' Physique des neutrons et interaction rayonnement-matière', Technique de l'ingénieur.
8. IAEA, ' absorbed dose determination in photons and electrons beams; an international code of practice- second edition' Technical Report Series № 277, Vienna: IAEA; 1997.
9. IAEA, 'Dosimetry in Diagnostic Radiology: an international code of practice' Technical Report Series № 457, Vienna: IAEA; 2007.
10. SSRPM, 'Dosimétrie des faisceaux de rayons X dans le domaine des faibles et des moyennes énergies : recommandations № 9', ISBN ; 2001.
11. IAEA, 'absorbed dose determination in external beams radiotherapy based on absorbed dose to water standards; an international code of practice for dosimetry' Technical Report Series № 398, Vienna: IAEA; 2000.
12. AAPM, 'Protocol for 40-300 kV X-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology: TG-61', AAPM; 2001.
13. IAEA, 'Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy' Technical Report Series № 469, Vienna: IAEA; 2009.
14. Norme internationale IEC 61267, équipements de diagnostic médical et conditions de rayonnements pour utilisation dans la détermination des caractéristiques.

15. Julie A Heaton, 'Specification for a secondary standard dosimeter for diagnostic or mammographic radiology, NPL; 1994.
16. Norme International ISO 4037-1, rayonnements X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres débitmètre; et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons.
17. British institute of radiologie, 'central axis depth dose data use in radiotherapy' British Journal supplement 25 (BJR 25), London ; 1996.

ANNEXE I :

Dans cette annexe, on présente le résumé des résultats expérimentaux obtenus lors de la partie de la reproduction des qualités WAV et WAH.

1. La série WAV :

Reproduction de la qualité WAV 20 :

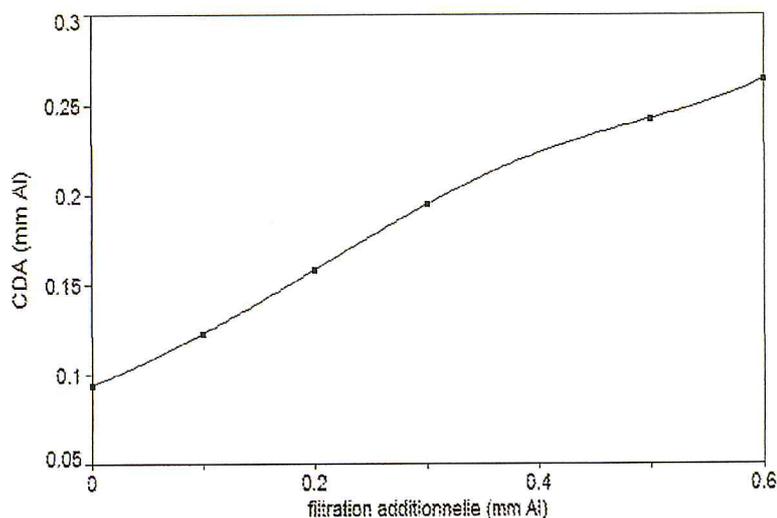


FIG.1. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 20.

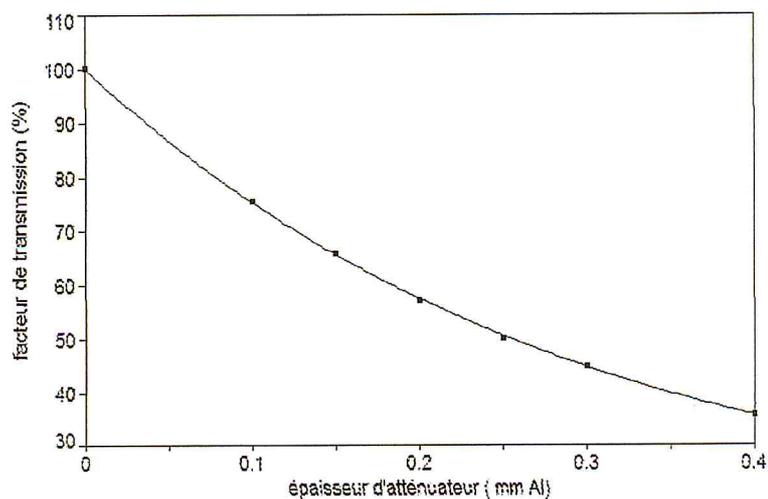


FIG.2. La qualité équivalente à la qualité de référence.

La CDA obtenue pour la qualité WAV 20 (tension appliquée 20 kV, filtration additionnelle 0.55 mm Al) est égale à 0.253 mm Al.

Reproduction de la qualité WAV 25 :

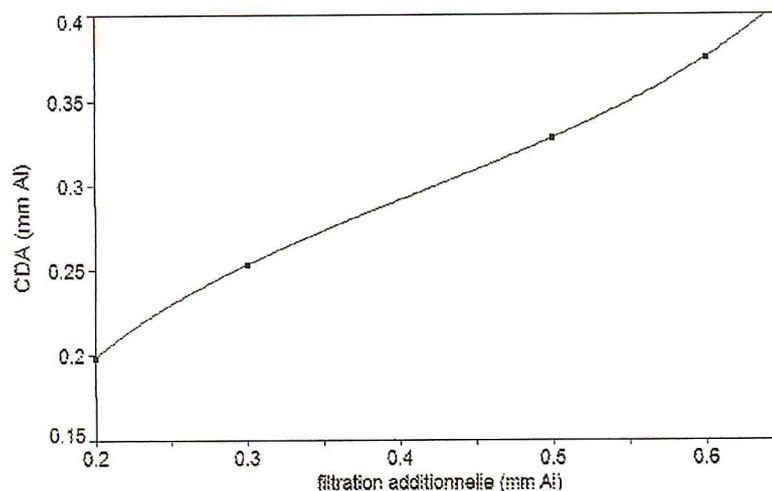


FIG.3. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 25.

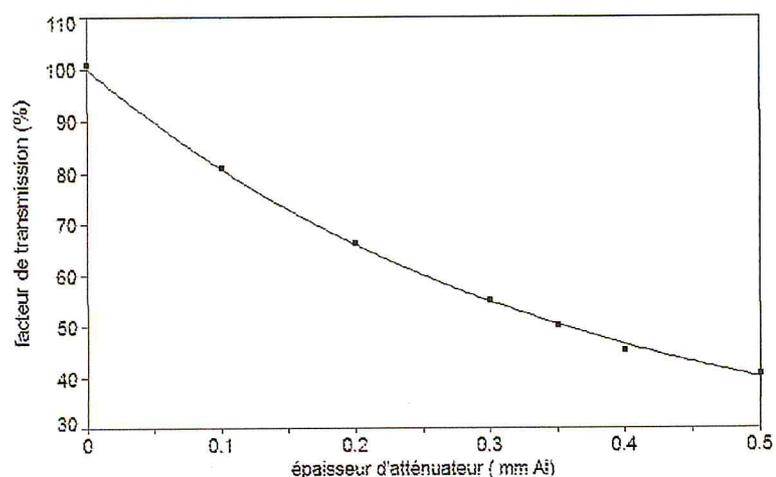


FIG.4. La courbe d'atténuation de WAV 25 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAV 25 (tension appliquée 25 kV, filtration additionnelle 0.55 mm Al) est égale à 0.351 mm Al.

Reproduction de la qualité WAV 28 :

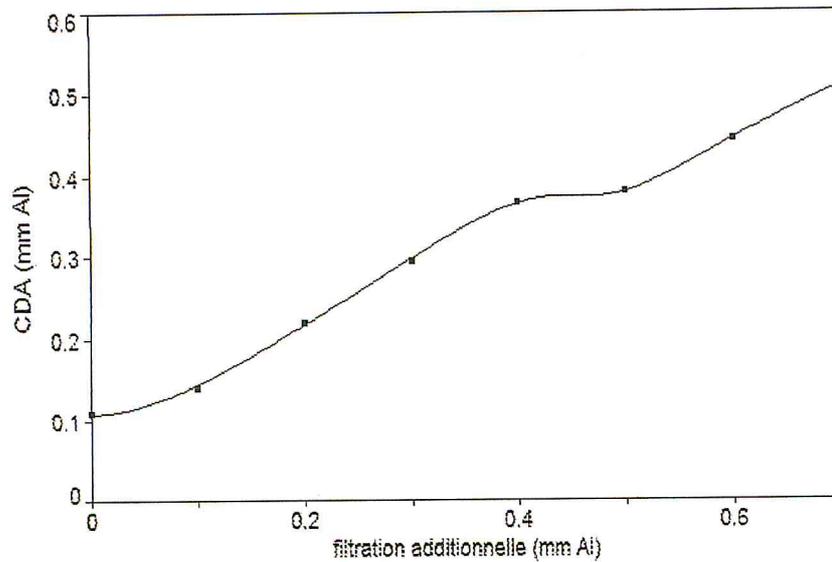


FIG.5. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 28.

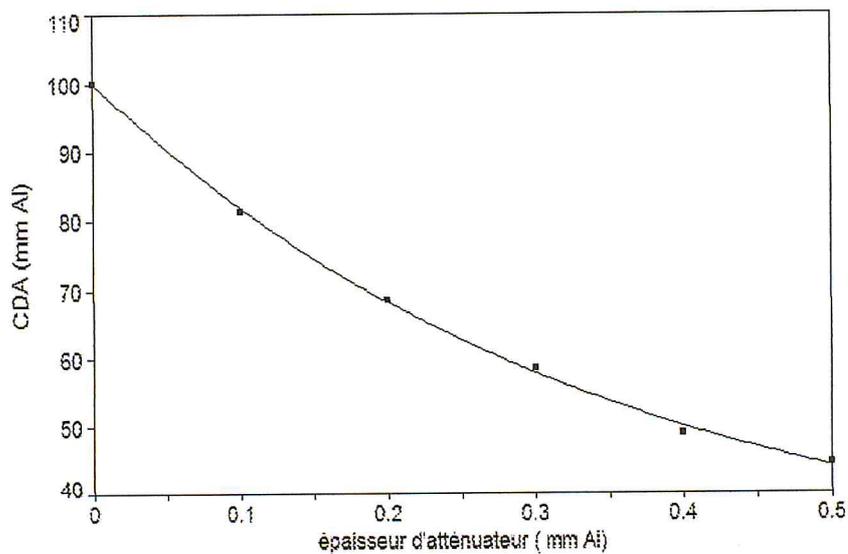


FIG.6. La courbe d'atténuation de WAV 28 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAV 28 (tension appliquée 28 kV, filtration additionnelle 0.55 mm Al) est égale à 0.398 mm Al.

Reproduction de la qualité WAV 35 :

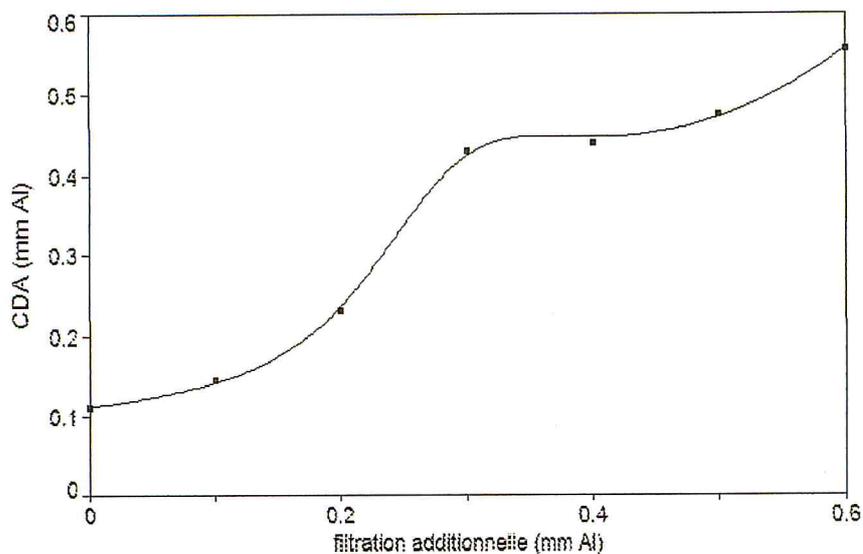


FIG.7. La variation de la CDA en fonction de la filtration additionnelle pour la qualité WAV 35.

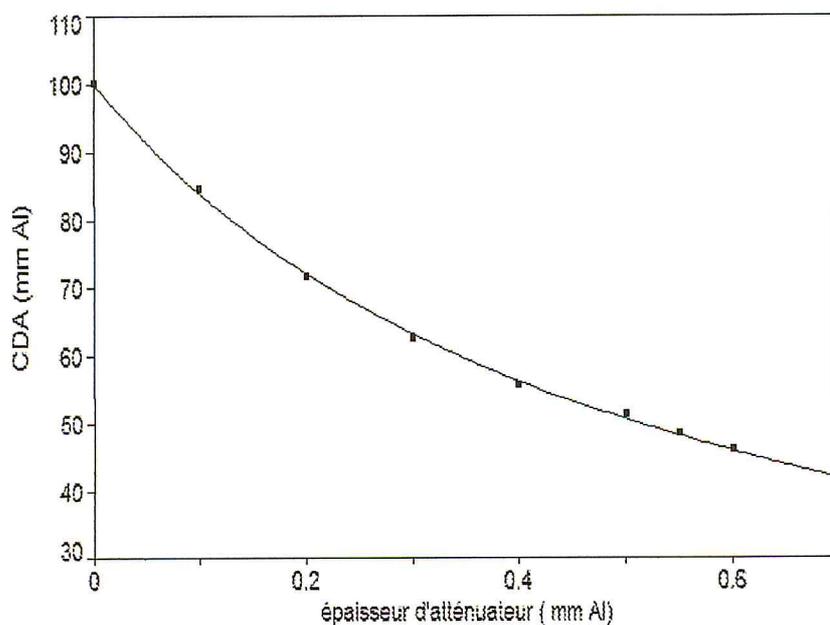


FIG.8. La courbe d'atténuation de WAV 35 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAV 35 (tension appliquée 35 kV, filtration additionnelle 0.55 mm Al) est égale à 0.51 mm Al.

Reproduction de la qualité WAV 40 :

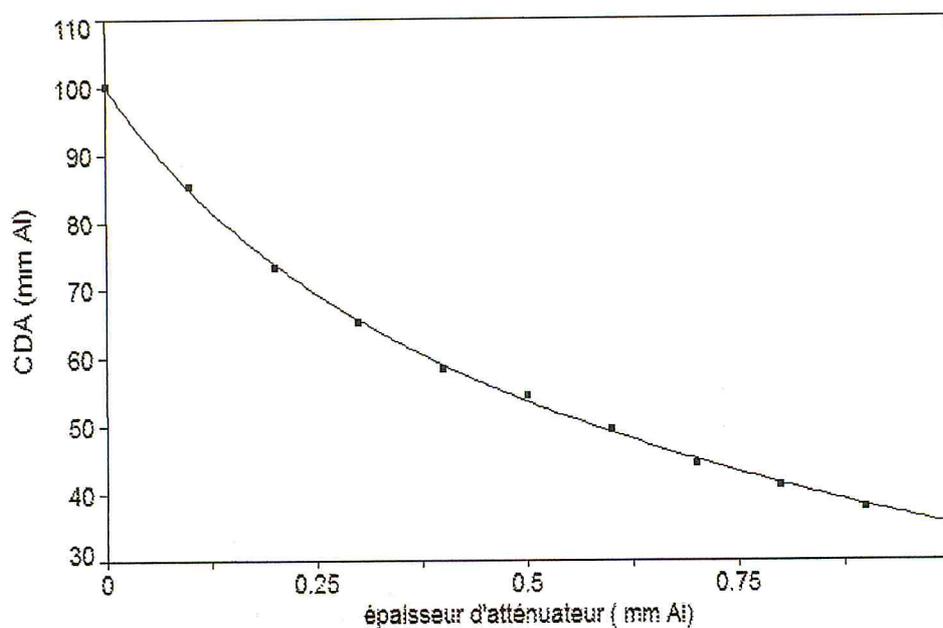


FIG.9. La courbe d'atténuation de WAV 40 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAV 40 (tension appliquée 40 kV, filtration additionnelle 0.55 mm Al) est égale à 0.574 mm Al.

Reproduction de la qualité WAV 50 :

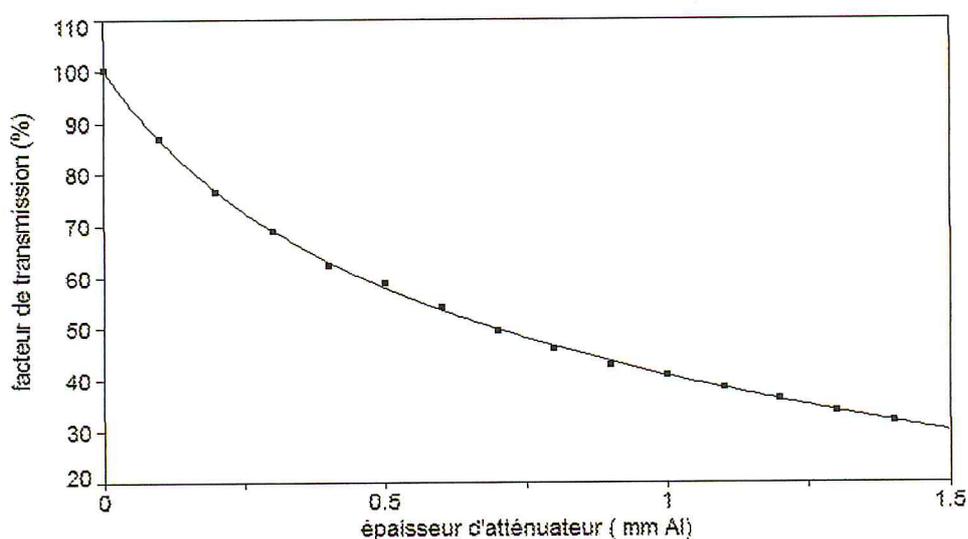


FIG.10. La courbe d'atténuation de WAV 50 pour une filtration additionnelle de 0.55 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAV 50 (tension appliquée 50 kV, filtration additionnelle 0.55 mm Al) est égale à 0.691 mm Al.

2. La série WAH :

Reproduction de la qualité WAH 20 :

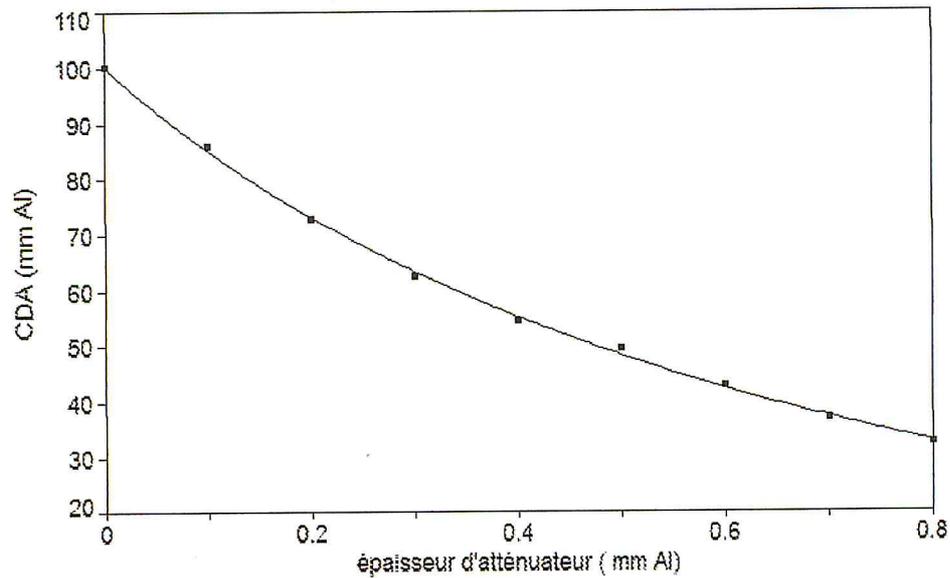


FIG.11. La courbe d'atténuation de WAH 20 pour une filtration additionnelle de 2.5 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 20 (tension appliquée 20 kV, filtration additionnelle 2.5 mm Al) est égale à 0.471 mm Al.

Reproduction de la qualité WAH 25 :

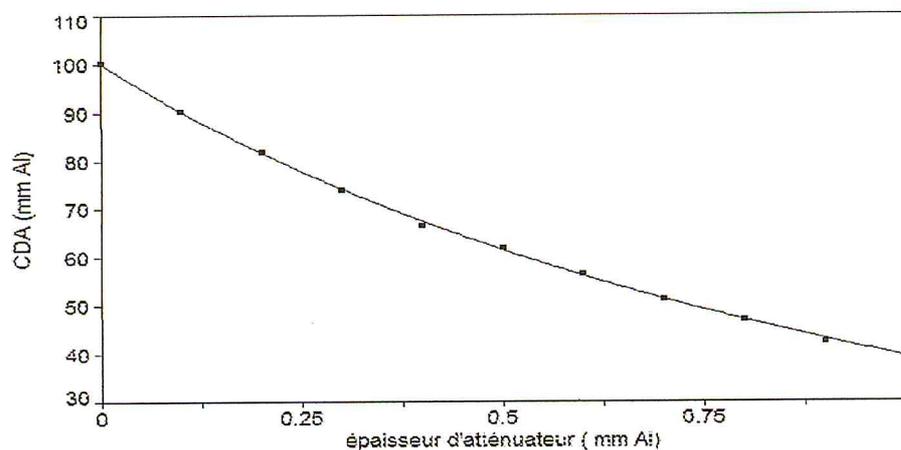


FIG.12. La courbe d'atténuation de WAH 25 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 25 (tension appliquée 25 kV, filtration additionnelle 3 mm Al) est égale à 0.724 mm Al.

Reproduction de la qualité WAH 28 :

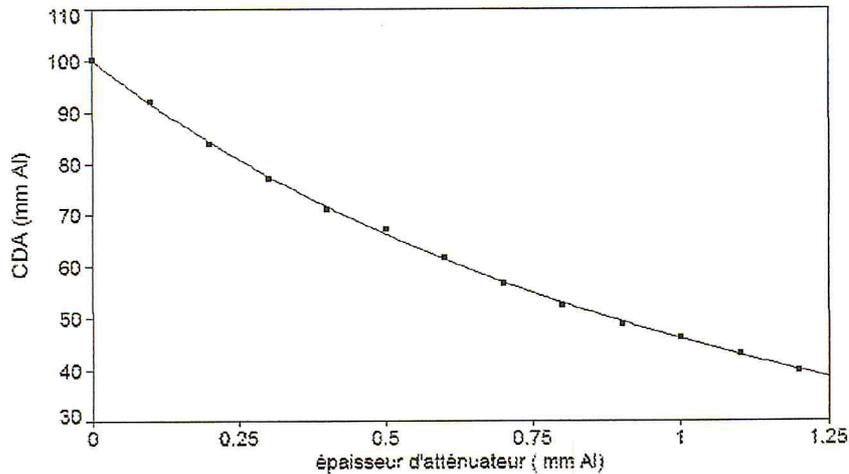


FIG.13. La courbe d'atténuation de WAH 28 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 28 (tension appliquée 28 kV, filtration additionnelle 3 mm Al) est égale à 0.875 mm Al.

Reproduction de la qualité WAH 30 :

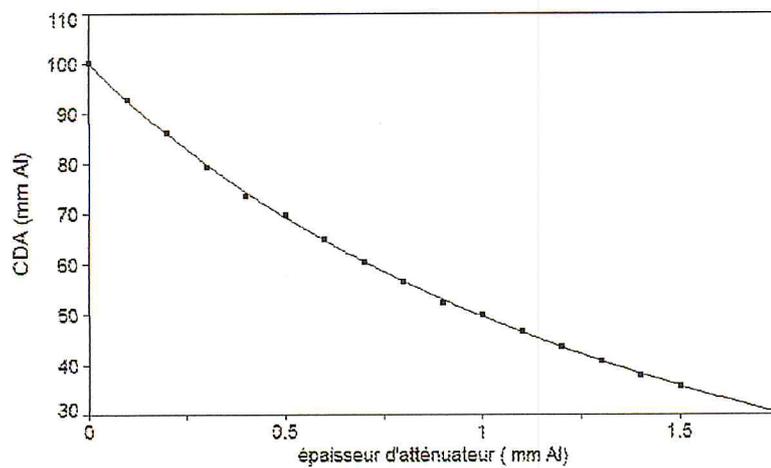


FIG.14. La courbe d'atténuation de WAH 30 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 30 (tension appliquée 30 kV, filtration additionnelle 3 mm Al) est égale à 0.981 mm Al.

Reproduction de la qualité WAH 35 :

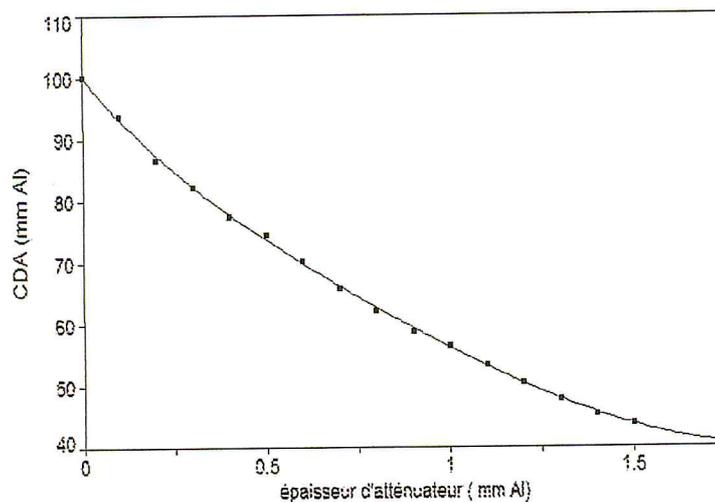


FIG.15. La courbe d'atténuation de WAH 35 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 35 (tension appliquée 35 kV, filtration additionnelle 3 mm Al) est égale à 1.221 mm Al.

Reproduction de la qualité WAH 40 :

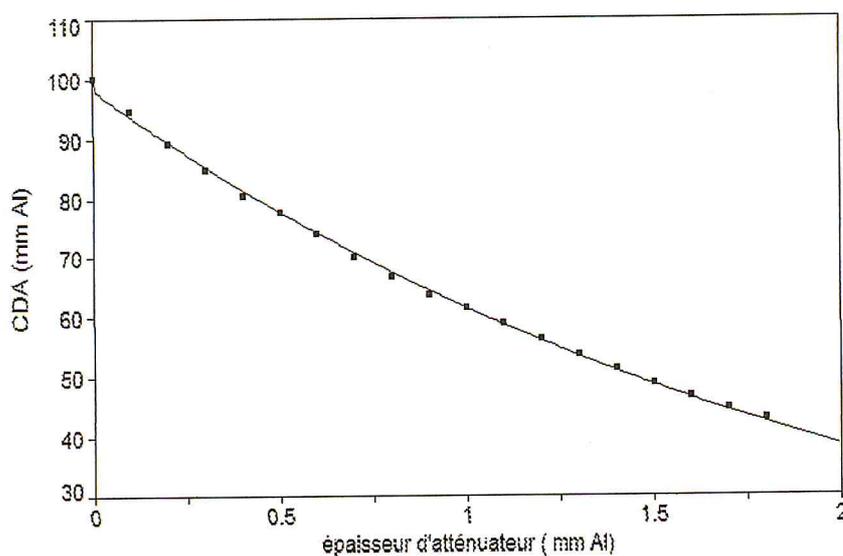


FIG.16. La courbe d'atténuation de WAH 40 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 40 (tension appliquée 40 kV, filtration additionnelle 3 mm Al) est égale à 1.447 mm Al.

Reproduction de la qualité WAH 50 :

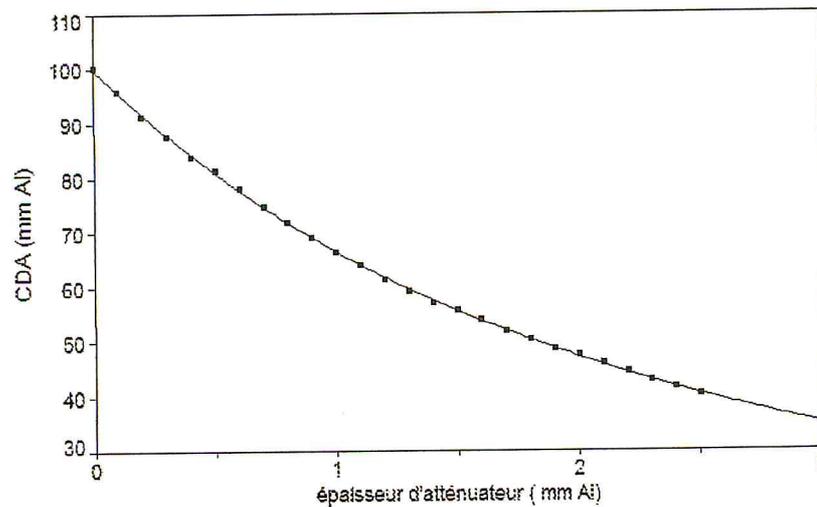


FIG.17. La courbe d'atténuation de WAH 50 pour une filtration additionnelle de 3 mm Al.

La CDA obtenue pour la qualité WAH 50 (tension appliquée 50 kV, filtration additionnelle 3 mm Al) est égale à 1.811 mm Al.

ANNEXE II:

Les facteurs de correction et de conversion

1. La correction de la densité d'air :

Le facteur de correction k_{TP} tient compte, dans le cas des chambres d'ionisation non étanches à l'air, de l'influence de la pression p et de la température T de l'air sur la densité de l'air dans le volume sensible de la chambre.

Dans le cas où la pression ou la température de l'air diffèrent des conditions de référence, la lecture du dosimètre doit être corrigée par le facteur k_{TP} ^[8,9,11] :

$$k_{TP} = \frac{T}{T_0} \frac{p_0}{p}$$

Les conditions de référence sont $T_0 = 293.15$ K et $p_0 = 1013.25$ hPa. la température est donnée en Kelvin (K). L'endroit de mesure de la température sera choisi le plus près possible du volume de la chambre. Le thermomètre et le baromètre utilisés pour ces mesures doivent être au bénéfice d'une vérification traçable à un étalon national ou international.

2. La correction de l'humidité de l'air :

Les facteurs d'étalonnages sont valables pour une humidité relative de 50 %. Cependant pour les mesures effectuées avec une humidité relative entre 20% et 80 % et une température entre 15°C et 25°C, la correction est faible (< 0.1 %) ^[10] et peut être négligée, c'est-à-dire :

$$K_f = 1$$

3. La correction de l'effet de polarité et de la recombinaison :

Dans le cas où le dosimètre est utilisé à la tension nominal et la polarité où il a été vérifié, la lecture ne doit pas être corrigée ^[10], c'est-à-dire :

$$k_{pol} = k_{rec} = 1$$

4. Le facteur de rétrodiffusion B_w :

Les valeurs de B_w de référence utilisées sont données pour des qualités de faisceaux et des conditions pratiques différentes à celles de notre application clinique (taille et forme du champ, DSS). Les valeurs de B_w sont déduites par interpolation linéaire en trois étapes : une interpolation pour la taille du champ, une interpolation pour la DSS puis une interpolation pour la qualité désirée.

DSS (cm)	d (cm)	CDA (mm Al)				
		0.3	0.4	0.5	0.6	0.8
50	1	1.027	1.033	1.035	1.038	1.042
	2	1.043	1.053	1.058	1.064	1.073
	3	1.049	1.062	1.070	1.078	1.093
	5	1.054	1.070	1.081	1.093	1.113
	10	1.057	1.076	1.091	1.106	1.134
	15	1.058	1.077	1.093	1.110	1.140
	20	1.058	1.077	1.094	1.110	1.142
100	1	1.028	1.034	1.036	1.038	1.042
	2	1.043	1.053	1.058	1.064	1.072
	3	1.050	1.063	1.070	1.078	1.092
	5	1.055	1.071	1.082	1.093	1.113
	10	1.058	1.077	1.091	1.106	1.134
	15	1.059	1.078	1.094	1.110	1.140
	20	1.059	1.078	1.095	1.111	1.143

Tab.1 : Les facteurs de rétrodiffusion du kerma d'eau dans un fantôme d'eau [12].

4.1. L'interpolation pour la taille du champ :

Les tailles des champs indiqués dans le Tab.1 sont des champs circulaires par contre ; on a utilisé des champs rectangulaires, donc, on doit déterminer le diamètre d'un champ circulaire équivalent au champ rectangulaire.

Soit un champ rectangulaire de taille $a \times b$ cm², le diamètre du champ équivalent est donné par :

$$d = 2 \sqrt{\frac{a \times b}{\pi}}$$

Exemple : Pour une taille du champ de 13×18 cm :

$$d = 2 \sqrt{\frac{13 \times 18}{\pi}} = 17.26 \text{ cm.}$$

Donc, on fait l'interpolation entre les tailles des champs 15 cm et 20 cm selon le tableau suivant :

DSS (cm)	d (cm)	CDA (mm Al)				
		0.3	0.4	0.5	0.6	0.8
50	17.26	1.058	1.077	1.093	1.110	1.141
100	17.26	1.059	1.078	1.094	1.110	1.141

Tab.2 : Les résultats d'interpolation de B_w pour la taille du champ 17.26 × 17.26 cm².

4.2. L'interpolation pour la DSS :

Vu que toutes les DSS utilisées sont limitées entre 50 et 100 cm, on interpole entre ces deux distances. Pour la détermination de la dépendance de la dose à la surface en fonction des kVs et les mAs

DSS (cm)	d (cm)	CDA (mm Al)				
		0.3	0.4	0.5	0.6	0.8
58	17.26	1.058	1.077	1.093	1.110	1.141

Tab.3 : Les résultats d'interpolation de B_w pour la DSS 58 cm.

4.3. L'interpolation pour la qualité :

On détermine le B_w pour les qualités désirées.

DSS (cm)	d (cm)	CDA (mm Al)						
		0.3	0.33	0.36	0.38	0.41	0.49	0.68
58	17.26	1.058	1.064	1.070	1.074	1.079	1.091	1.125

Tab.4 : Les résultats d'interpolation de B_w pour les qualités caractérisées.

Remarque : Avec la même procédure, on détermine tous les facteurs de rétrodiffusion besoins.

5. Le rapport des coefficients d'absorption énergétique :

Le rapport entre les coefficients massiques d'absorption moyens pour l'eau et l'air $[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$, il dépend de la qualité du rayonnement suivant le Tab ci-dessous^[AAPM] :

CDA (mm Al)	$[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$
0.3	1.035
0.4	1.031
0.5	1.028
0.6	1.026
0.8	1.022

Tab.5: La variation de $[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$ en fonction de la CDA^[12].

D'après ces rapports, on déduit par interpolation linéaire les rapports correspondants aux qualités cliniques utilisées comme les indique le tableau ci-dessous :

CDA (mm Al)	$[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$
0.3	1.035
0.33	1.034
0.36	1.033
0.38	1.032
0.41	1.031
0.49	1.028
0.68	1.024

Tab.6 : Les résultats d'interpolation de $[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}^{\text{eau}}]_{\text{air}}$ pour les qualités caractérisées.

6. Le facteur de correction P_{sup} :

Ce facteur tient compte la différence de l'effet de rayonnements diffusés par le support de la chambre d'ionisation entre le faisceau d'étalonnage et le faisceau

clinique à cause de la différence de la taille du champ. Si cette différence est inférieure à 50 %, ce facteur sera négligeable^[12].

$$P_{\text{sup}} = 1.$$

