



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : HADJOUT Asmaa Assia et GHENAMI Souheyla

**ETUDE ET REALISATION D'UN DETECTEUR
DE RAYONS X**

Soutenu le 03 juillet 2019 devant le Jury

M.	DJEBBARI A.	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme	ZIANI CHERIF S.	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M.	KERAI S.	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Dr	MEDJAHDI A	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen CHU Tlemcen	Invité
M.	BENREZKALLAH A	<i>LRSO</i>	BP	Invité

Année universitaire 2018-2019

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

*A mes très chers parents, mon cœur maman, source de
vie D'amour et d'affection*

*Pour leur patience illimitée, leur encouragement
continue, leur aide, en témoignage de mon profond
amour et respect pour leurs grands sacrifices.*

A toute ma famille, source d'espoir et de motivation

A tout mes amis, source de joie et de bonheur

Merci

Hadjout Asmaa Assia

Dédicace

A la lumière de mes jours

La source de mes efforts

La flamme de mon cœur

Ma vie et mon bonheur

Maman que j'adore

A l'homme de ma vie, mon exemple éternel, mon

Soutien moral et source de joie et de bonheur,

Celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir,

Mon père.

*D'émotion lors de la réalisation de ce travail.ils m'ont
chaleureusement supporté et encouragé tout au long de
mon parcours.*

*A ma famille, mes proches et ceux qui me donnent de
l'amour et de la vivacité.*

*A tous mes amis qui m'ont toujours encouragé, et à qui
je souhaite plus de succès.*

A tous ceux que j'aime

Merci

Ghenami Souhila

Remerciement

Nous remercions en premier lieu ALLAH tout puissant de nous avoir accordé la puissance et la volonté pour achever ce travail.

Nous adressons nos sincères remerciements à Monsieur le Professeur KERAI Salim pour son suivi, ses conseils judicieux et ses discussions qui nous ont beaucoup aidés au cours de nos recherches, nous vous remercions pour la gentillesse et la spontanéité avec lesquelles vous avez bien voulu diriger ce travail.

Nous tenons à remercier avec plus grande gratitude Monsieur DJEBAR A.I, de l'honneur qu'il nous fait d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire.

Nous remercions également Madame ZIANI CHERIF S., d'avoir accepté de se joindre à ce jury comme examinatrice.

Nos vifs remerciements au Dr MEDJAHDI A. Chef service de médecine nucléaire du CHU de Tlemcen pour son aide et son accueil ainsi Monsieur BENSNANE Physicien qui nous a expliqué le fonctionnement des différents équipements et dispositifs dans ce service.

Nous remercions Monsieur BENREZKALLAH Abdelnacer LRSO (Local Radiation Safety Officer) de l'intérêt qu'il a porté à notre travail et ses conseils précieux.

Nous tenons aussi à remercier Monsieur HAMOUDI Yousef, pour son professionnalisme et sa disponibilité et son aide technique.

Nos remerciements vont également à nos collègues, LABIDINE Ferouz, LAIREDJ Mebarka, BENFEDEL Rachida et à tous ceux et celles qui ont contribué de près ou de loin, par leurs conseils, leurs suggestions et par leurs encouragements, à la réalisation de ce travail.

Veillez, trouver dans ce modeste travail l'expression de notre haute considération, de notre sincère reconnaissance et de notre profond respect.

Sommaire :

Introduction générale :	1
-------------------------------	---

Chapitre I : application médical des RX

I.1 Introduction :	2
I.2. Les rayonnements ionisants :	2
I.2. 1. Définition de rayonnements ionisants :	3
I.2. 2. Les différents types de rayonnements:	3
I.2. 3. Les trois processus ionisants principaux:	3
I.2.4.Prédominance des effets :	4
I.2.5. Transfert linéique d'énergie (TLE) :	5
I.3. Effets biologiques des rayonnements ionisants:	6
I.3.1. L'effet direct :	6
I.3.2. Les effets indirects :	7
I.4. La veille technologique des RX :	8
I.4.1. les RX en imagerie :	8
I.4.2. les RX en radiothérapie:	8
I.4.2.1. Définition :	8
I.4.2.2. Les techniques de radiothérapie :	8
I.4.3. Principe de la radiothérapie :	10
I.5. La dosimétrie en radiothérapie externe :	11
I.5.1. Quelques grandeurs fondamentales en dosimétrie :	11
I.5.1. 1. Exposition :	11
I.5.1.2. Le Kerma :	11
I.5.1.3. La dose absorbée :	12
I.5.1.4. Le débit de dose absorbée :	12
I.5.1.5. L'équilibre électronique :	12
I.5.1. 6. L'unité moniteur (UM) :	13
I.5.2. Données dosimétriques de base :	14
I.5.3. Rapport tissu-fantôme :	14
I.5.4. Distribution spatiale de la dose en radiothérapie externe :	14
I.5.5.Le rendement en profondeur :	15

I.5.6. Le profil de dose :	16
----------------------------------	----

Chapitre 02 : contrôle de qualité et radioprotection

II.1.Introduction :	17
II.2Notion général sur la radioprotection :	17
II.2.1.Définition de la radioprotection :	17
II.2.2. L'objectif de la radioprotection :	18
II.2.3. les principes fondamentaux de radioprotection :	18
II.2.3.1. Justification :	18
II.2.3.2.Optimisation :	18
II.2.3.4.Responsabilité :	18
II.2.3.5. Substitution :	19
II.2.3.6. Participation :	19
II.2.3.7. Limitation individuelle des expositions :	19
II.3. Le PCR:.....	19
II.4. Contrôle de qualité en radiothérapie :	20
II.4.1. Intérêt de contrôle de qualité :	20
II.4.2.Etat des lieux sur la dosimétrie des faisceaux en radiothérapie :	20
II.4.3.Les systèmes de planification des traitements en radiothérapie :	21
II.4.4.Description des systèmes d'imagerie d'aide au positionnement :	21
II.4.4.1.Les systèmes kV embarqués :	21
II.4.4.2. Les systèmes kV périphériques :	21
II.4.4.3. Les systèmes MVCT :	21
II.4.4.1. Les systèmes MVCBCT :	21
II.5. Contrôle de qualité du scanner – simulateur :	21
II.6. Essais de constance des équipements à rayonnement X en radiologie de diagnostic :	22
Tableau 2 .1 :	23
II.7. Technologie et maintenance des appareils radiologiques :	23
II.7.1. Contrôle de l'image :	23
II.7.2. Contrôles dosimétrique :	23
II.7.3. Contrôles de maintenance :	23
II.8. Sécurité des traitements en radiothérapie externe :	24
II.8.1. Contrôles de sécurité et des faisceaux :	24

II.8.2. Contrôles mensuels :.....	24
II.8.2.1. Contrôles quotidiens :.....	24
II.8.2.1.1. Contrôle mécanique :.....	24
II.8.2.2. Contrôles trimestriels :.....	24
II.9. Conclusion :	25

Chapitre 03: Conception et réalisation du dispositif

III.1. Introduction :.....	26
III. 2. Capteurs de rayonnement ionisant :.....	26
III.2.1. Les détecteurs à gaz :.....	26
III. 2.1.1. Les chambres d'ionisation :.....	26
III. 2.2. Les détecteurs solides:.....	27
III.3. Conception et mise en œuvre des détecteurs :.....	29
III. 3.1. Détecteur utilisé-Photodiode BPW34 :.....	29
III. 3.2. Testeur de rayonnement à base de transistor bipolaire :	30
III. 3.3. Détecteur de rayonnement à base de transistor unipolaire :.....	32
III. 3.4. Détecteur à conversion courant tension CIV sans polarisation :	36
III. 3.5. Détecteur à conversion courant tension CIV avec polarisation :	40
III. 3.6. Détecteur à amplificateur de tension CVV :.....	43
III.4. Mesures des paramètres pertinents du rayonnement :	46
III.4.1. Paramètres à mesurer :	46
III.4.2. Utilisation de la Carte Arduino-uno:.....	46
III.5. Conclusion :.....	52
Conclusion générale :.....	53

Liste des figures

Figure 1.1:Les ondes électromagnétiques	3
Figure1. 2: Représentation schématique de l'effet photo-électrique	3
Figure1. 3:Représentation schématique de la diffusion Compton	4
Figure 1.4:Représentation schématique du phénomène de production de paires	4
Figure1. 5:Représentation de la prédominance des effets.	5
Figure1. 6: action direct.	6
Figure1. 7:action indirect.	6
Figure1. 8:Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.....	9
Figure 1.9:Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.....	10
Figure 1.10:L'équilibre électronique.	12
Figure1. 11: Schéma représentant les différentes distances entre le faisceau, le fantôme d'eau et le détecteur	13
Figure1. 12: Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons D'énergie nominale 6 MV et de taille de champ 10×10 cm ²	14
Figure1. 14:Profil de dose d'un champ de photons de 6 MV et de dimensions 10×10 cm ² mesuré dans l'eau selon l'axe médian crossplane a une profondeur de 10 cm et a une distance source surface de l'eau de 90 cm.	Erreur ! Signet non défini.
Figure3. 1: Principe d'un système scintillateur-photomultiplicateur	26
Figure3. 2: Photo du détecteur BPW34.....	28
Figure3. 3: Réponse spectrale de la photodiode BPW34	29
Figure 3.4: Schéma électrique de testeur sur Isis. D1 est notre photodiode BPW34.....	30
Figure3. 5: Circuit imprimé du testeur	30
Figure3. 6:Test avec différentes télécommandes	31
Figure3. 7:Schéma électrique de détecteur à base du TEC.	32
Figure3. 8:circuit imprimé de détecteur à base du TEC.....	33
Figure 3.9: Circuit réalisé à base de TEC et test.....	34
Figure3. 10: Circuit réalisé à base de TEC et test montrant une saturation du détecteur.	34
Figure 3.11:schéma électrique de CIV sans polarisation.	35
Figure3. 12: Circuit imprimé du CIV sans polarisation sur ARES.....	36
Figure1. 13:Circuit réalisé et test du CIV sans polarisation	36
Figure 3.14: Test du CIV sans polarisation avec lumière ambiante	37
Figure 3.15: Test du CIV sans polarisation à l'obscurité	37
Figure3. 16: schéma électrique de CIV avec polarisation.	38
Figure 3.17:Circuit imprimé de CIV avec polarisation.....	39
Figure 3.18:Test du CIV avec polarisation.....	39
Figure 3.19:Schéma électrique du détecteur CVV.	40
Figure3. 20:Circuit imprimé de détecteur CVV	41
Figure 3.21:test de circuit réalisé de détecteur CVV	42
Figure3. 22:Carte Arduino-uno	43
Figure3. 23:logiciel de programmation	44
Figure3. 24:Afficheur LCD.....	44
Figure3. 25:Schéma électrique de circuit de mesure	46
Figure3. 26:Validation du programme en utilisant deux signaux analogique et numérique	48

Abréviation

ALARA : As Low As Reasonably Achievable

PCR : **P**ersonne **C**ompétant en Radioprotection

ASN : Autorité de sûreté nucléaire

CT : Computed Tomography

CIPR : la commission internationale de radioprotection

IGRT : La radiothérapie guidée par l'image

IMRT : La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité.

IRSN : institut de radioprotection et sûreté nucléaire.

MLC : Collimateur Multi Lame

MVCBCT : Megavolt cone beam computerized tomography

MVCT : Megavolt Computed Tomography

PCR : **P**ersonne **c**ompétente en radioprotection

RCMI : la radiothérapie Conformationnelle avec modulation d'intensité

RI : rayonnement ionisant

SDD : Source detector distance de radioprotection

SSD : Source surface distance

TPS : Treatment Planning System

Introduction générale :

En Imagerie médicale et en radiothérapie, il est indispensable de connaître et de maîtriser la dose des rayons X administrée au patient. L'utilisation des dispositifs à rayons X mal calibrés peut entraîner une exposition involontaire du personnel et du patient à des doses supérieures à celles nécessaires à l'obtention de l'image diagnostique ou de l'effet thérapeutique. Par conséquent, la réglementation internationale relative aux rayonnements ionisants prévoit que tout appareil à rayons X doit faire l'objet d'un programme de contrôle de qualité.

Les différents organismes internationaux chargés de la réglementation relative à la radioprotection sont: AIEA, CIPR, EURATOM. A l'échelle nationale, la COMENA est chargée de toutes les procédures techniques et organisationnelles permettant d'assurer la radioprotection suivie par une Personne Compétente en Radioprotection (PCR).

La radioprotection repose sur le principe général de la précaution ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Elle s'appuie sur trois grands principes : justification, optimisation et limitation des doses de rayonnements. Les radiamètres sont principalement utilisés et les électromètres pour la mesure de débit de dose ($\mu\text{Sv/h}$) et les dose des rayons X.

L'objectif de ce projet de fin d'études est, d'une part, l'étude des différents équipements utilisés dans les services d'imagerie à rayons X et la radiothérapie et d'autre part, la réalisation d'un dispositif de mesure de l'intensité des rayons X à base d'une photodiode qui peut être remplacée par un photomultiplicateur.

Le mémoire est organisé en trois chapitres :

Dans le premier chapitre, nous avons synthétisé l'ensemble des techniques utilisant les rayons X soit en Imagerie ou en radiothérapie. Les différentes modalités de radiothérapie ont été expliquées tout en décrivant leurs principes de fonctionnement et les types de cancers ciblés. A la fin nous avons rappelé les différentes grandeurs physiques relatives aux rayons X.

Le deuxième chapitre est consacré à la présentation et la description de contrôle qualité et la radioprotection dans les différents équipements utilisant les rayons X.

Le dernier chapitre est dédié à la conception et l'étude pratique du dispositif basé sur plusieurs variantes de circuits d'amplification à base de transistors bipolaires, unipolaires et amplificateurs opérationnels. Nous avons utilisé une carte Arduino pour la mesure de l'intensité et la durée d'exposition des rayons X après une mise en forme du signal de sortie de l'amplificateur.

I.1. Introduction :

L'exposition de l'homme aux rayonnements ionisants présente des risques objectifs et un danger pour sa santé. Pourtant, les rayonnements ionisants sont très largement utilisés des fins médicales. Ils sont un moyen fondamental et absolument indispensable de notre médecine contemporaine.

Ils sont utiles pour le dépistage, le diagnostic et le traitement. Il est inconcevable de remettre en cause leur usage. Dans le cadre de la prise en charge d'un patient atteint d'un cancer, les deux principales indications de la radiothérapie externe sont:

1. L'indication curative dont l'objectif est de détruire toutes les cellules cancéreuses afin d'obtenir la guérison du cancer.
2. L'indication palliative dont le but est de freiner l'évolution tumorale ou de soulager le malade (par exemple dans le cas de douleurs dues à la présence de métastases osseuses).

Les traitements curatifs sont en général d'autant plus efficaces que la dose de rayonnement ionisant délivrée à la tumeur est élevée. Par contre, les tissus sains voisins de la tumeur doivent être protégés pour éviter des effets secondaires irréversibles. Dans cet objectif, de nouvelles modalités de traitement telles que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) ont été développées ces dernières années. Utilisant des faisceaux de photons X d'énergie comprise entre 4 et 25 MeV, ces techniques permettent d'adapter le volume d'irradiation à la tumeur et de protéger au mieux les organes à risque environnants.

Ces nouvelles modalités sont en particulier caractérisées par l'utilisation de champs d'irradiation de plus en plus petits (jusqu'à 0,4 cm de diamètre au minimum). Pour de tels faisceaux, la traçabilité « aux » étalons nationaux de la dose délivrée apparaît de plus en plus complexe. En effet, les détecteurs utilisés pour mesurer le débit de dose des faisceaux de traitement sont actuellement raccordés aux étalons nationaux dans des conditions de référence s'éloignant fortement des conditions de traitement à savoir,

Le développement de nouvelles modalités de traitement par radiothérapie s'accompagne d'une utilisation croissante de champs d'irradiation complexes obtenus par superposition de faisceaux de petite taille ayant de multiples angles d'incidence. Ces nouvelles conditions de traitement sont très différentes des conditions de référence sur lesquelles se basent les protocoles dosimétriques internationaux.

I.2. Les rayonnements ionisants :

I.2. 1. Définition de rayonnements ionisants :

La radioactivité est un phénomène physique, d'origine naturelle ou artificielle, correspondant à l'émission spontanée d'énergie sous forme d'un rayonnement (particulaire ou électromagnétique) par des noyaux dits instables.

Lors de leur interaction avec la matière, les rayonnements ionisants peuvent l'ioniser (enlever un ou plusieurs électrons à ses atomes).

Généralement, un radioélément émet plusieurs types de rayonnements ionisants à la fois (alpha α , beta β , gamma γ , X, neutronique, positon, électron,...).

Cette émission spontanée de rayonnement donne lieu à la formation de nouveaux atomes, eux même radioactifs. Cette chaîne de décroissance radioactive aboutit à la formation d'atomes stables (non radioactif).[3]

I.2. 2. Les différents types de rayonnements:

Les rayonnements se classent en deux catégories :

- les rayonnements directement ionisants, constitués par des particules chargées (Rayonnements α et β)
- les rayonnements indirectement ionisants : ce sont les rayonnements électromagnétiques (γ et X et les neutrons).

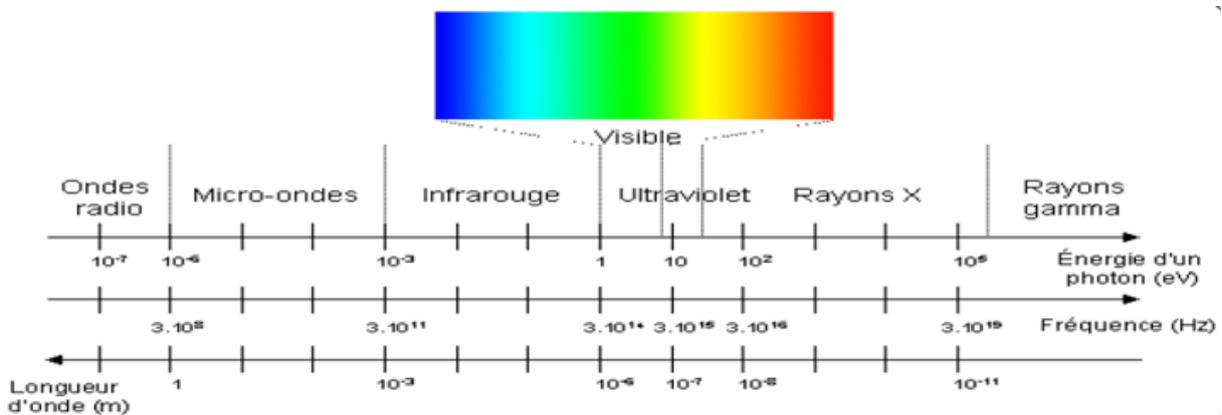


Figure 1.1: Les ondes électromagnétiques

I.2. 3. Les trois processus ionisants principaux:

I.2.3.1. L'effet photoélectrique :

Lors de l'interaction entre photons et un matériau (action de la lumière sur un matériau), des électrons sont éjectés du matériau lorsque des photons interagissent. Alors que L'effet photoélectrique est le principal effet existant.

La totalité de l'énergie du photon incident est transmise à l'électron périphérique en l'extrayant de son atome et en créant un atome ionisé.

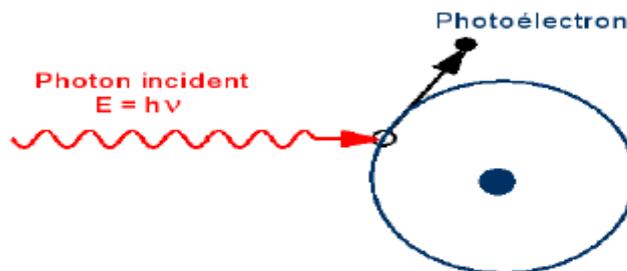


Figure 1.2: Représentation schématique de l'effet photo-électrique.

I.2.3.2. L'effet Compton :

L'effet Compton est réparti à l'allongement de la longueur d'onde et au changement de la direction de la trajectoire d'un photon dans la diffusion de celui-ci sur une particule de matière.

La variation de longueur d'onde donne par conséquent une variation d'énergie. Le photon perd son énergie, laquelle est entièrement distribuée à l'électron sur lequel la diffusion s'est faite.

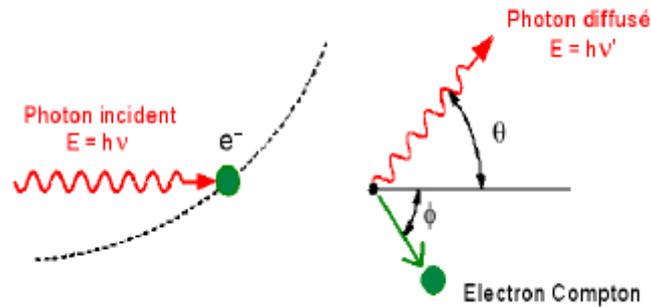


Figure 1.3: Représentation schématique de la diffusion Compton

I.2.3.3. L'effet matérialisation (création de pair):

L'énergie du photon incident est totalement matérialisée sous le modèle d'une paire électron-positron sous l'effet du champ électrique du noyau atomique. Ce processus est suivi d'une annihilation dans laquelle le positon et un électron s'annihilent mutuellement en générant un pair de photons de 511 KeV émis à 180° l'un de l'autre [16].

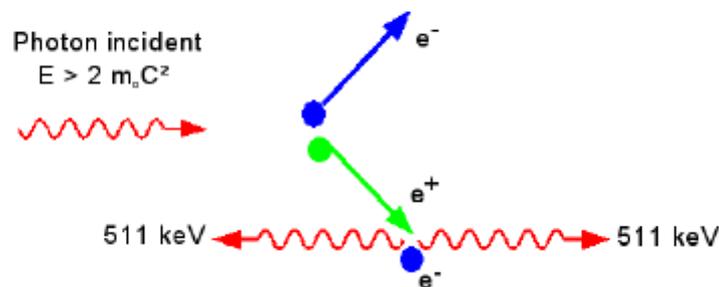


Figure 1.4: Représentation schématique du phénomène de production de paires

I.2.4. Prédominance des effets :

1. L'effet Photoélectrique prédomine aux basses énergies et au numéro atomique de l'atome élevé.
2. L'effet Compton prédomine aux moyennes énergies et au numéro atomique de l'atome faible.

3. L'effet de production de pair prédomine aux hautes énergies et au numéro atomique de l'atome élevé. [11].

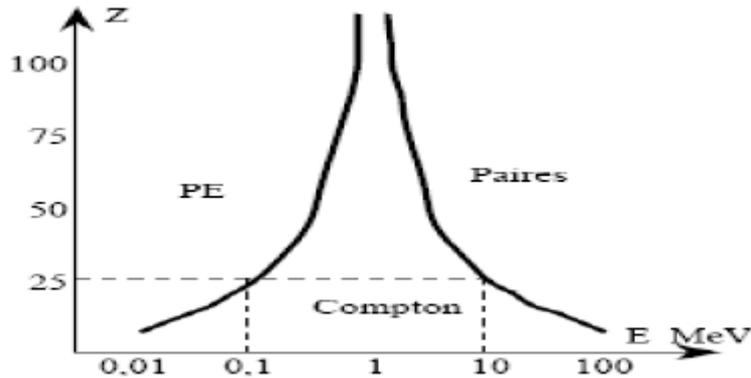


Figure 1.5: Représentation de la prédominance des effets.

1.2.5. Transfert linéique d'énergie (TLE) :

Le transfert linéique d'énergie est le produit de l'ionisation spécifique (IS/cm) et de l'énergie moyenne déposée par paire d'ions (eV/IS).

Il détermine en grande partie les résultats d'une exposition à des radiations. En général, des particules à TLE élevé (particules alpha, protons etc.) sont beaucoup plus dommageables que des particules à TLE faible (électrons, beta moins et beta plus).

Ce paramètre est défini en eV/cm, inversement proportionnel à l'énergie cinétique de la particule (à vitesse plus basse l'ionisation spécifique augmente), et il est proportionnel au carré de la charge.

$$\begin{aligned} \mathbf{TLE} &= \frac{dE}{dx} = \frac{dE}{dI} \times \frac{dI}{dx} \\ &= \mathbf{Is} \times \bar{w} \end{aligned} \quad (1)$$

1.3. Effets biologiques des rayonnements ionisants:

Le tissu biologique est principalement constitué de molécules d'eau (80%). On peut donc l'assimiler à une solution aqueuse. Lorsque les rayonnements parviennent sur le tissu il y aura des réactions de deux ordres. Des réactions impliquant les molécules d'eau ou celles du tissu, les ionisations créées par les rayonnements peuvent avoir une voie directe ou une voie indirecte [Figure 1.6 et 1.7].

I.3.1. L'effet direct :

Dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule : molécule ou structure intracellulaire de faibles dimensions (gènes, chromosomes, etc.). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou être excités à partir d'une interaction coulombienne, menant à une chaîne d'événements physiques et chimiques qui aboutissent à un dommage biologique. [14].

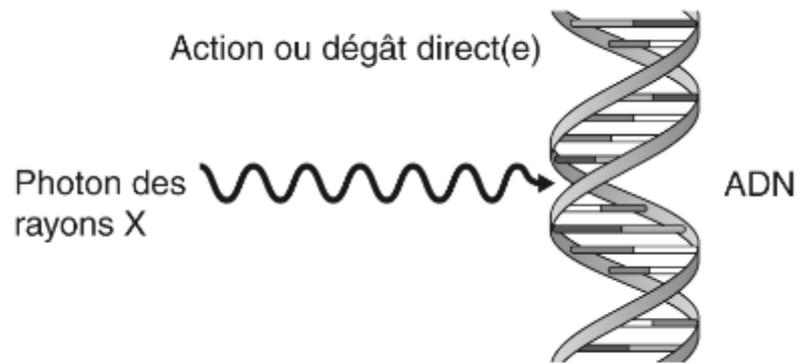


Figure 1.6: action direct.

I.3.2. Les effets indirects :

Proviennent principalement des ionisations des molécules d'eau que conduisent à la formation de radicaux libres spécifiques. Ces produits de la radiolyse de l'eau sont H° et OH° tous deux extrêmement réactifs, ils vont donc réagir à leur tour avec les molécules de la solution, entraînant leurs modifications chimiques. Ces réactions sont quasi immédiates après l'irradiation (6 s). [15]

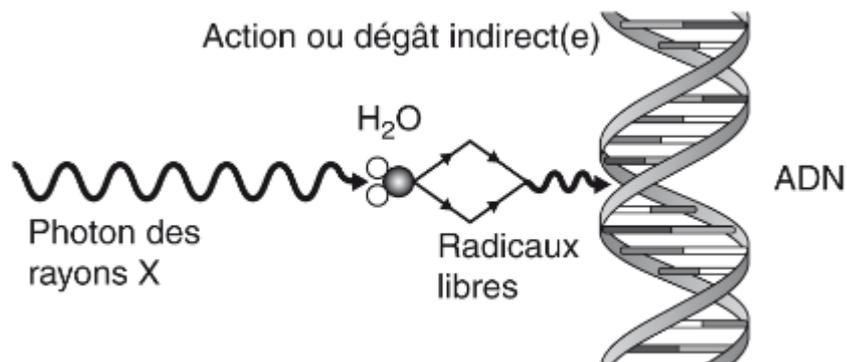


Figure 1.7: action indirect.

I.4. La veille technologique des RX :

I.4.1. les RX en imagerie :

L'imagerie médicale utilise plusieurs techniques de la radiologie à rayons X : mammographie, dentaire, thoracique... Pour ce mode d'imagerie, la radiographie numérique permet un traitement de l'image afin de l'améliorer (meilleure résolution spatiale, contraste. . .) avant l'impression du résultat final.

De plus, la qualité des images médicales a surtout une utilité au niveau diagnostique.

L'évaluation d'une image médicale ne comprend donc pas de critères artistiques mais des critères techniques. Dans la plupart des cas, il s'agit de trouver un compromis entre l'acquisition d'une image médicale de qualité et la santé et la sécurité du patient. Il est sûr qu'une meilleure image par rayons X peut être obtenue en augmentant la dose d'irradiation administrée au patient.

L'instauration d'une culture de sûreté radiologique est fondamentale afin de protéger, non seulement les travailleurs, mais également les patients et le public.

I.4.2. les RX en radiothérapie:

I.4.2.1. Définition :

La radiothérapie est l'un des trois traitements majeurs du cancer, à côtés de la chirurgie et de la chimiothérapie. La radiothérapie consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses.

C'est un traitement très efficace, réalisé soit à visée curative, pour guérir, soit à visée palliative pour soulager quand il n'y a plus espoir de guérison, soit à visée symptomatique, pour supprimer un symptôme. Elle a une place primordiale dans l'arsenal thérapeutique du cancer [1].

I.4.2.2. Les techniques de radiothérapie :

Elles ont toutes pour but de focaliser les rayons le plus précisément possible sur la tumeur et d'épargner au maximum les tissus sains :

I.4.2.2. 1. La radiothérapie conformationnelle 3D (CRT) :

Depuis ses premières applications, la radiothérapie a bénéficié de nombreuses évolutions technologiques dont les plus récentes, telles que la radiothérapie conformationnelle, sont mises en œuvre par les praticiens de CROM 95. Combinant les ressources de l'imagerie médicale 3D (IRM, TEP scanner) et de l'informatique, la radiothérapie conformationnelle permet de faire coïncider au mieux le volume irradié et le volume tumoral, en fonction des données anatomiques et cliniques, aidé par les images provenant du scanner, le radiothérapeute peut déterminer, grâce à un logiciel spécifique, l'angle et la forme du faisceau d'irradiation afin d'atteindre une cible de forme et de volume parfaitement définis. Cette « radiothérapie sur-mesure » permet d'appliquer une dose de rayons plus élevée là où elle sera le plus utile, tout en préservant au mieux les tissus et organes voisins des effets secondaires. Elle optimise les effets des radiations tout en limitant les risques de complications. Elle représente, de ce fait, une avancée importante de l'oncologie moderne.

I.4.2.2. 2. La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) :

Cette technique de radiothérapie localisée, qui permet de moduler l'intensité des faisceaux de radiations au cours de la séance, constitue un grand progrès technologique. Elle présente des avantages majeurs : la dose de rayons est concentrée sur le volume de la tumeur cancéreuse, épargnant ainsi les tissus et organes sains. En outre, grâce à l'IMRT, il devient plus facile de traiter des tumeurs de forme complexe. L'avantage pour le patient est double. D'une part, les effets secondaires de la radiothérapie sont moins importants et, d'autre part, le risque de récurrence de la tumeur est réduit.

I.4.2.2. 3. La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) :

Un dispositif radiologique est intégré à l'accélérateur de particules, ce qui permet de contrôler la position exacte de la zone à traiter d'une séance à l'autre.

Elle permet à des oncologues de prendre des images de la tumeur juste avant que le traitement soit administré et d'effectuer des réglages au traitement en conséquence.

I.4.2.2.4. La radiothérapie stéréotaxique :

C'est une technique de haute précision basée sur l'utilisation de microfaisceaux convergents permettant d'irradier à haute dose de très petits volumes. Elle est utilisée pour traiter certaines tumeurs cérébrales par exemple. Cette technique peut être réalisée soit à l'aide d'une machine dédiée (Gamma-knife) soit avec un accélérateur linéaire muni de cônes cylindriques de diamètre modulable.

I.4.2.2.5. La tomothérapie :

C'est une technique qui consiste à coupler un scanner et un accélérateur de particules miniaturisé qui tourne autour du patient en « spirale », durant que la table de radiologie se déplace longitudinalement .

L'appareil est aussi capable de faire varier son ouverture au cours de l'irradiation permettant une radiothérapie avec modulation d'intensité.

I.4.2.2.6. Cyberknife :

C'est un nouveau système radiochirurgie qui utilise la robotique pour traiter des tumeurs dans tout le corps .Elle consiste en un petit accélérateur linéaire, tenu par un robot capable de le déplacer dans toutes les directions possible.

Les faisceaux produits par cet appareil sont assez petits, mais ils peuvent être multipliés quasiment à l'infini et varier tous les angles de tir.

Cela permet de focaliser la dose d'irradiation en minimisant l'impact sur les tissus sains avoisinants .Cette technique permet de traiter des tumeurs de taille limitée.

I.4.2.2.7. la protonthérapie :

Alors que la très grande majorité des appareils de radiothérapie produisent des faisceaux de photons ou d'électrons, cette technique utilise un faisceau de protons. Le recours à des protons permet de diminuer la dose déposée dans les tissus traversés avant la tumeur, et de ne pas irradier les tissus situés derrière la tumeur. On les utilise pour traiter certaines tumeurs de l'œil et de la base du crâne notamment.

I.4.3. Principe de la radiothérapie :

Les protocoles de radiothérapie sont définis en fonction de plusieurs critères dont le type de tumeur, sa localisation, sa taille, son extension et son grade. Connaître la dose totale à appliquer ne suffit pas pour définir un traitement tel quel. Il faut également considérer la dose par fraction, le nombre de fractions (ou séances), et le nombre de fractions par jour ou semaine.

La séance de radiothérapie est de courte durée (quelques minutes) et n'est pas douloureuse. Au préalable, une séance dédiée au repérage de la zone à traiter est nécessaire. Celle-ci est plus longue. Elle peut durer 1 heure voire 2 heures. A cette occasion, le radiothérapeute effectue les calculs des doses nécessaires et va marquer sur la peau du patient les points importants à traiter. Enfin, il va établir la position du patient et la technique d'irradiation.

A chaque séance et comme pour tout médicament, une dose précise de rayonnement est délivrée. Les séances sont répétées à la fréquence établie par le protocole.

Pour réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires et indispensables :

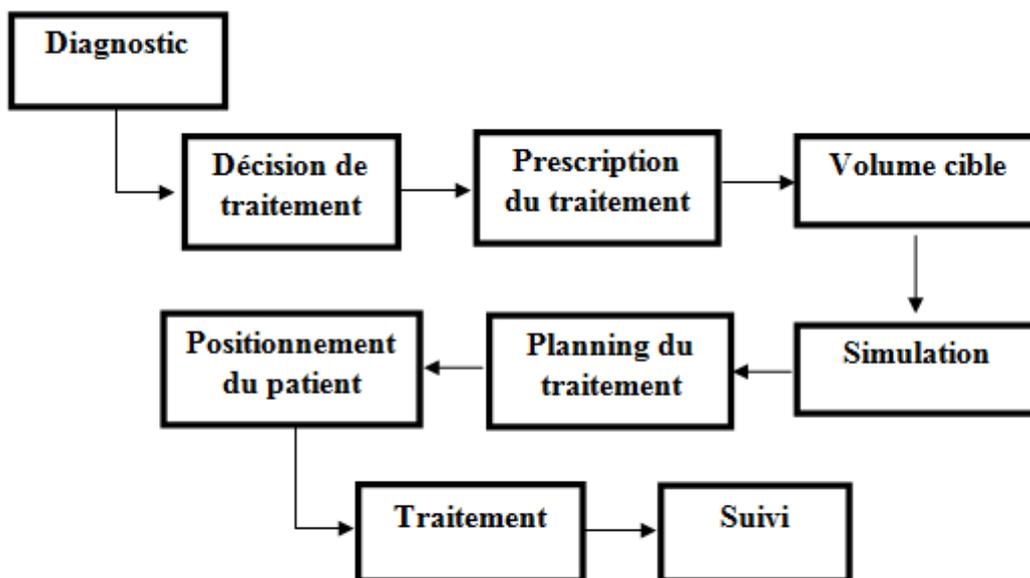


Figure 1.8: Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.

I.5. La dosimétrie en radiothérapie externe :

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements, absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traités et une maintenance des performances des mesures acceptables. [2]

I.5.1. Quelques grandeurs fondamentales en dosimétrie :

Les définitions évoquées sont celles des grandeurs qui représentent l'outil nécessaire pour corréler des mesures physiques aux effets des irradiations. Ce sont des grandeurs macroscopiques se rapportant aux effets dans un milieu, pouvant être utilisées pour prévoir les conséquences d'une irradiation [4].

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie sont : [3]

I.5.1. 1. Exposition :

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et γ .

Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (International Commission on Radiation Unité and Measurements) comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm . [5-7]

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (2)$$

L'unité S.I : C.kg⁻¹

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R)

1R = 2,58.10⁻⁴ C.kg⁻¹ [8].

Où ΔQ est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse Δm sont complètement arrêtés par l'air.

Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge ΔQ .

I.5.1.2. Le Kerma :

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron). Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes [9] [7]

1. La première est l'interaction des photons avec les atomes du milieu mettant ainsi les électrons en mouvement par les interactions de photons (effet photoélectrique, Compton, création de pair, etc...)
2. La deuxième étape concerne le transfert d'énergie qui se fait entre ces électrons de haute énergie et le milieu par excitations et ionisations.

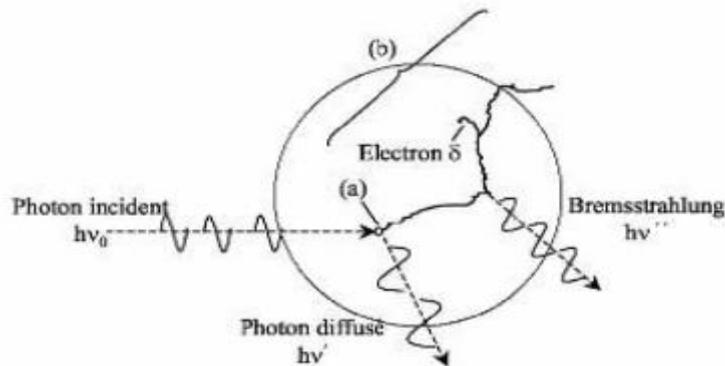


Figure 1.9: Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

I.5.1.3. La dose absorbée :

C'est une grandeur plus intéressante en radiothérapie et en radiobiologie.

La différence entre le Kerma et la dose absorbée peut être mise en évidence en remarquant que dans l'énergie transférée à l'électron une partie est déposée dans le milieu, l'autre est perdue sous forme de rayonnement de freinage [6].

La dose absorbée D est le quotient $\bar{d\varepsilon}$ par dm , où $\bar{d\varepsilon}$ est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière de masse dm :

$$D = \frac{\bar{d\varepsilon}}{dm} \quad (3)$$

Unité S.I. : $J. Kg^{-1}$ Le nom spécial de l'unité de dose absorbée est le gray (symbole : Gy)

$$1Gy = 1 J. Kg^{-1}$$

L'ancienne unité de dose absorbée (rad) a pour valeur correspondante : $1 rad = 10^{-2} J. Kg^{-1}$.

I.5.1.4. Le débit de dose absorbée :

Le débit de dose absorbée \dot{D} , est le quotient de dD par dt , où dD est l'incrément de dose absorbée pendant l'intervalle de temps dt correspondant :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (4)$$

Unité S.I : $J. Kg^{-1}. s^{-1}$

Le nom spécial, gray (Gy), peut être substitué au joule par kilogramme :

$$1Gy. s^{-1} = 1 J. Kg^{-1}. s^{-1}$$

L'ancienne unité de débit de dose absorbée, rad. s^{-1} , a pour valeur correspondante :

$$Rad. s^{-1} = 10^{-2} J. Kg^{-1}. s^{-1} [3-4-10,].$$

I.5.1.5. L'équilibre électronique :

Équilibre Électronique Dans la majorité des cas, seule une partie de l'énergie emportée par les électrons secondaires lors de l'interaction en point **O** d'un rayonnement ionisant avec un milieu matériel est effectivement absorbée dans l'élément de volume **dv** entourant le point **O**, le reste de l'énergie transférée est absorbé en dehors de l'élément de volume.

Dans ces conditions, il n'y a pas égalité entre dose absorbée et Kerma. Pour établir cette relation, il faut que l'énergie emportée par les électrons secondaires sortant de l'élément de volume considéré soit compensée par l'énergie déposée dans celui-ci par d'autres électrons secondaires produit dans des éléments voisins. Cette situation caractérise l'équilibre électronique. Afin que l'équilibre électronique soit réalisé, il faut que : La masse de mesure **dm** soit plongée dans une masse **M** beaucoup plus grande. Champ de rayonnement uniforme dans tous **M**. Le point de mesure est situé dans le matériau à une profondeur supérieur à la longueur des trajectoires électroniques. On définit **b** comme le quotient de la dose absorbée rapportée au kerma.

Lorsqu'un photon de haute énergie pénètre le milieu, **K** est max à la surface du matériau irradié, car la fluence des photons est grande à la surface, puis décroît en profondeur **z**. Ce processus va engendrer une croissance de la fluence des électrons secondaires, donc une augmentation de la dose absorbée **D** jusqu'à ce que la profondeur **z_{max}** de la dose maximum soit atteinte.

A ce niveau, une égalité de fluences est réalisée ; fluence des photons et fluence des électrons secondaires puis elles décroîtront en même temps. 3 régions de **b** sont définies :

1. $b < 1$: Augmentation de D et diminution de K.
2. $b = 1$: $D = K$ (équilibre électronique, fluence des photons=fluence des électrons secondaires).
3. $b > 1$: Diminution de D et K parallèlement. La variation du Kerma et de la Dose absorbée en fonction de la profondeur z est représentée par cette courbe.

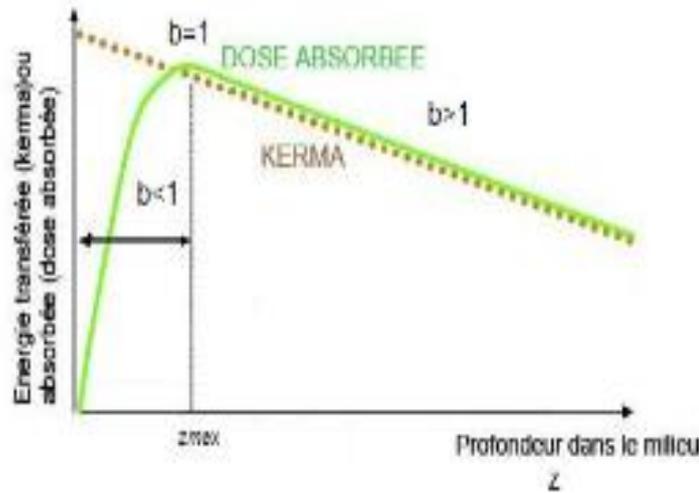


Figure 1.10: L'équilibre électronique.

I.5.1. 6. L'unité moniteur (UM) :

En radiothérapie externe, l'accélérateur de particules délivre la dose au patient sous forme D'Unité Moniteur (UM). A l'origine, l'accélérateur de particules a été réglé pour délivrer une certaine dose dans des conditions de référence.

1 UM = 1 cGy pour un champ d' irradiation $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une distance source/détecteur de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose [11].

I.5.2. Données dosimétriques de base :

La mesure d'un certain nombre de données de bases est nécessaire, pour caractériser un faisceau de radiothérapie externe. Donc il s'agit, d'une part des mesures absolues, et d'autre part des mesures relatives.

Les tissus humains étant composés majoritairement d'eau, les données dosimétriques de base pour les faisceaux de photons de haute énergie sont généralement mesurées dans un fantôme d'eau.

1. **SSD** Source surface distance (distance source-surface) est la distance entre la source et la surface de l'eau. Aussi appelé DSP (Distance Source Peau).
2. **z** est la profondeur du point de mesure dans l'eau,
3. **SDD** Source detector distance (distance source-détecteur) est la distance entre la source et le point de mesure sur l'axe central du faisceau dans l'eau.

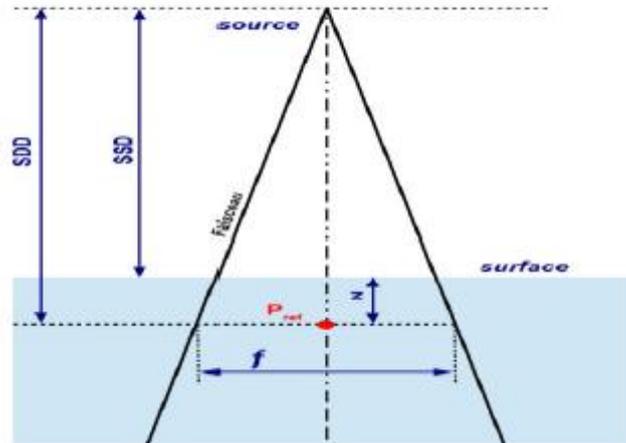


Figure 2.11: Schéma représentant les différentes distances entre le faisceau, le fantôme d'eau et le détecteur.

I.5.3. Rapport tissu-fantôme :

Le rapport tissu-fantôme TPR (z_2, z_1) est défini comme le rapport entre la dose absorbée dans l'eau sur l'axe à la profondeur z_2 (en cm) et la dose absorbée dans l'eau à la profondeur z_1 (en cm) avec une SDD constante.

Le rapport tissu-maximum (TMR) est un cas particulier du TPR où la profondeur de référence z_1 correspond à la profondeur du maximum de dose.

I.5.4. Distribution spatiale de la dose en radiothérapie externe :

Le but de la radiothérapie externe est d'utiliser les rayonnements ionisants afin de traiter une lésion. En réalité, le faisceau se modifie au cours de sa progression dans la matière ; il est donc nécessaire de déterminer la dose déposée en surface par rapport à celle déposée en profondeur en fonction du volume utile pour l'irradiation.

Il faudra donc évaluer :

1. Le rendement de dépôt d'énergie selon l'axe du faisceau (rendement en profondeur)
2. Le rendement de dépôt d'énergie dans un plan passant par l'axe du faisceau afin d'apprécier sa diffusion (profil de dose)
3. Le rendement en volume qui découle du précédent par symétrie

Il faudra optimiser le rendement en profondeur pour traiter la tumeur plutôt que les tissus sains autour [11].

I.5.5. Le rendement en profondeur :

La courbe montrée dans la figure 1.12 donnant la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau d'irradiation à une distance source-surface du fantôme fixe, est appelée courbe de rendement en profondeur : PDD(z).

La distance source-surface du fantôme est constante et la distance source détecteur varie avec la profondeur du point de mesure ; ces courbes sont normalisées au point du maximum de dose. Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose (profondeur de l'équilibre électronique): Z_{max} [12-13].

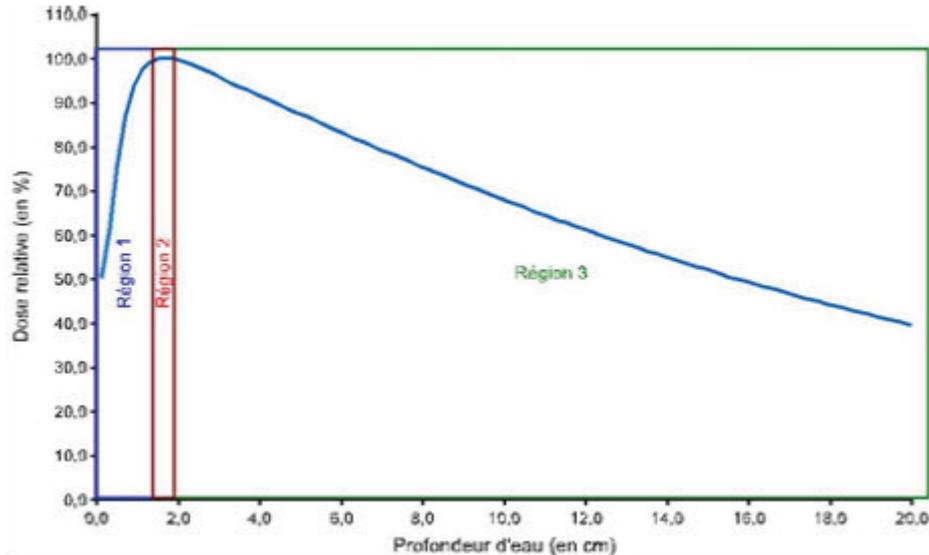


Figure 3.12: Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons D'énergie nominale 6 MeV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Région 1 : accroissement de la dose ou buildup.

Région 2 : maximum de dose.

Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : L'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu [14].

I.5.6. Le profil de dose :

I.5.6.1. Définition :

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau.

Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ (Appelées implane et crossplane selon les mâchoires Y et X respectivement) et suivant les diagonales, à différentes profondeurs.

Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure.

I.5.6.2. Caractéristiques :

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes :

1. Un plateau (zone homogène et symétrique).
2. Une zone de décroissance (pénombre physique).
3. Une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation.

La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ.

La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau.

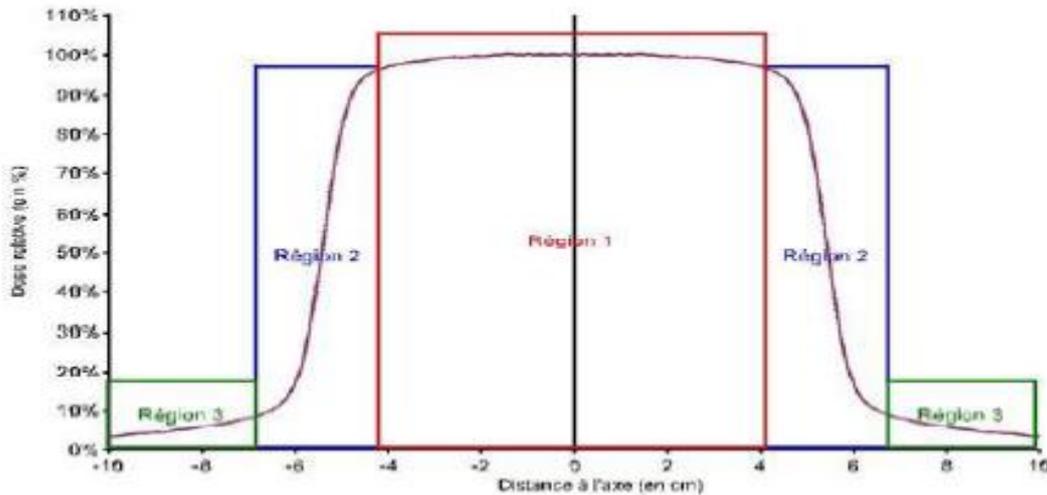


Figure 4.13: Profil de dose d'un champ de photons de 6 MeV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ mesuré dans l'eau selon l'axe médian crossplane à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90 cm.

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ.

Région 2 : pénombre physique du champ.

Région 3 : ombre du champ.

La zone homogène et symétrique du champ est obtenue par l'effet du cône égalisateur. Les dimensions de cette zone doivent correspondre à celles du volume cible si on veut une répartition de dose homogène dans la cible.

La zone de pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La dose décroît quand on s'écarte de l'axe du faisceau. Cette variation est due notamment, à l'augmentation de la distance à la source et à la rupture de l'équilibre électronique latéral.

II.1.Introduction :

L'exposition médicale est la cause principale de l'exposition humaine d'origine artificielle. Elle correspond à l'ensemble des actes de radiodiagnostic, de radiothérapie et de médecine nucléaire.

L'assurance de la qualité en radiothérapie concerne l'organisation, la prise en charge, le suivi des patients, la répartition des responsabilités, la formation, la gestion des équipements.

Le développement des techniques innovantes de radiothérapie et des équipements de radiothérapie auxquels elles sont associées nécessite une adaptation des concepts d'assurance de la qualité et du contrôle de qualité tels qu'ils sont pratiqués depuis ces 30 dernières années.

Un nouveau paradigme et de nouvelles méthodes issues de l'industrie se développent, incluant la sécurité du patient et la qualité des soins dans une approche plus globale de l'assurance de qualité et du contrôle de qualité.

Le rôle prépondérant pris par l'imagerie de contrôle impose la mise en place d'un programme de contrôle qualité exigeant pour le suivi des performances de ces Équipements. Ces tests doivent permettre de contrôler les performances en termes de mécanique, de géométrie, de qualité image et de dose.

II.2Notion général sur la radioprotection :

II.2.1.Définition de la radioprotection :

La radioprotection peut définir comme « l'ensemble des surveillances visant à empêcher ou à réduire les effets nocifs des rayonnements ionisants produits sur les personnes directement ou indirectement, y compris par les atteintes portées à l'environnement ».

Les structures et établissements de santé veillent à la prise de toutes les mesures applicables pour réduire, autant que possible, la probabilité d'expositions médicales aux rayonnements ionisants inappropriées, involontaires ou accidentelles dues à des défauts de conception ou dysfonctionnement des équipements, à des erreurs humaines ou liées à des systèmes informatiques.

Toutefois, en cas de survenance, la structure où l'établissement de santé fait procéder à une investigation et prend toute mesure corrective éventuelle.

Plusieurs commentaires et remarques sont nécessaires pour comprendre sereinement la notion de radioprotection.

D'une part, la vie est apparue sur terre en présence d'un niveau d'irradiation bien supérieur au niveau actuel puisque les rayonnements ionisants font partie de l'univers et que l'on sait que l'irradiation naturelle diminue régulièrement depuis la création de l'univers. Les rayonnements ionisants ne sont donc pas incompatibles avec la vie ni avec la santé des êtres vivants.

D'autre part, la découverte des rayonnements ionisants est récente (fin de XIX^e siècle) leur utilisation médicale fut quasi immédiate. Les premiers accidents apparurent rapidement après des manipulations ou des expositions sans précaution.

Ainsi, la communauté scientifique prit rapidement conscience du besoin de se protéger contre ces rayonnements ionisants. La radioprotection était née, mais elle ne concernait au début que les travailleurs exposés aux rayonnements ionisants. L'objectif était de garantir que le risque de l'exposition soit acceptable en regard des autres risques professionnels et des risques acceptés par chaque individu dans la vie courante.

Le développement de l'énergie nucléaire civile a ensuite élargi le champ de la radioprotection, puisque le grand public (travailleur ou malade) s'est trouvé exposé au risque des rayonnements ionisants.

Pour la commission internationale de radioprotection (CIPR), la radioprotection consiste à assurer un niveau de protection adéquat pour l'homme, sans pénaliser indûment les pratiques bénéfiques qui exposent aux rayonnements ionisants.[23]

II.2.2. L'objectif de la radioprotection :

L'institut de radioprotection et sûreté nucléaire (IRSN) précise que « ...dans le domaine médical, l'objectif de la radioprotection est de faire en sorte que les expositions soient réduites autant que possible, tout en conservant l'efficacité du diagnostic et du traitement.

Au regard de tels enjeux, les solutions passent autant par des évolutions réglementaires que par un effort en matière de connaissances pratique et théoriques ».

II.2.3. les principes fondamentaux de radioprotection :

La radioprotection s'appuie sur une série de principes complémentaires et non contradictoires. Il s'agit du principe de :

II.2.3.1. Justification :

Il a été conçu pour la radioprotection des patients, il repose sur le constat que, les avantages des utilisations des rayonnements ionisants sont plus grand que les risques engendrés par l'exposition.

II.2.3.2.Optimisation :

Le principe d'optimisation est l'application du principe ALARA, énoncé par la CIPR en 1990 :
« Maintenir le niveau des expositions individuelles et le nombre de personnes exposées aussi bas qu'il est raisonnablement possible compte tenu des considérations économiques et sociales ».

II.2.3.3. Le principe ALARA :

C'est une approche pragmatique de la radioprotection qui tient compte du rapport coûts/ efficacité. La mise en œuvre efficace de ce principe reste basée sur l'information et l'implication de tous les acteurs de la santé, concernés par l'utilisation des rayonnements ionisants.

Un réseau européen ALARA a d'ailleurs été créé par la commission européenne en 1996 dans le but d'améliorer la protection des travailleurs contre les rayonnements ionisants.

II.2.3.4.Responsabilité :

Le principe de responsabilité dispose que la responsabilité des activités irradiantes incombe en première ligne à ceux qui les entreprennent ou les exercent. « Toute exposition à des fins médicales est effectuée sous la responsabilité médicale d'un praticien ».

Tout acte irradiant doit donc être réalisé sous la responsabilité d'un médecin habilité à utiliser les rayonnements ionisants. Il peut s'agir d'un radiologue, d'un médecin scintigraphe, d'un radiothérapeute ou d'un médecin d'une autre discipline qui a suivi une formation en radioprotection des patients.

II.2.3.5. Substitution :

Pour limiter l'exposition des patients aux rayonnements ionisants utilisés à des fins médicales. Il convient de remplacer, chaque fois que cela est possible, un examen irradiant par une technique non irradiante (échographie ou IRM) ou une technique moins irradiante.

II.2.3.6. Participation :

« La meilleure façon de traiter les questions d'environnement est d'assurer la participation de tous les citoyens ».

Il s'agit donc d'un principe de participation et d'information. Il est fondamental d'informer la population sur les risques liés à l'environnement et aux activités dangereuses (dont les applications médicales des rayonnements ionisants).

II.2.3.7. Limitation individuelle des expositions :

La limitation individuelle des expositions signifie qu'il est interdit de dépasser les niveaux de dose définis par la réglementation. Le dépassement des limites réglementaires d'exposition constitue une infraction.

La limitation individuelle des expositions s'applique à l'exposition totale d'un individu résultant de l'ensemble des sources prises en compte dans le système de protection radiologique relatif aux pratiques.

II.3. Le PCR:

Le décret n°2003-296 du 31 mars relatif à la protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants JORF du 2 avril 2003 (dit « décret travailleurs »), transcrit dans le code du travail, impose la présence d'une personne compétente en radioprotection (PCR) dans tous les établissements où exerce du personnel salarié utilisant des rayonnements ionisants.

Les fonctions de la PCR ne concernent que la radioprotection des travailleurs et du public et non la radioprotection des patients.

Le rôle de la PCR est de s'assurer que les matériels, les procédés et l'organisation du travail, sont conçus de telle sorte que les expositions professionnelles individuelles et collectives aux rayonnements ionisants soient maintenues aussi basses qu'il est raisonnablement possible en dessous des limites réglementaires.

La nomination de la PCR doit être officialisée par une note d'information diffusée dans les services, au délégué du personnel et au service de médecine du travail.

La personne compétente en radioprotection doit avoir bénéficié d'une formation spécifique délivrée par un organisme certifié.

La PCR peut être un médecin (radiologue, médecin du travail), un cadre de santé, un manipulateur ou toute autre fonction ayant satisfait à la formation.

Par exemple, l'ingénieur biomédical remplit la fonction de PCR dans certains établissements.

La PCR n'est pas obligatoirement une personne de l'établissement. Il est toléré que la fonction de PCR soit sous-traitée. [23]

II.4. Contrôle de qualité en radiothérapie :

II.4.1. Intérêt de contrôle de qualité :

Le contrôle de qualité des appareils est nécessaire dans un programme complet d'assurance qualité en radiothérapie. Il s'agit essentiellement d'une évaluation permanente des caractéristiques de leurs performances fonctionnelles. En effet, à la fin du processus de radiothérapie, ces caractéristiques influent directement sur la précision de la géométrie et de la dose délivrée aux patients. Les performances fonctionnelles des appareils de radiothérapie peuvent évoluer lentement dans le temps du fait du vieillissement et de la détérioration des composants ou peuvent changer soudainement à cause de dysfonctions électroniques, de la rupture d'un composant ou d'une partie de la mécanique. De ce fait, Les mesures d'assurance qualité doivent être effectuées périodiquement sur tous les appareils.

Les contrôles sont à effectuer en trois étapes :

1. Dans un premier temps, lors de la réception, de l'installation et avant la mise en service. Ils permettront de vérifier si l'équipement considéré répond aux normes en vigueur au moment de la livraison. De plus, les résultats seront conservés et serviront de valeur de base pour les contrôles routiniers de performance.
2. Dans un deuxième temps, les contrôles réguliers seront effectués à des intervalles définis à l'avance dans le programme d'assurance qualité, conformément aux règles et recommandations en vigueur.
3. Enfin, des contrôles doivent avoir lieu après chaque intervention de maintenance et/ou réparation effectuée par un des techniciens du fabricant, fournisseur ou son représentant, Ces derniers ne concernent cependant que la partie sur laquelle porte l'intervention. Si toutefois l'intervention implique un des organes responsables de la production des faisceaux, les caractéristiques des faisceaux seront vérifiées et de nouvelles valeurs de base seront déterminées.

Ce programme d'assurance qualité devrait être basé sur les standards établis lors de la réception et de la recette approfondie de l'appareil avant sa mise en service pour une utilisation clinique. Une fois les standards établis, les protocoles des tests périodiques à effectuer dans le cadre du programme d'assurance qualité peuvent être développés et basés sur ces valeurs de référence. Lors de l'élaboration de ces tests, il est important de considérer des techniques de mesures simples, rapides et reproductibles.

Les procédures de test doivent être capables d'identifier une variation d'un paramètre inférieure à la valeur de tolérance définie lors de la recette. Il faut insister également sur le fait que ces contrôles et tolérances appliqués aux appareils constitutifs de la chaîne de traitement sont liés. Il est par conséquent inutile de contrôler 10 fois par mois un des éléments de cette chaîne si l'élément suivant ne l'est jamais. De plus, il est sous-entendu que tout système de mesure utilisé pour effectuer ces tests doit lui-même être contrôlé régulièrement et en parfait état de fonctionnement.

II.4.2. Etat des lieux sur la dosimétrie des faisceaux en radiothérapie :

Les données nécessaires à la caractérisation des faisceaux conventionnels de radiothérapie (à l'exception du Gamma Knife) :

- le débit de référence dans un « grand champ ».
- les facteurs d'ouverture du collimateur (ou facteurs de diffusé) pour les différentes tailles de champs.
- les rendements en profondeur ou les rapports tissu-maximum pour différentes tailles de champs.
- les profils de dose de champs carrés (un grand champ et/ou plusieurs tailles de champs) à une ou à plusieurs profondeurs.

Les conditions précises d'acquisition de ces données (tailles des champs, distances à la source, profondeurs de mesure) dépendent du système de planification des traitements (TPS) et de l'algorithme de calcul utilisés. En radiothérapie les TPS sont souvent déterminés par l'appareillage d'irradiation. En plus de ces données de base, des mesures complémentaires, différentes, sont indispensables pour valider les calculs du TPS. [19]

II.4.3. Les systèmes de planification des traitements en radiothérapie :

Le Système de Planification des Traitements ou TPS (Treatment Planning System) est le choix des paramètres à régler les appareils de traitement par radiothérapie. Cette plate-forme logicielle assiste le médecin dans l'ajustement de ces paramètres.

Les paramètres de traitement sont à la fois géométriques (nombre, position et incidence des faisceaux, puis taille et orientation des champs) et dosimétriques (modulation de l'intensité du faisceau et temps de traitement). Les paramètres géométriques vont dépendre de la forme du volume à traiter et de sa position vis-à-vis des organes à risques. Les paramètres dosimétriques vont, pour leur part, dépendre de l'épaisseur et de la densité des tissus à traverser.

En simulant les traitements, les TPS permettent également de vérifier que les objectifs fixes en termes d'irradiation du volume cible et de protection des organes à risque sont respectés.

II.4.4. Description des systèmes d'imagerie d'aide au positionnement :

Les systèmes d'imagerie à rayons X d'aide au repositionnement en radiothérapie externe sont installés dans les salles de traitement. Il est possible de distinguer six types d'équipements

II.4.4.1. Les systèmes kV embarqués :

Ils correspondent aux dispositifs directement montés sur l'appareil de traitement dans l'axe perpendiculaire à l'axe du faisceau de traitement des accélérateurs conventionnels (X-Ray Volume Imaging, Elekta et On Board Imager, Varian).

II.4.4.2. Les systèmes kV périphériques :

Les systèmes périphériques correspondent aux dispositifs d'imagerie kV indépendants de la machine, par opposition aux systèmes embarqués. Ils comportent deux couples tube à rayons X/détecteur plan associé, installés au sol et au plafond. Ces dispositifs permettent l'acquisition d'images kV planaires avant la séance pour vérifier le positionnement du patient, mais également en cours de séance pour suivre ce positionnement en cours d'irradiation (Accuray et BrainLAB).

II.4.4.3. Les systèmes MVCT :

Le système d'imagerie MVCT présente l'avantage d'utiliser la même géométrie que le faisceau de traitement, ce qui assure un alignement identique des faisceaux.

Alors que la haute énergie réduit le contraste dans la gamme de densités habituellement rencontrées, elle permet de limiter les artefacts en présence de matériaux à Z élevée tels que les prothèses de hanche.

L'utilisation des images MVCT permet également une nouvelle planification des traitements (Tomotherapy/Accuray).

II.4.4.1. Les systèmes MVBCT :

Le système d'imagerie Optique de Siemens, associé à l'accélérateur Artiste, alors que les systèmes embarqués sont installés perpendiculairement à l'axe du faisceau de traitement, cet équipement est installé dans la même direction que l'axe du faisceau de traitement (Siemens). [17]

II.5. Contrôle de qualité du scanner – simulateur :

Le scanner est l'élément de base de la simulation virtuelle. C'est l'outil qui va reconstruire le volume du patient à explorer et de ses performances dépendent la qualité et la précision de la simulation.

Il est ainsi nécessaire de l'intégrer dans le contrôle de qualité global de la simulation virtuelle. La décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes. Ces documents concernent la définition et la mesure des paramètres physiques qui sont :

1. Le bruit
2. La résolution spatiale
3. La détectabilité à bas contraste
4. L'uniformité
5. La linéarité et l'échelle de contraste
6. La largeur de coupe
7. La mesure de la dose

Les contrôles proposés par la décision du 22 novembre 2007 sont un ensemble de contrôles de qualité de base en termes d'exhaustivité et de fréquence. Il faut noter que le contrôle interne ne porte que sur le bruit, l'uniformité et le nombre CT de l'eau. Il revient à l'utilisateur sur un scanner dédié à la simulation de se fixer d'autres règles plus strictes pour être en phase avec les exigences de précision que demande la quantification des tissus et le repérage précis des isocentres.

Le contrôle qualité des appareils de rayonnement X a des fins de diagnostic médical, l'utilisation d'appareils mal réglés ou mal entretenus peut, en effet, entraîner une exposition involontaire du personnel et du patient à des doses supérieures à celles nécessaires à l'obtention de l'image diagnostique. Par conséquent, la réglementation belge et internationale relative aux rayonnements ionisants prévoit que tout appareil à rayonnement X utilisé à des fins de diagnostic médical doit faire l'objet d'un contrôle périodique de sa qualité. [18]

II.6. Essais de constance des équipements à rayonnement X en radiologie de diagnostic :

Ils ont utilisé des fantômes lors des mesures de contrôle de qualité. Ces fantômes comportent de nombreuses structures dont le rôle est de simuler des détails importants de l'image, et ainsi pour les caractéristiques de la qualité de l'image.

L'utilisation d'un fantôme au cours d'un essai de constance permet donc à l'utilisateur de s'assurer qu'une image radiologique de bonne qualité peut être obtenue avec une exposition aux rayons X limitée.

Le tableau ci-dessous montre des exemples des références de commande qui signifient au produit spécifiques (fantômes) illustrés par leur application

Référence de commande	Produit	Application
T40016	Fantôme –corps TDM	Cylindre en acrylique comporte un orifice en son centre et quatre orifices périphériques pour accueillir la chambre d'ionisation .includ 4 bouchons, conçu pour la réalisation de mesures de dose conformes à la norme CEI 61223-2-6.
T40027	Fantôme tête/corps TDM	Deux cylindres en acrylique comportent quatre orifices périphériques et un orifice central pour accueillir la chambre d'ionisation. Conçu pour la réalisation de mesures de dose conformes à la norme CEI 61223-2-6.
T11007	CONNY	Dosimètre de rayonnement X de diagnostic, doté d'un détecteur à semi-conducteur et conçu pour la réalisation d'essais de constance sur des équipements à rayonnement X conventionnels et de mammographie.
L991069	DensiX 52001	Densitomètre numérique avec source lumineuse intégrée et ouverture de 3mm. et conçu pour la réalisation d'essais de constance et d'acceptation.

Tableau 2 .1 : Référence de commande des essais

II.7. Technologie et maintenance des appareils radiologiques :

Le contrôle qualité d'un dispositif médical est l'ensemble des opérations destinées à évaluer le maintien des performances revendiquées par le fabricant. Dans le cas de la radiologie de diagnostic, c'est l'ensemble des opérations visant à maintenir ou améliorer la qualité de l'image.

Le protocole de contrôle qualité en imagerie vise à évaluer les paramètres standard tels que le bruit, la résolution spatiale, l'uniformité, l'épaisseur de coupe la linéarité et comparer à des valeurs de référence.

II.7.1. Contrôle de l'image :

Chaque fabricant fournit un fantôme d'image adapté à son scanner par exemple pour les besoins de contrôle qualité. Un fantôme d'image est généralement un objet cylindrique fait d'un matériau homogène qui permet de mesurer des paramètres physique : l'uniformité, l'épaisseur de la coupe la résolution spéciale , la linéarité .

II.7.2. Contrôles dosimétrique :

En scanographie, les deux grandeurs utiles pour l'évaluation de la dose sont l'indice de dose scanographique (CTDI) et le produit dose longueur (PDL).le CTDI montre immédiatement l'influence des paramètres choisis (KV et Mas) sur la dose, mais ne reflète pas la dose totale reçue par le patient

II.7.3. Contrôles de maintenance :

Ces contrôles sont effectués annuellement ou en cas de réparation de l'appareil :

1. Contrôle du bruit
2. Contrôle de l'épaisseur de coupe
3. Contrôle d'homogénéité

4. Contrôle de déplacement de la table

II.8. Sécurité des traitements en radiothérapie externe :**II.8.1. Contrôles de sécurité et des faisceaux :**

Au niveau des accélérateurs, concernant les performances et les fonctionnalités de base, les recommandations sont maintenant largement établies et publiées. Dans les domaines de la sécurité des appareils, de la mécanique ainsi que de la qualité des faisceaux d'irradiation.

Nous ne ferons donc que rappeler la nature et la fréquence des contrôles à effectuer. La nature, la fréquence ainsi que les tolérances qui s'appliquent à l'ensemble de ces tests correspondent à un appareil dont la durée de vie ne dépasse pas 10 à 15 ans selon les cas.

II.8.2. Contrôles mensuels :**II.8.2.1. Contrôles quotidiens :****II.8.2.1.1. Contrôle mécanique :**

1. Stabilité de la position des lasers verts
2. Contrôle de l'affichage numérique du déplacement de la table de traitement.
3. Contrôle de l'horizontalité de la table de traitement
4. Contrôle du déplacement longitudinal et latéral de la table de traitement
5. Contrôle du déplacement vertical de la table de traitement
6. Contrôle de la flèche de la table de traitement
7. Contrôle de l'angle du bras

II.8.2.1.2. Contrôle dosimétrique :

1. Suivi des profils longitudinaux
2. Vérification de la stabilité du débit de dose en mode statique
3. Vérification des procédures de reprise de traitement

II.8.2.2. Contrôles trimestriels :**II.8.2.2.1. Contrôle mécanique :**

1. Contrôle de la constance de la vitesse de la table
2. Contrôle de la synchronisation entre
3. la table de traitement, le bras et le MLC
4. Contrôle de la synchronisation entre la table et le MLC

II.8.2.2.2. Contrôle dosimétrique :

1. Vérification des rendements et de la qualité du faisceau dans l'eau
2. Vérification des profils transverses dans l'eau
3. Vérification des profils longitudinaux dans l'eau
4. Vérification de plans dosimétriques de référence (Zones de faible et fort gradient)

5. Vérification de la stabilité du débit de dose

II.9. Conclusion :

La mise en œuvre d'une radiothérapie de qualité impose une organisation et une gestion au quotidien d'un programme complet d'assurance qualité. Le contrôle régulier des appareils reste une des composantes essentielles de ce programme. Il nécessite l'implémentation permanente de procédures de tests mais celles-ci doivent être révisées au rythme de l'évolution de la technologie, des techniques de traitement et des exigences de sécurité. Les modes opératoires et matériels associés à ces procédures progressent en rapidité, en sensibilité mais des investissements matériels et humains sont nécessaires pour suivre cette progression.

L'application des méthodes issues de la culture industrielle dans le domaine médical, les obligations de maintenance et d'audits externes, les contrôles à l'installation effectués par les autorités de contrôles, réglementés par le décret du 22 février 2002, améliorent la radioprotection du public et du personnel. C'est en prenant exemple sur l'industrie que la gestion des risques doit permettre de faire des progrès substantiels en matière de sécurité et de développer des modèles de gestion propres à la radiothérapie.

La généralisation du retour d'expérience contribue à ces progrès. L'évaluation des risques *a priori* (revue de processus) est le deuxième volet de cette gestion. Elle commence à se répandre mais reste lourde dans sa mise en œuvre, et les échanges entre centres sur ce thème sont encore insuffisants. Elle trouve tout son intérêt lors de la mise en place d'une nouvelle technique. Le coût de la sécurité et de l'assurance qualité est encore trop peu pris en compte dans la valorisation des actes de soins et l'insuffisance de moyens reste trop souvent un frein aux progrès dans ce domaine.

III.1.Introduction :

La détection d'un rayonnement ionisant revient à prélever une partie de l'énergie du rayonnement et à la transformer sous une forme plus maniable, le plus souvent un signal électrique.

Dans le cas des scintillateurs, l'énergie perdue par le rayonnement dans une certaine épaisseur de matière va se retrouver sous forme d'un certain nombre de photons de luminescence (qu'on souhaite proportionnel à l'énergie transférée), un capteur approprié (tube photomultiplicateur, photodiode) se chargera de transformer ce nombre de photons en un courant électrique (qu'on espère proportionnel..). Dans le cas des semi-conducteurs, on fait l'économie d'une étape puisque l'énergie transférée est directement transformée en un nombre de charges, donc un courant proportionnel.

L'analyse des signaux électriques ainsi obtenue sera esquissée et les phénomènes de fluctuations statistiques inhérents au comptage d'événements aléatoires seront évoqués.

Ce chapitre est devisé en deux parties différentes, la première partie représente un rappel sur la détection des rayonnements ionisants. Ainsi nous décrivons les différents capteurs utilisés.

Dans la deuxième partie, nous présentons les étapes de conception, de réalisation et de tests de l'ensemble de prototypes de détecteurs que nous avons réalisés à base de la photodiode BPW34.

III. 2. Capteurs de rayonnement ionisant :

III.2.1. Les détecteurs à gaz :

III. 2.1.1. Les chambres d'ionisation :

Les particules chargées ou les photons créent des paires ion-e- dans le gaz. Le nombre de paires N_{\pm} est proportionnel à E_d l'énergie déposée par la particule ionisante. $N_{\pm} \approx E_d / W$

Les charges issues de l'ionisation sont collectées en appliquant un champ électrique sur les électrodes.

Applications :

1. Moniteur de radiation en radioprotection sensible aux X et γ ($E > 20$ keV) mesure directe du taux d'exposition R en C/(kg s) : $R = I/M_{air}$
2. Calibration de sources radioactives
3. Mesure de l'activité de gaz radioactifs

III.2.1.2 Les compteurs Geiger-Mueller :

Quand un rayonnement ionisant pénètre à l'intérieur du tube Geiger-Müller, il ionise le gaz, c'est-à-dire qu'il arrache des électrons par effet photoélectrique. Ces électrons se multiplient très vite par avalanche électronique, dite « avalanche de Townsend », rendant le gaz conducteur pendant un bref temps (phénomène de décharge) : les électrons sont accélérés par la haute tension, percutent des molécules de gaz et provoquent ainsi d'autres ionisations en cascade.

Du fait de cette cascade, c'est un détecteur qui fonctionne en permanence en saturation. L'appareil est sensible au plus petit événement, mais le temps mort est assez important, de l'ordre de 200 microsecondes, et le détecteur sature à partir de quelques centaines de coups par seconde N_2 ; si le flux est plus important, des particules traversent le compteur sans être détectées. Par ailleurs, le facteur d'amplification est tel que toutes

les impulsions sont à la hauteur maximale, il n'est pas possible de distinguer les différents types de particules.

Après amplification, le signal électrique ainsi produit est enregistré et se traduit par une indication visuelle (aiguille, lampe) ou sonore (déclic).

Applications :

1. Compteurs de particules chargées : Pour les particules qui traversent l'enceinte (efficacité de 100%).
2. Compteurs de gamma
3. Taux d'exposition.

III. 2.2. Les détecteurs solides:

III.2.2.1. Les scintillateurs :

Dans le scintillateur, les particules chargées produisent des photons de scintillation. Les photons de scintillation qui atteignent la photocathode génèrent des électrons (photoélectrons) par effet photoélectrique. Ces photoélectrons déclenchent une cascade d'électrons dans le photomultiplicateur (PM). Le signal est une quantité de charge Q récupérée sur l'anode du PM, le scintillateur doit :[24]

1. Convertir efficacement l'énergie déposée en photons de scintillation
2. Être transparent aux longueurs d'onde des photons de scintillation
3. Avoir un indice de réfraction ~ 1.5 pour transmettre les photons de scintillation au PM

Le photomultiplicateur doit :

1. Convertir efficacement les photons de scintillation en photoélectrons au niveau de la photocathode.
2. Produire une quantité de charge par photoélectron suffisante pour donner un signal mesurable.

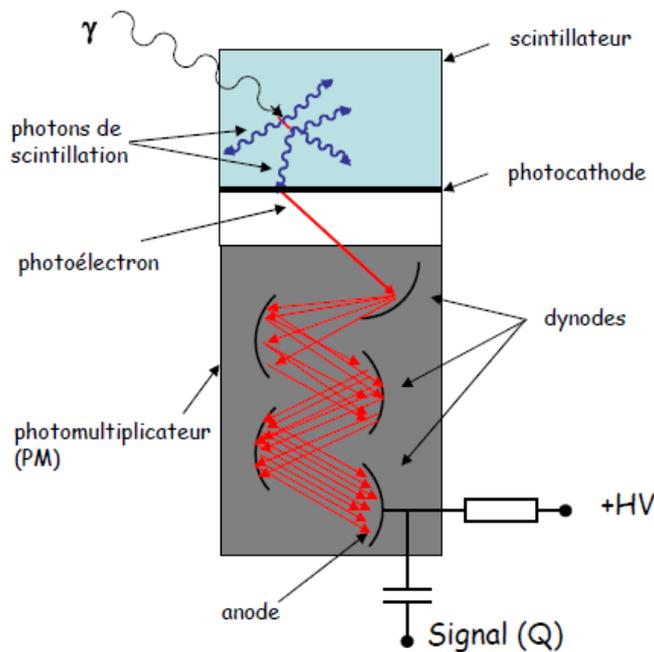


Figure3. 1: Principe d'un système scintillateur-photomultiplicateur

III.2.2.1.1. Les scintillateurs organiques :

Matériaux composés de H, C, O (ex. Anthracène C₁₄H₁₀, plastique...) de faibles densités (~1 g/cm³) sous forme de solide, de gel ou de liquide.

Les particules chargées de haute énergie perdent leur énergie en excitant les molécules du scintillateur organique. Ces molécules se dés excitent avec une constante de temps de quelques nanosecondes en émettant des photons de scintillation (fluorescence) dans le domaine du visible.[24]

Applications :

1. ces matériaux sont légers (HCO).
2. Les scintillateurs sont plutôt utilisés pour détecter les particules chargées.

III.2.2.1.2. Les scintillateurs inorganiques :

Matériaux cristallins relativement denses (de 2.5 à 7.1 g/cm³) avec ajout d'impuretés. Exemples : NaI(Tl), CsI(Na), BGO...

Les particules chargées de haute énergie perdent leur énergie en excitant le cristal. Les photons de scintillation sont émis dans les dés excitations avec des échelles de temps de ≈ 0.1 ms.[24]

Les scintillateurs inorganiques absorbent assez bien l'énergie des photons gamma grâce à leur grande densité et valeur du coefficient d'atténuation linéique. Ils ont donc une bonne efficacité de pic et sont utilisés en spectroscopie gamma.

III.2.3. Les détecteurs à semi-conducteur :

Un photon γ cède la totalité ou une partie de son énergie à un ou plusieurs électrons. Ces derniers créent par collision des paires électrons-trous dans le semi-conducteur. Ces charges sont collectées par un champ électrique. La quantité de charges obtenues est proportionnelle à l'énergie déposée par le photon incident. Ces détecteurs sont appelés les photodiodes.

III.2.3.1. Détecteurs en silicium :

Caractéristiques :

1. en couche mince
2. Si ($Z = 14$) : $r = 2.33 \text{ g/cm}^3$ $e \approx 3.62 \text{ eV}$
3. Disponible Performances
4. DE ≈ 0.25 keV à 5.9 keV
5. Temps de montée des impulsions ≈ 100-500 ns

Utilisation :

1. Détecteurs X
2. Détection de particules chargées
3. Moniteur de radiations

III.2.3.2. Détecteurs en germanium

Caractéristiques

1. Ge ($Z = 32$) : $r = 5.32 \text{ g/cm}^3$
2. $e \approx 2.96 \text{ eV}$

3. Doit être refroidi (77 K)
4. Disponible en grand volume
5. Géométrie : planaire, coaxiale, strippé

Utilisation :

1. Spectrométrie gamma
2. mesures d'activités de sources
3. mesures d'abondances
4. physique nucléaire

III.3. Conception et mise en œuvre des détecteurs :

III. 3.1. Détecteur utilisé-Photodiode BPW34 :

Le BPW34 est une photodiode (NIP) à haute vitesse et haute sensibilité dans un emballage en plastique plat miniature. Ce dispositif est sensible à rayonnement visible et infrarouge. La grande zone active combinée avec un boîtier plat donne une haute sensibilité à un grand angle de vision.

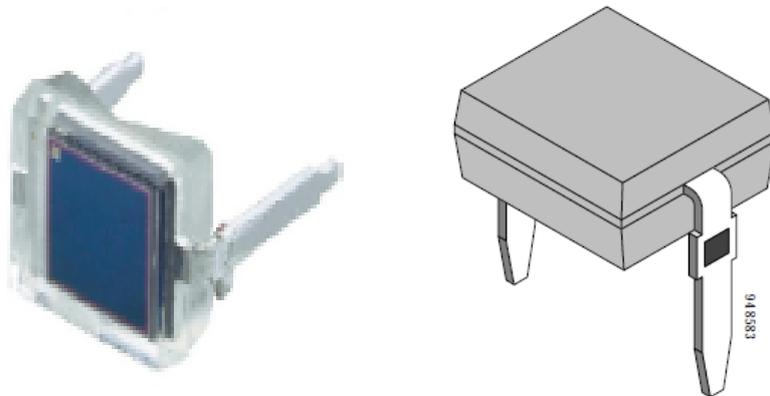


Figure3. 2: Photo du détecteur BPW34

Dans la figure ci-dessous, nous présentons la réponse spectrale de la photodiode BPW34, nous remarquons qu'il y a une réponse maximale autour de 900 nm pour une polarisation inverse de 5V.

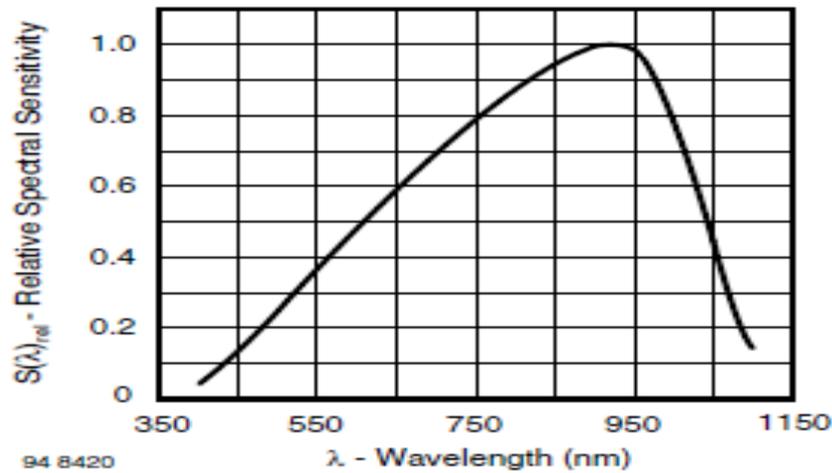


Figure3. 3: Réponse spectrale de la photodiode BPW34

Dans l'annexe 1, on trouve la fiche technique de cette photodiode donnée par le constructeur VISHAY.

III. 3.2. Testeur de rayonnement à base de transistor bipolaire :

III.3.2.1.Principe du testeur :

Il est très utile de posséder un moyen de test rapide sur la présence d'un rayonnement qui nous informe sur le bon fonctionnement du détecteur qui est dans notre cas une photodiode.

Ce moyen que nous avons réalisé, permet de vérifier que l'action sur une touche de télécommande Infrarouge IR par exemple fait bien générer un signal lumineux à travers une LED rouge.

III.3.2.2.Schéma électrique du testeur:

Le schéma comporte la photodiode réceptrice BPW34 polarisée en inverse qui reçoit les signaux émis par une source IR qui peut être une télécommande IR ou une sortie carrée du GBF du laboratoire à fréquence variable du GBF.

Les signaux IR sont appliqués à un premier étage amplificateur à très grand gain réalisé autour de T3 rendent alors conducteur T2, pour peu qu'ils soient d'amplitude suffisante, ce qui charge le condensateur C2.

Lorsque la tension aux bornes de ce dernier est suffisante, elle rend conducteur T1 qui allume une LED bien visible, elle, qui confirme le bon fonctionnement de la photodiode et de la présence d'une source IR.

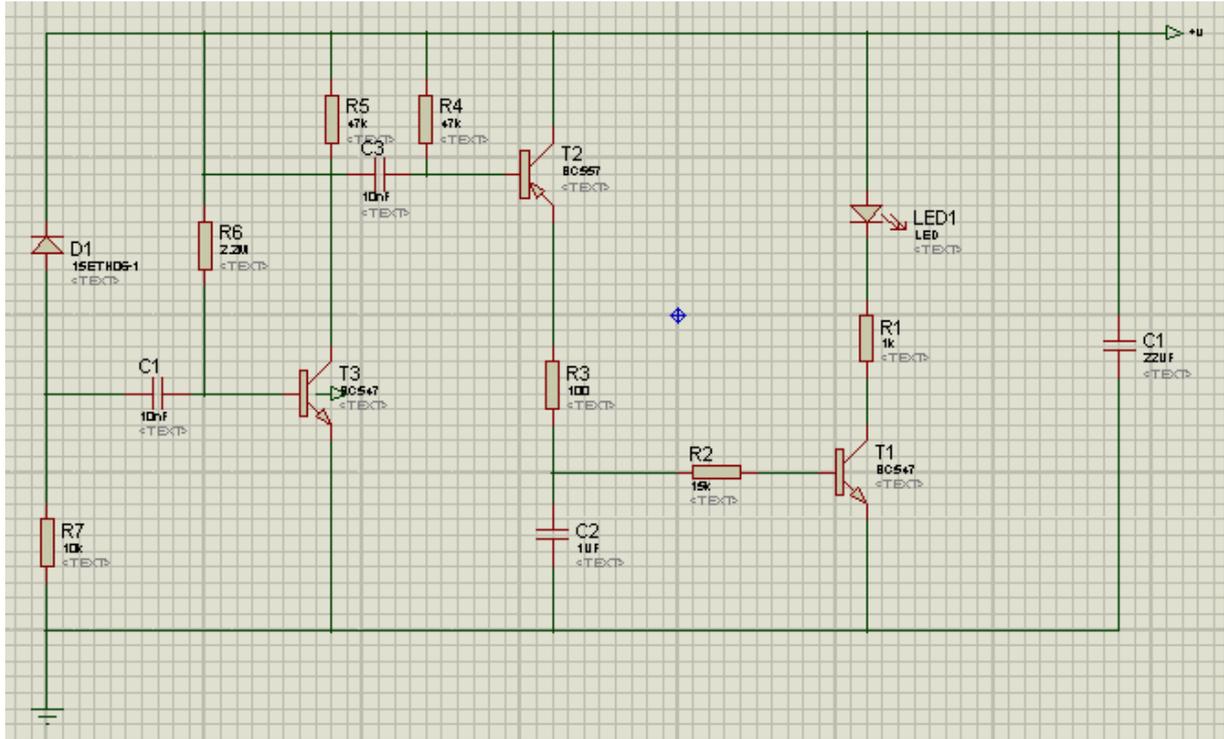


Figure 3.4: Schéma électrique de testeur sur Isis. D1 est notre photodiode BPW34

III.3.2.3. Circuit réalisé et test :

Le circuit imprimé est donné par la figure 3.5. Comme le montre la figure 3.6. Le fonctionnement est immédiat et peut être vérifié avec toutes les télécommandes et les sources IR en bon état.

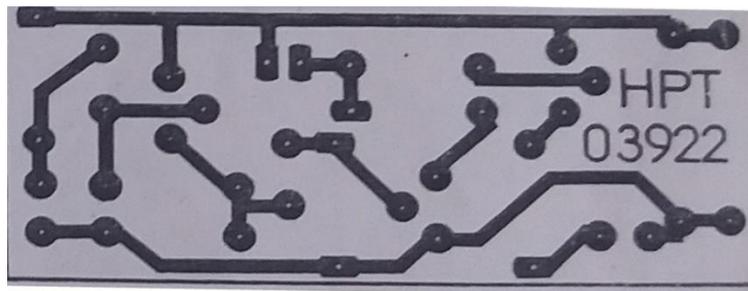


Figure3. 5: Circuit imprimé du testeur

La diode détectrice infrarouge peut être de n'importe quel type BPW34 ou autre, la référence indiquée n'ayant rien d'impératif.

Compte tenu des valeurs des éléments utilisés, le montage est raisonnablement insensiblement aux sources d'infrarouges domestiques.

L'alimentation est confiée à une pile miniature de 9V. La consommation du montage au repos est en effet très faible et ce limite aux quelques milliampères nécessaires pour allumer la LED lors d'un test.

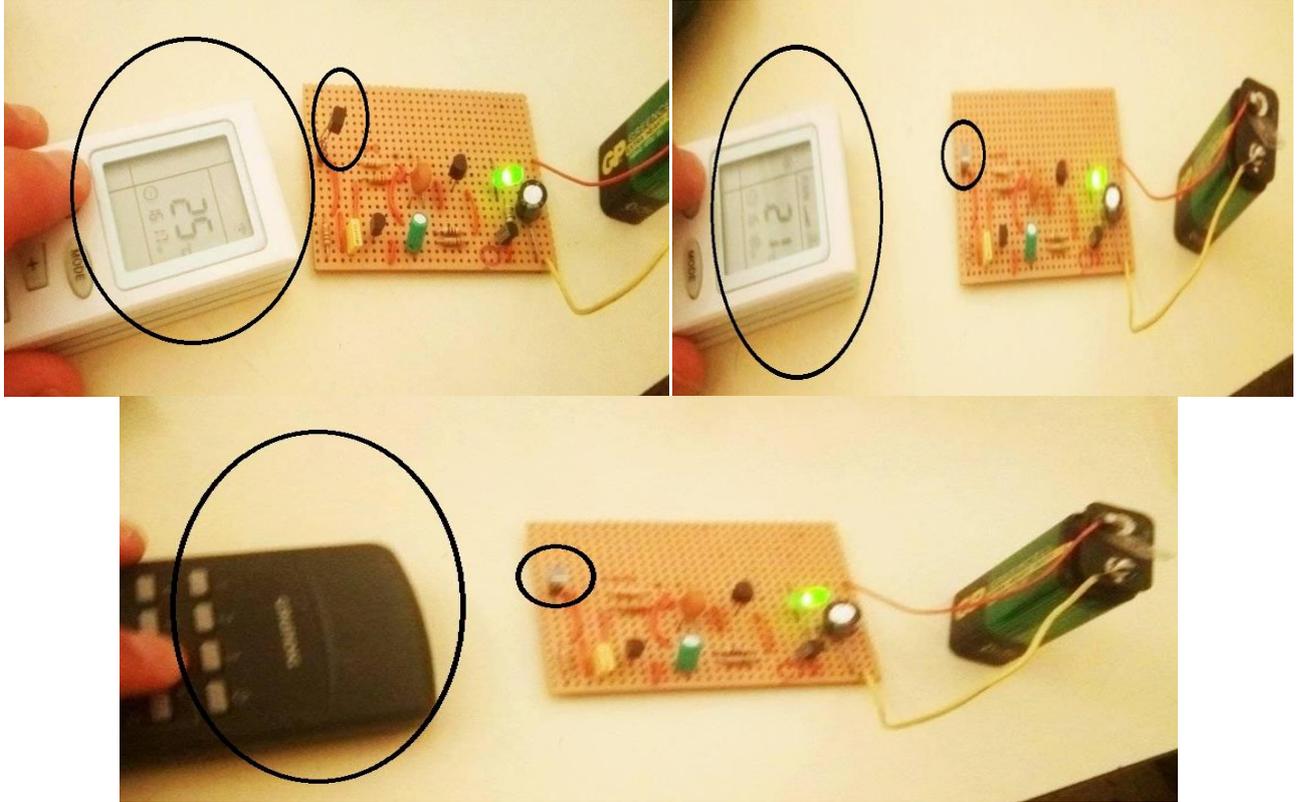


Figure3. 6:Test avec différentes télécommandes

III. 3.3. Détecteur de rayonnement à base de transistor unipolaire :

III.3.3.1.Principe du détecteur à base du TEC:

La photodiode BPW34 utilisée délivre des impulsions très courtes. Nous utiliserons donc ici un amplificateur optimisé qui produira directement, sans recourir à un comparateur, des impulsions mesurables. Cet amplificateur utilise en entrée un transistor à effet de champ (TEC) à jonction BF245B suivi d'un AOP.

III.3.3.2.Schéma électrique du détecteur à base du TEC :

Avec une grande résistance d'entrée, le TEC à jonction donne un bon rapport signal sur bruit. La résistance de source du BF245B voit à ses bornes une tension continue de 2V à 3V, largement indépendante de la tension de service (elle serait plus haute avec un BF245C (plus basse avec un modèle A).

On obtient ainsi un point de fonctionnement convenable pour l'AOP. La photodiode travaille sous la tension de service et la tension de grille est reliée à la masse par 20M Ω . ce point est important, car la capacité des diodes diminue lorsqu'augmente la tension.

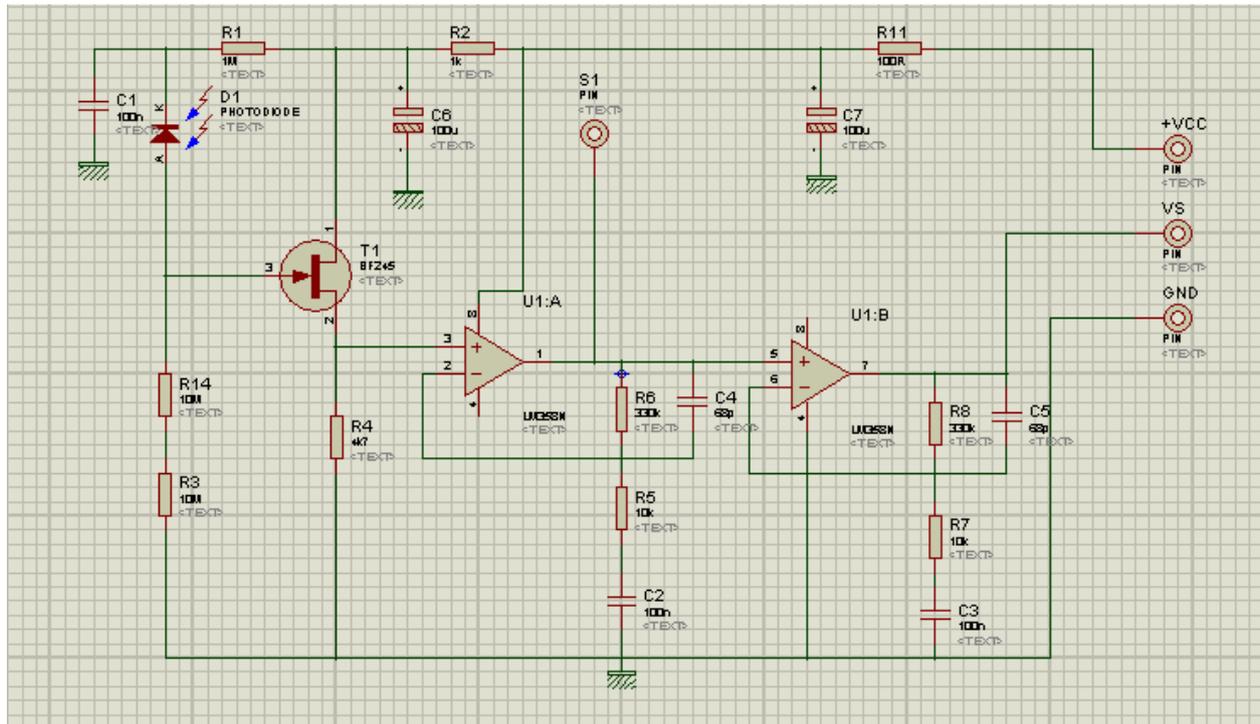


Figure3. 7:Schéma électrique de détecteur à base du TEC.

Comme illustré dans la figure (3-2) il est constitué comme de photodiode BPW34, de transistor à effet de champ BF245 monté en convertisseur courant tension. Un double Amplificateurs opérationnels LM358 montés en amplificateur tension-tension avec un filtrage passe bande autour de 1 kHz permettant la détection d'impulsions au tour de 1 ms.

La relation du convertisseur courant tension est donnée comme suit :

I_p est le courant détecté par la photodiode, R_s est la résistance R_4 , R_G est la résistance R_{14} et R_3 en série

g_m est la conductance du TEC

I_s est le courant de la source

V_{in} est la tension d'entrée du premier amplificateur opérationnel.

V_{gs} est la tension grille- source

$$R_G \times I_p = R_s \times I_s + V_{gs}$$

$$V_{in} = R_s \times I_s = R_s (g_m \times V_{gs})$$

$$R_G \times I_p = R_s (g_m \times V_{gs}) + V_{gs}$$

$$V_{gs} = \frac{R_G \times I_p}{1 + R_s g_m}$$

$$V_{in} = \frac{R_s g_m \times R_G}{1 + R_s g_m} \times I_p$$

Pour des valeurs élevées de $R_s g_m$, nous obtenons :

$$V_{in} = R_G I_p$$

III.3.3.3. Circuit réalisé et test :

La figure 3.8 montre le circuit imprimé.

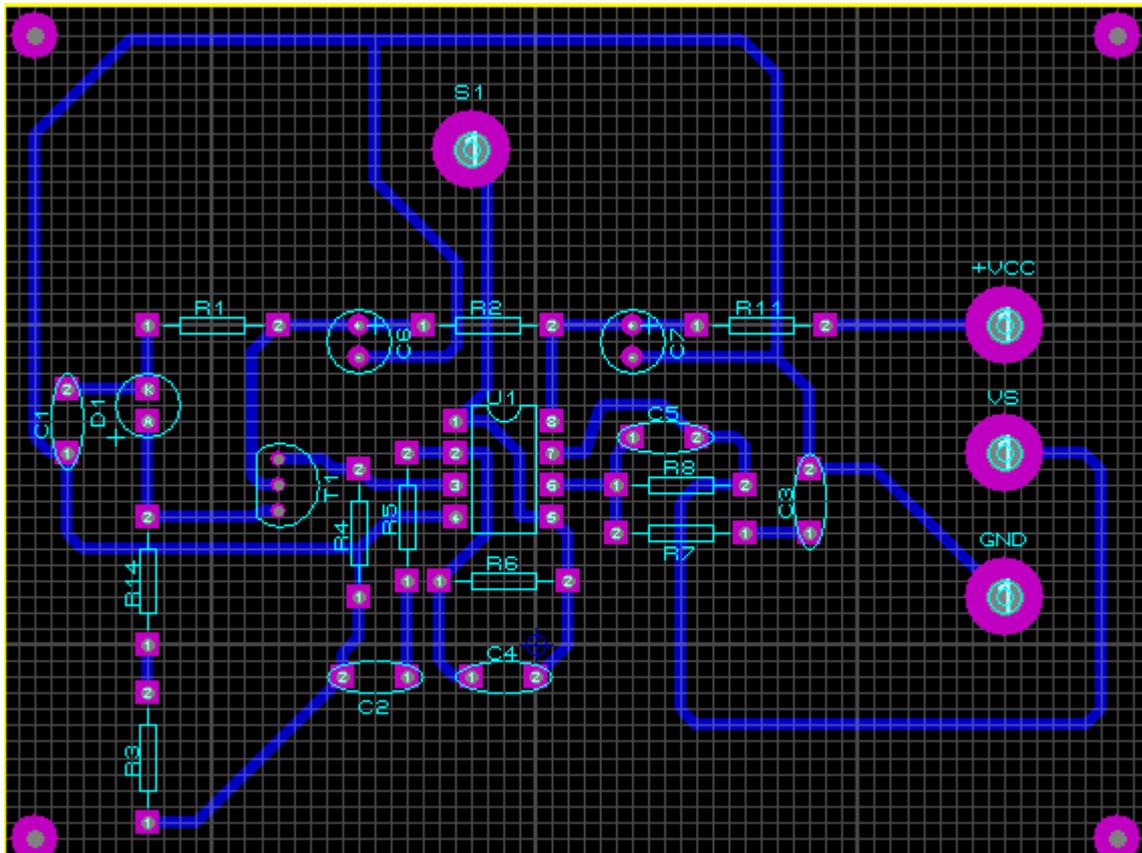


Figure3. 8: circuit imprimé de détecteur à base du TEC.

Le circuit réalisé et le test sont illustrés dans la figure 3.9. La source de rayonnement étant une LED Infrarouge alimentée par le GBF du Laboratoire par un signal carré 1 kHz de durée et amplitude variables.

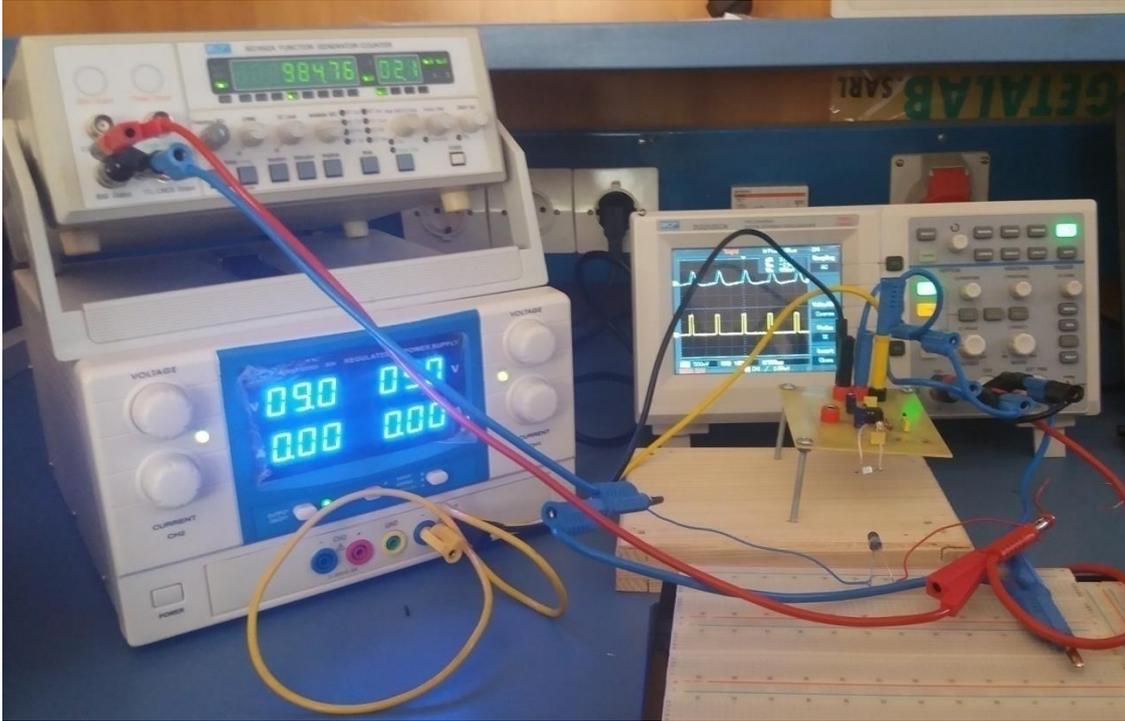


Figure 3.9: Circuit réalisé à base de TEC et test.

Nous remarquons dans la figure ci-dessous, qu'un rayonnement très fort obtenu par l'augmentation de l'alimentation de la LED permet une saturation du signal de sortie du détecteur.

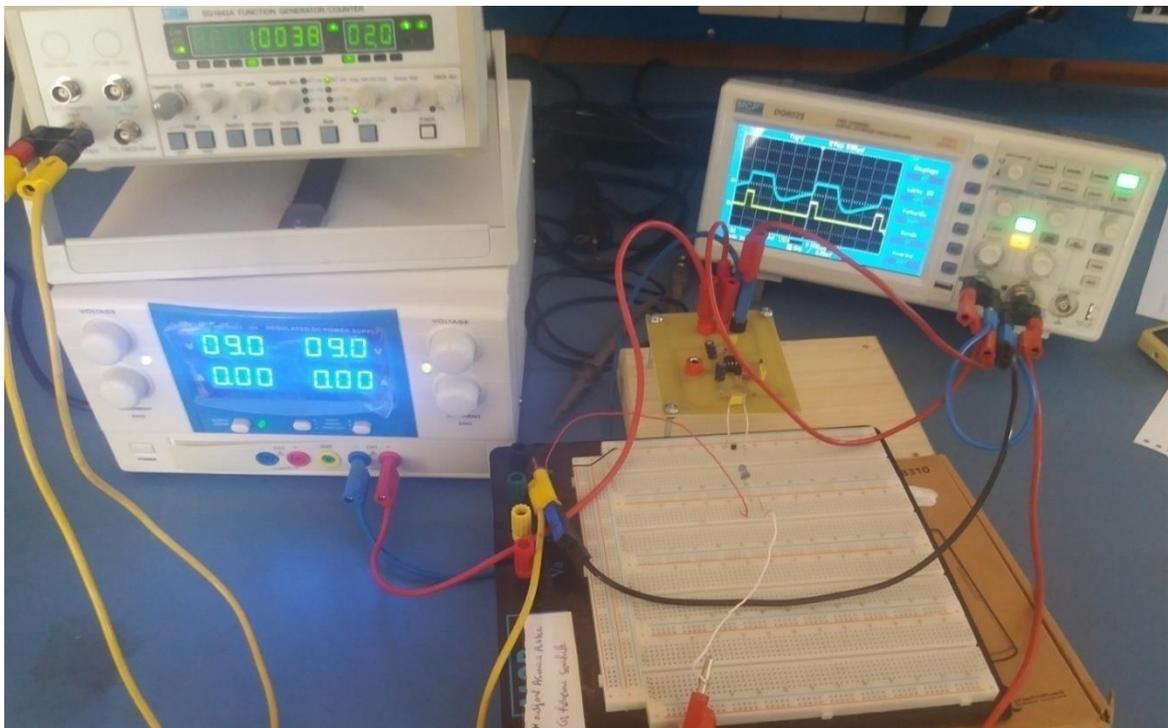


Figure3. 10: Circuit réalisé à base de TEC et test montrant une saturation du détecteur.

III. 3.4. Détecteur à conversion courant tension CIV sans polarisation :

III.3.4.1.Principe du détecteur CIV:

Le signal de rayonnement est capté par la photodiode et est envoyé comme courant I_p à travers un potentiomètre P1 de 1 M Ω . Donc la tension à la sortie V_s est donnée par l'équation suivante :

$$V_s = P_1 \times I_p$$

III.3.4.2. Schéma électrique du détecteur CIV sans polarisation :

La figure ci-dessous montre le schéma de notre détecteur CIV sans polarisation. Nous avons utilisé un AOP LF356 alimenté par +/- 12 V et une photodiode BPW34.

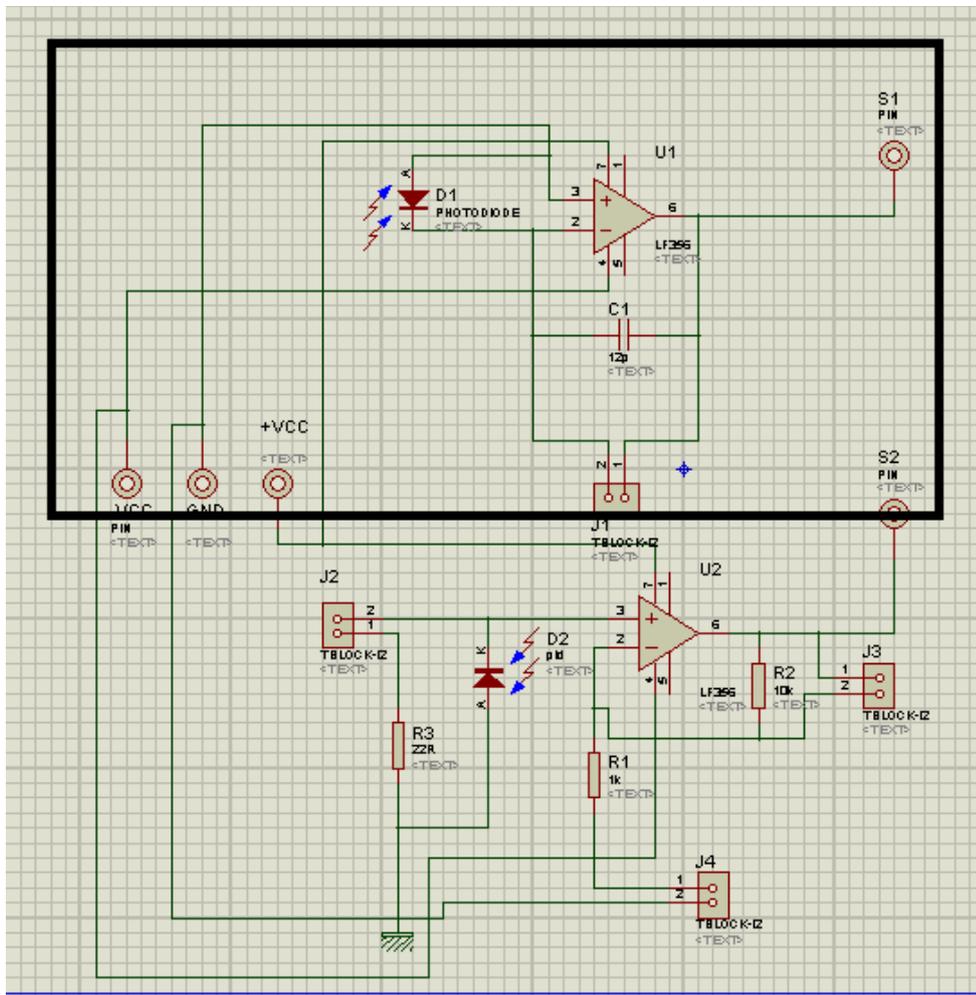


Figure 3.11: schéma électrique de détecteur CIV sans polarisation

III.3.4.3.Circuit réalisé et test:

Le gain est ajusté pour pouvoir éviter la saturation de l'amplificateur. La figure 3.13, illustre un exemple de test en utilisant une source GBF alimentant une LED infrarouge.

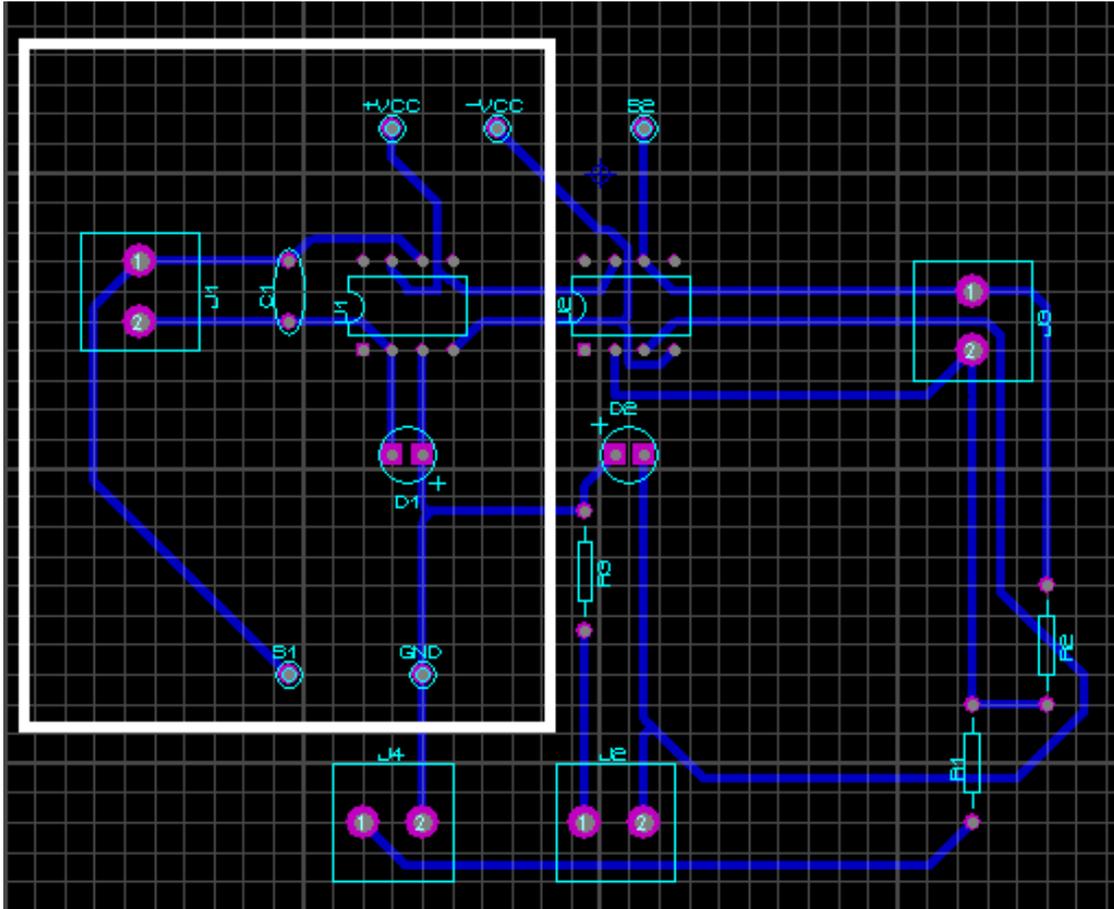


Figure3. 12: Circuit imprimé du CIV sans polarisation sur ARES

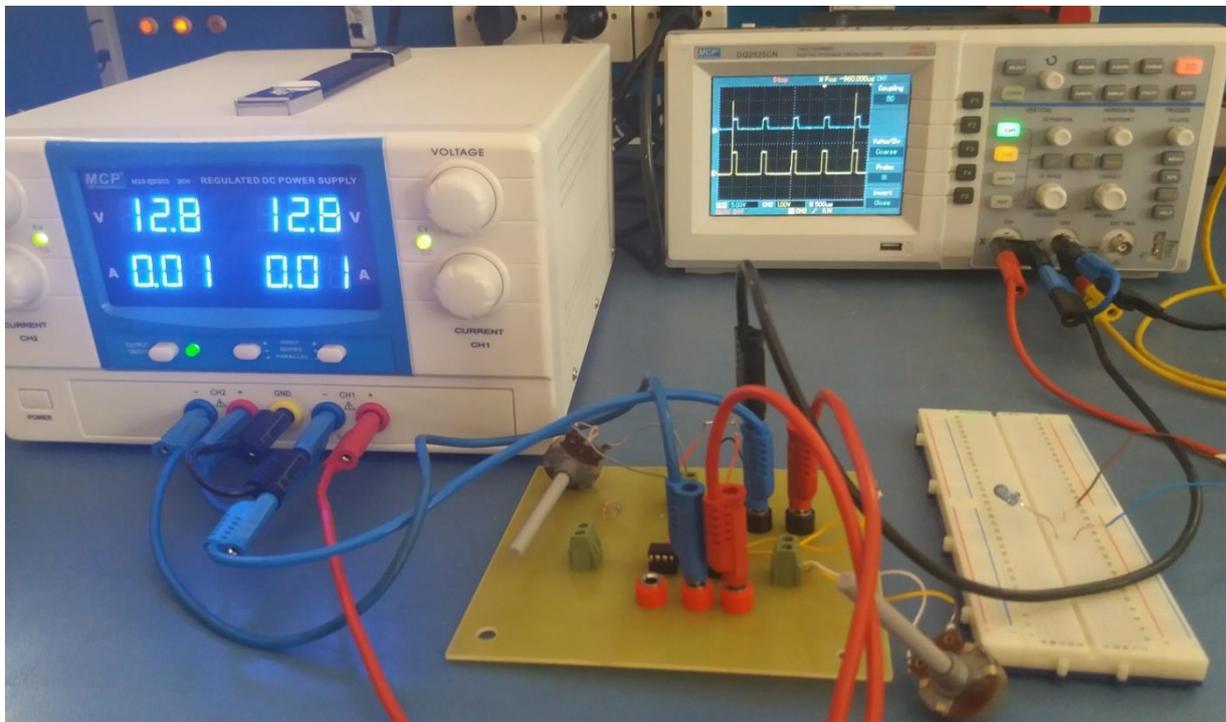


Figure1. 13:Circuit réalisé et test du CIV sans polarisation

Dans la figure 3.14 et la figure 3.15, nous montrons l'effet de la lumière ambiante sur le niveau du signal reçu. Sans lumière ambiante le niveau du signal est à zéro Volt. Avec la lumière ambiante ce niveau s'élève vers 1V tout dépend de l'intensité de la lumière.

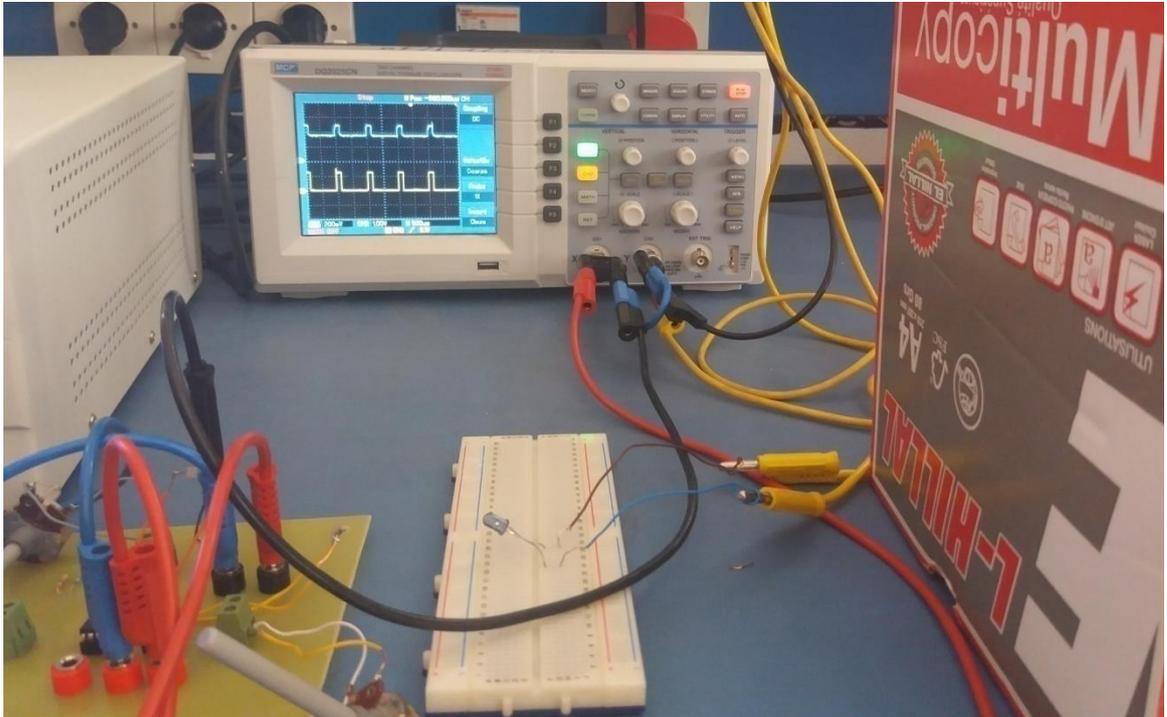


Figure 3.14: Test du CIV sans polarisation avec lumière ambiante

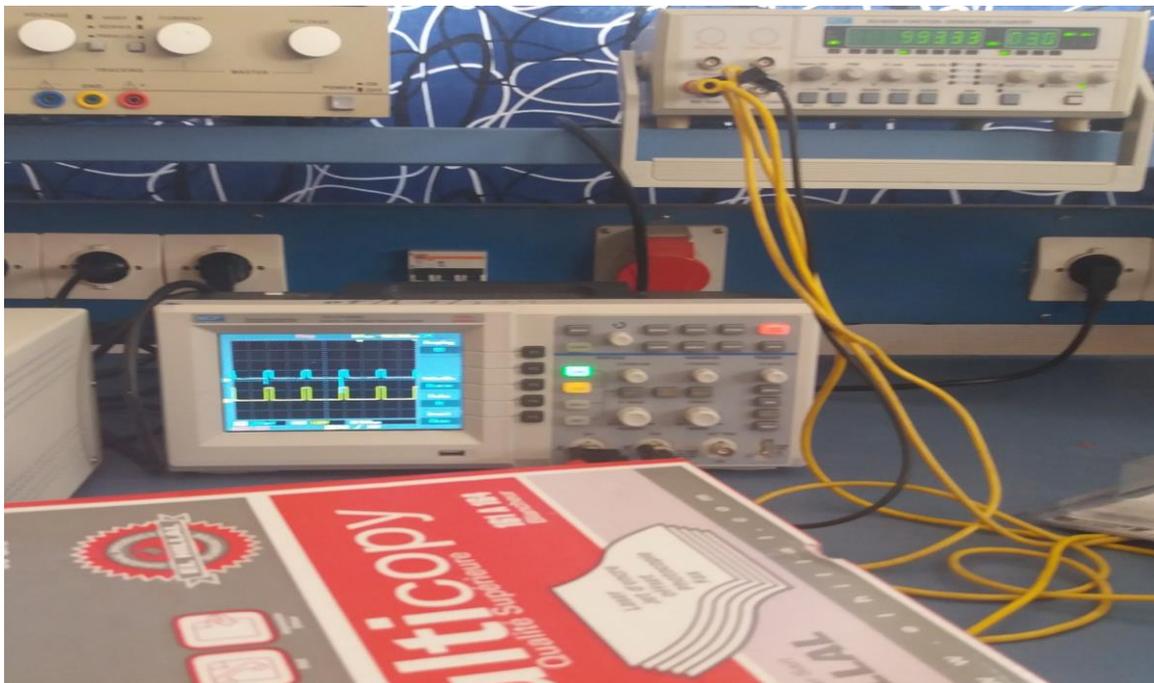


Figure 3.15: Test du CIV sans polarisation à l'obscurité

III. 3.5. Détecteur à conversion courant tension CIV avec polarisation :

III.3.5.1.Principe du détecteur CIV avec polarisation:

Il s'agit du même principe du détecteur CIV sans polarisation. La seule différence est de pouvoir polariser la photodiode en inverse pour élargir la zone de charge d'espace dans le cas des détecteurs utilisant des scintilleurs.

III.3.5.2.Schéma électrique du CIV avec polarisation avec polarisation:

Dans ce schéma nous avons utilisé deux étages amplificateurs à base de LF365. Le premier est un convertisseur courant tension avec anode polarisée par une tension positive et un deuxième amplificateur inverseur de gain 10.

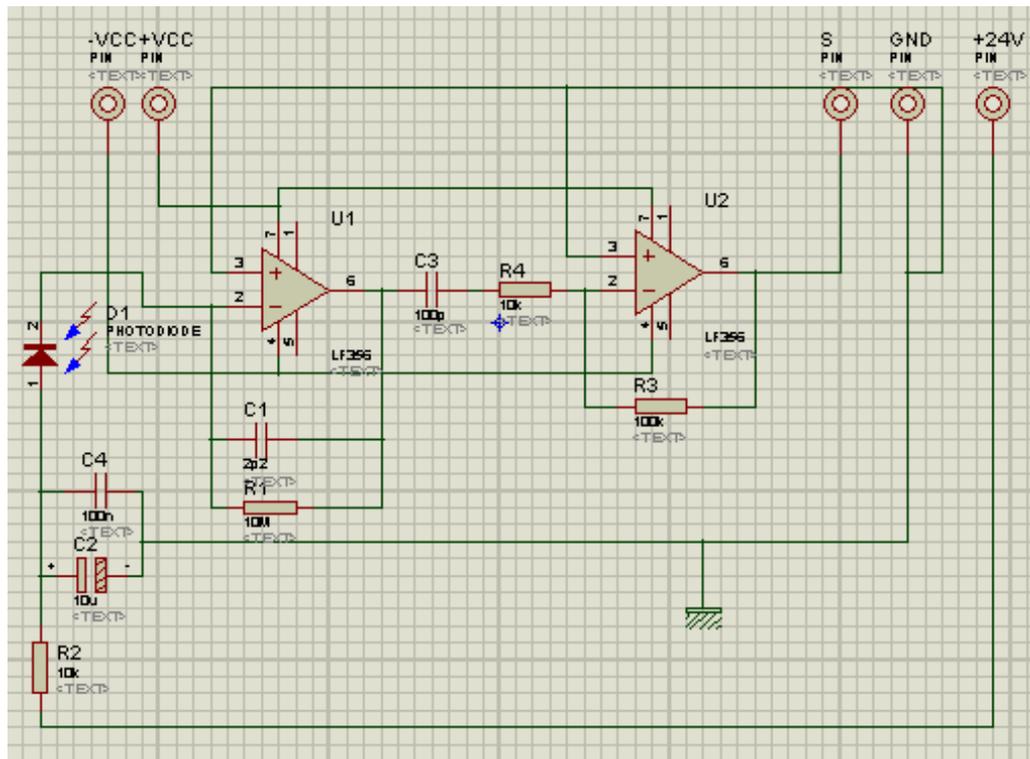


Figure3. 16: Test du CIV sans polarisation à l'obscurité

III.3.5.3.Circuit réalisé et test:

La figure 3.17 montre le circuit imprimé et la figure 3.18 montre le circuit réalisé et les signaux obtenus dans le cas d'une polarisation.

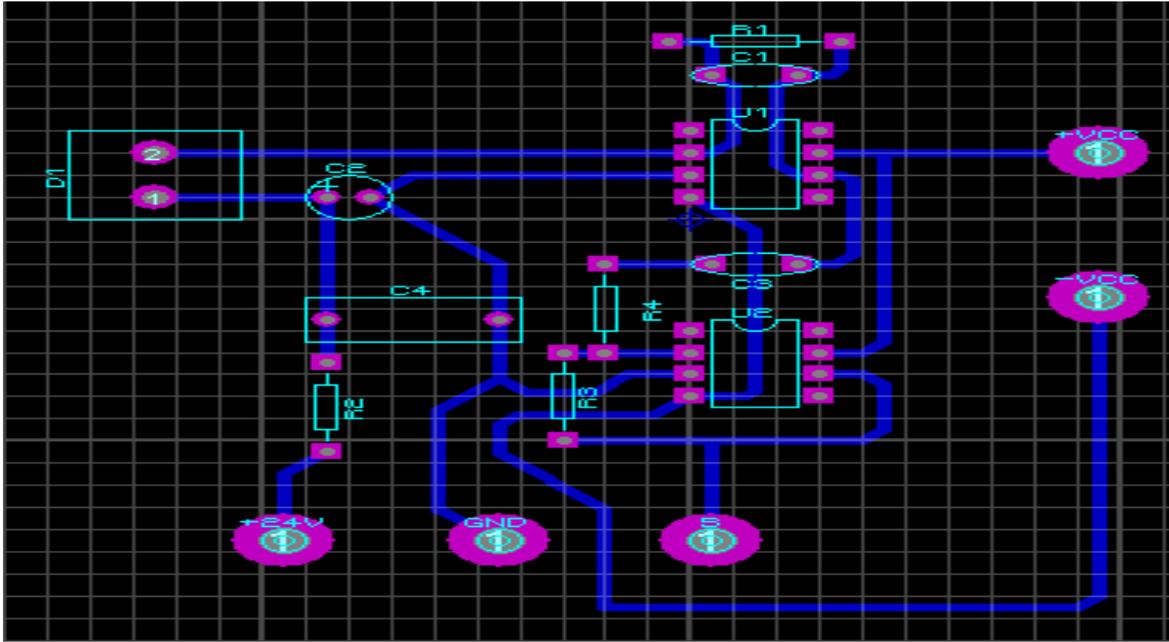


Figure 3.17:Circuit imprimé de CIV avec polarisation

Nous remarquons que la polarisation n'a pas un effet sur le signal mais son effet est remarquable dans les détecteurs à scintillation comme les détecteurs HAMAMATSU.

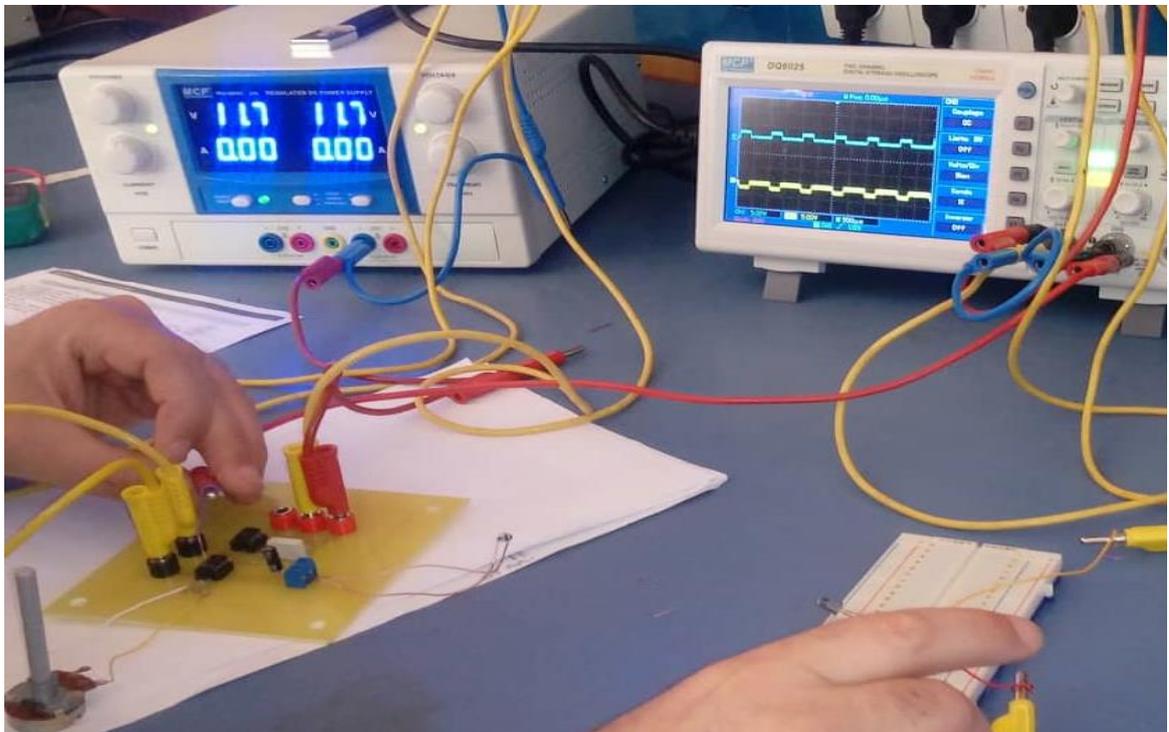


Figure 3.18:Test du CIV avec polarisation

III. 3.6. Détecteur à amplificateur de tension CVV :

III.3.6.1.Principe du détecteur CVV :

La photodiode non polarisée est mise en série avec un potentiomètre P2 et la tension récupérée aux bornes de P2 est amplifiée par un amplificateur non inverseur.

III.3.6.2.Schéma électrique du détecteur CVV :

Le potentiomètre P2 de 1 MΩ délivre une tension

$$V_{in} = P2 \times I_p$$

Cette tension est amplifiée par un gain de 11 de l'amplificateur non inverseur constitué de résistance R_1 et R_2 à base du LF356 polarisée par +/- 12 V.

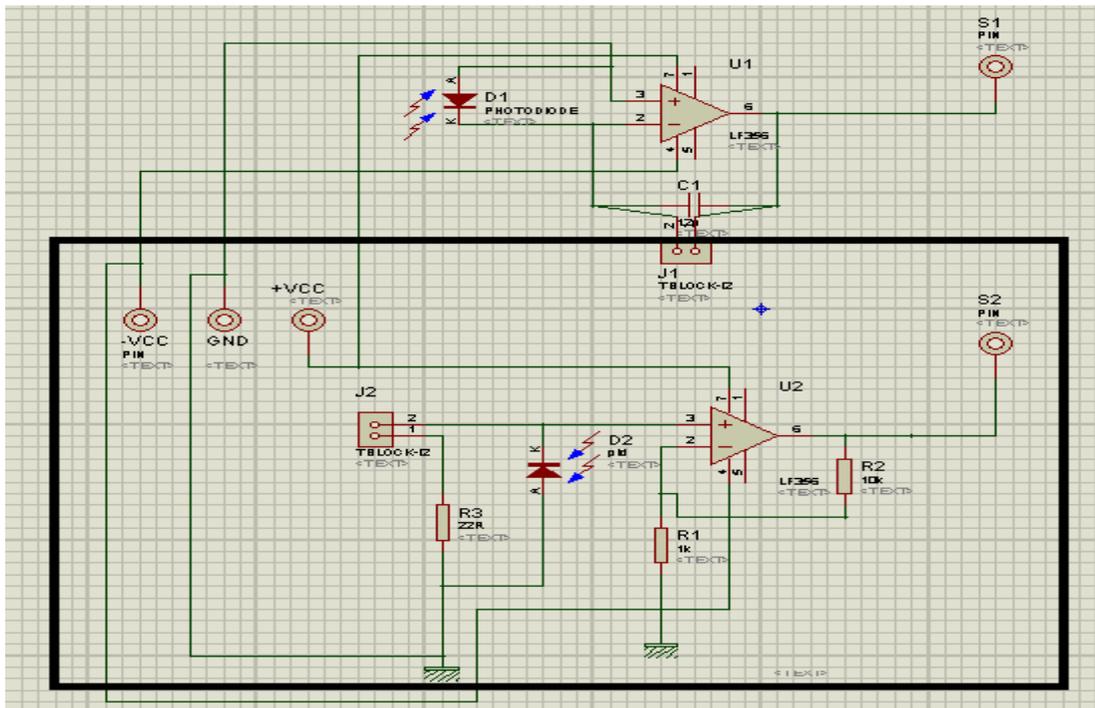


Figure 3.19:Schéma électrique du détecteur CVV.

III.3.6.3. Circuit réalisé et test de détecteur CVV :

La figure 3.20 montre le circuit imprimé et la figure 3.21 montre le circuit réalisé et les signaux obtenus.

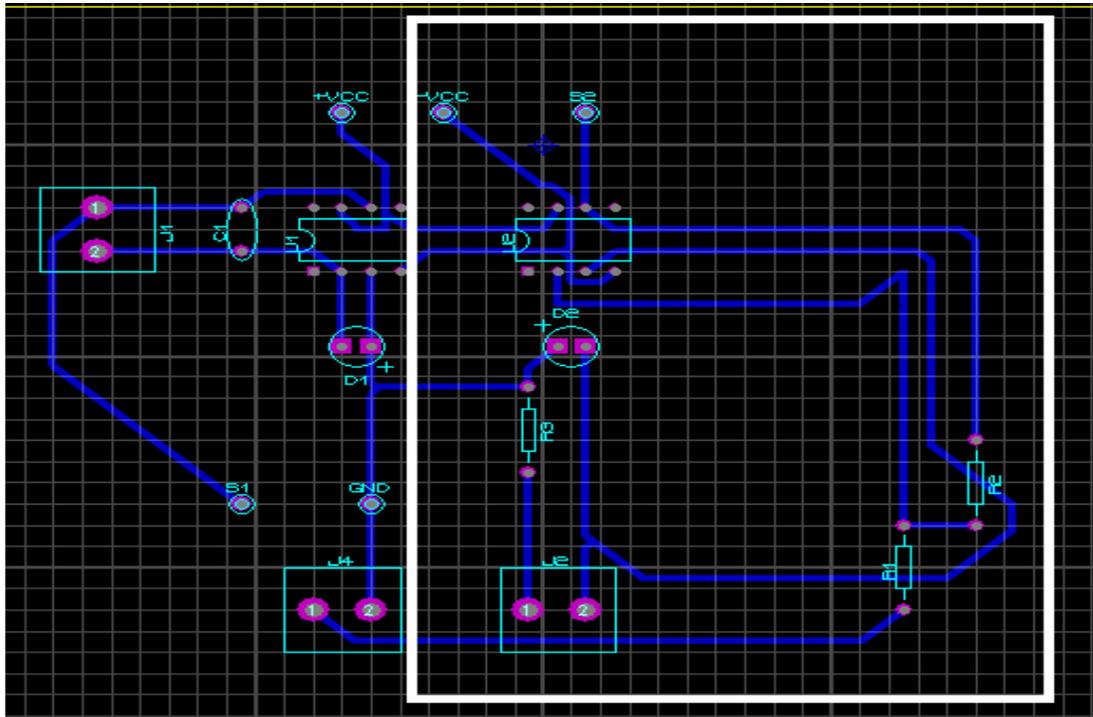


Figure3. 20:Circuit imprimé de détecteur CVV

Dans les signaux de la figure 3.21, nous remarquons que des bruits relatifs au rayonnement IR sont amplifiés. Par contre au repos le signal n'est pas bruité et est amplifié sans bruits. Ceci montre clairement le bon fonctionnement de notre détecteur.

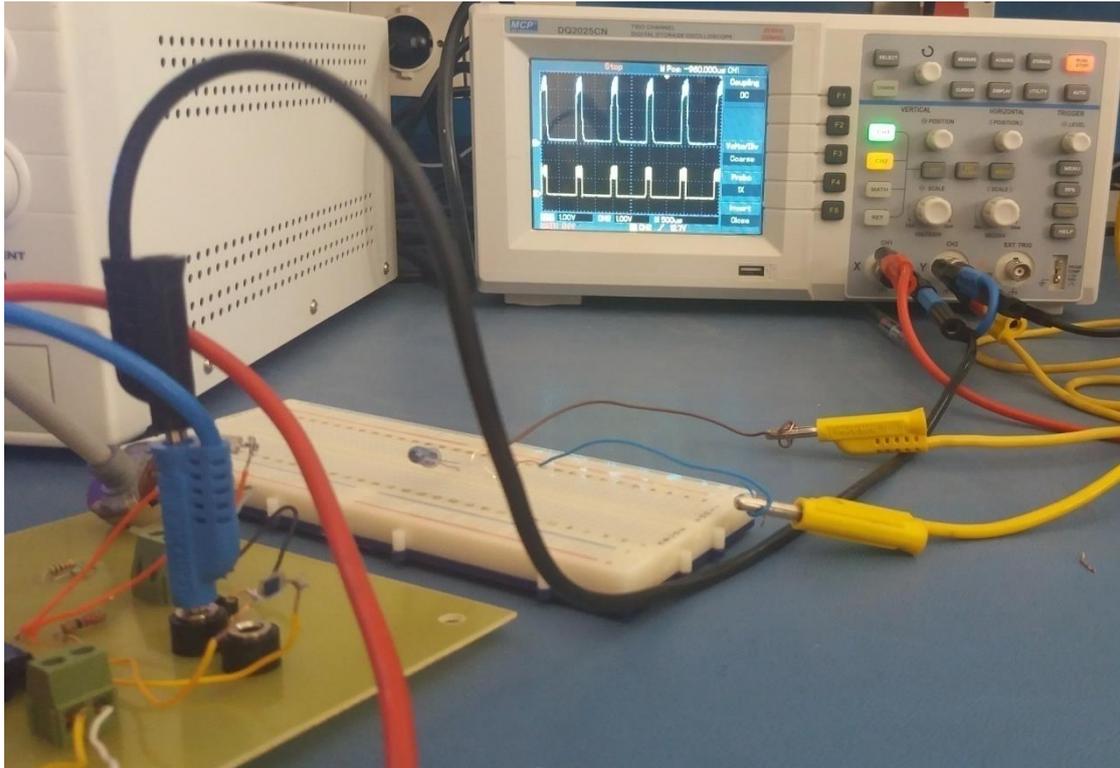


Figure 3.21: test de circuit réalisé de détecteur CVV

III.4. Mesures des paramètres pertinents du rayonnement :

III.4.1. Paramètres à mesurer :

Dans le cadre d'un contrôle de qualité des dispositifs à Rayons X, nous nous sommes intéressés par deux paramètres importants qui sont l'amplitude qui est relative à la dose absorbée par le patient et la tension du tube RX. Quant au deuxième paramètre, il s'agit de la durée de l'exposition relative à la durée de l'impulsion.

Ces deux paramètres sont indispensables dans le cadre de la radioprotection basée sur le principe ALARA.

III.4.2. Utilisation de la Carte Arduino-uno:

III.4.2. 1. Description de la Carte Arduino-uno :

Arduino est un circuit imprimé qui englobe des composants les plus importants, un microcontrôleur qui est le cerveau de la carte programmé pour tester et produire des signaux électriques, de manière à effectuer plusieurs tâches comme les techniques d'électroniques.

L'Arduino est un système qui permet de lier les performances de programmation à celle de l'électronique tout en simplifiant les schémas électroniques et les coûts de réalisation.

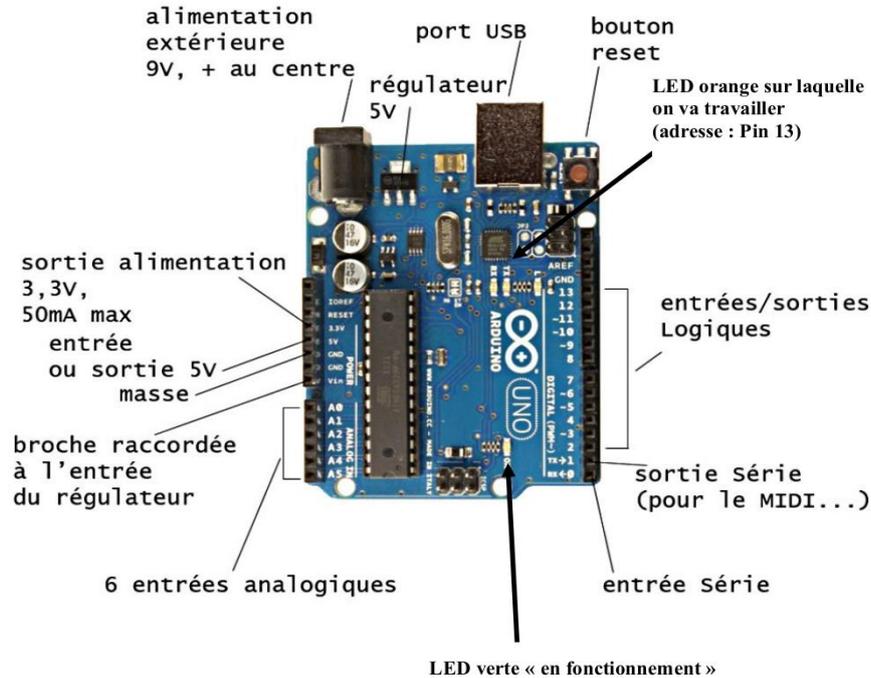


Figure3. 22:Carte Arduino-uno

Comme le montre la figure 3.16, un module Arduino est généralement construit autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (ATmega328 ou ATmega2560 pour les versions récentes, ATmega168 ou ATmega8 pour les plus anciennes), et de composants complémentaires qui facilitent la programmation et l'interfaçage avec d'autres circuits. Chaque module possède au moins un régulateur linéaire 5V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèles). Le microcontrôleur est pré-programmé avec un bootloader de façon à ce qu'un programmeur dédié ne soit pas nécessaire. Les modules sont programmés au travers d'une connexion série RS-232, mais les connexions permettant cette programmation diffèrent selon les modèles.

III.4.2. 2. Logiciel utilisé :

Comme le montre la figure 3.23 Le logiciel de programmation des modules Arduino est une application Java, libre et multiplateformes, servant d'éditeur de code et de compilateur, et qui peut transférer le firmware et le programme au travers de la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le module).



Figure3. 23:logiciel de programmation

III.4.2. 3. Affichage par LCD :

Ce projet utilise, bien évidemment des afficheurs LCD 2*16 bits a logique intégrée que l'on trouve aujourd'hui très facilement sur le marché. C'est un moyen d'affichage des informations. Et comme il ne fait aucune interprétation des codes de commandes des afficheurs il est compatible de tous les modèles existants, de 1 ou 2 lignes de 16 ou 20 caractères. Il existe deux interfaces normalisées : une version « parallèle » et une autre « série». Dans cette étude on a utilisé la version parallèle qui est composée de 2 lignes et 16 caractères, tel qu'il est illustré dans la figure 3.24.

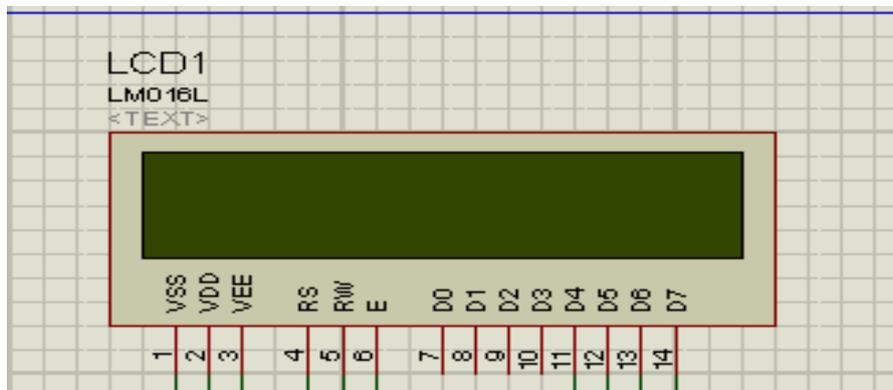


Figure3. 24:Afficheur LCD

Au-dessus de l'écran à cristaux liquides proprement dit, on trouve une série de 14 broches aux rôles suivantes :

- Broche 1 : masse.
- Broche 2 : Vcc.
- Broche 3 : luminosité.
- Broche 4, RS (Registre Select) : sert à dire au module dans quel registre il doit écrire les données.
- Broche 5, R/W : sélection du mode lecture ou écriture.
- Broche 6, E : Commande des opérations d'écriture ou de lecture.
- Broche 7 à 14 : utilisées pour le transfert des données ou des instructions. Le transfert peut se faire sur 8 bits, toutes les broches sont alors utilisées, ou sur 4 bits.

Un afficheur LCD est capable d'afficher tous les caractères alphanumériques usuels et quelques Symboles supplémentaires. Pour certains afficheurs, il est même possible de créer ses propres Caractères. Chaque caractère est identifié par son code ASCII qu'il faut envoyer sur les lignes D0 à D7 broches 7 A 14. Ces lignes sont aussi utilisées pour la gestion de l'affichage avec l'envoi d'instructions telles Que l'effacement de l'écran, l'écriture en ligne 1 ou en ligne 2, le sens de défilement du curseur.

III.4.2. 4.Circuit de mesure :

Comme le montre la figure 3.25 Le circuit possède deux entrées analogique et numérique. L'entrée analogique correspond à aux différentes sorties des détecteurs à base de TEC, CVI sans et avec polarisation et CVV. Dans ce cas nous avons élaboré un programme qui calcule directement la valeur crête à crête V_{pp} .

Le signal numérique est obtenu par un circuit de mise en forme constitué d'un détecteur de valeur minimale qui sera l'entrée de référence d'un comparateur qui a comme entrée analogique le signal du détecteur. Ceci nous permet d'avoir un signal numérique 0 V et 5 V qui a la même durée que le signal du détecteur.

Le détecteur de valeur minimale est constitué par détecteur active à base d'un AOP LM358 et une diode rapide 1N4148. Le deuxième AOP est utilisé pour réaliser le comparateur. Le push bouton est utilisé pour décharger le condensateur à chaque mesure.

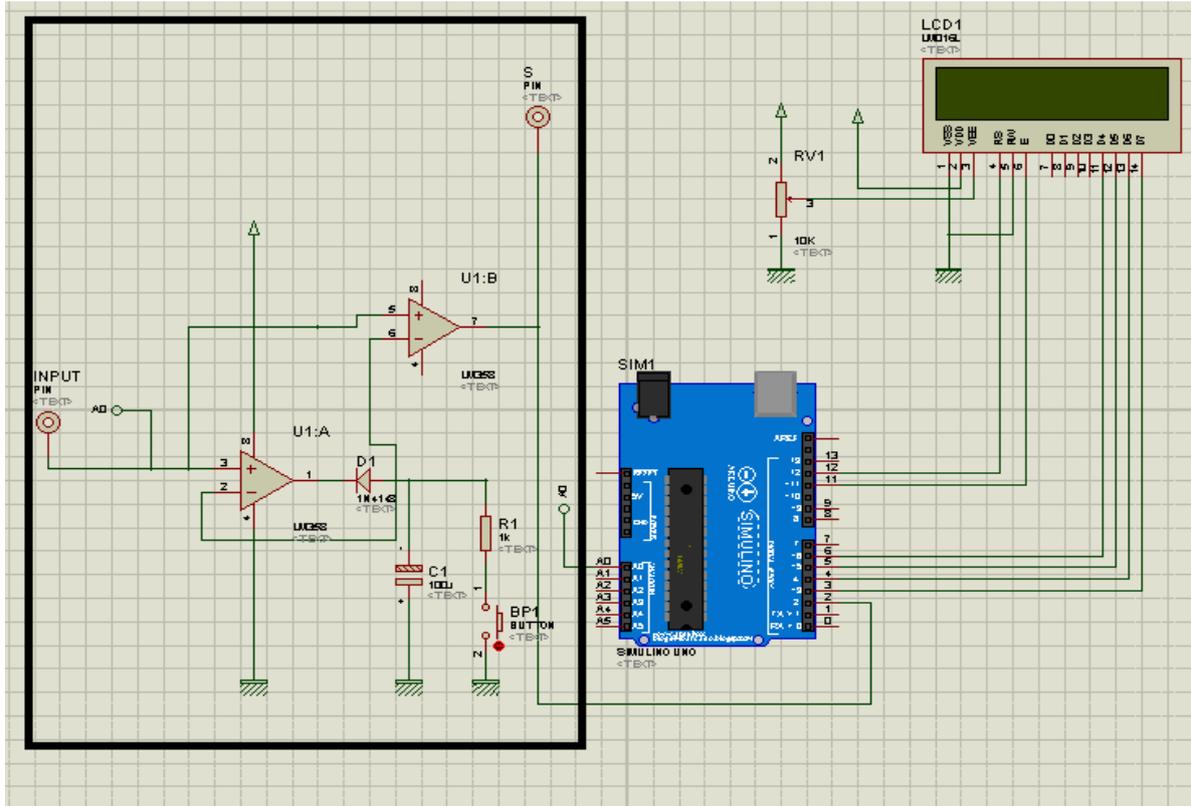


Figure3. 25:Schéma électrique de circuit de mesure

III.4.2. 5. Programme du circuit de mesure :

Voilà ci-dessous le programme que nous avons développé et que nous avons embarqué dans notre circuit de mesure.

```

pulse
#include <LiquidCrystal.h>
const int sensorIn = A0;
int measure_ms;
double Voltage = 0;
const byte PULSE_PIN = 2;
LiquidCrystal lcd(12, 11, 6, 5, 4, 3);
const unsigned long MEASURE_TIMEOUT = 1000000UL;
void setup() {
  lcd.begin(16, 2);
  pinMode(PULSE_PIN, INPUT);
}

void loop() {
  Voltage = getVPP();
  long measure = pulseIn(PULSE_PIN, HIGH, MEASURE_TIMEOUT);
  measure_ms = measure/1000;
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Time(ms):");
  lcd.print(measure_ms);
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Voltage(V):");
  lcd.print(Voltage);
}

float getVPP()
{
  float result;

  int readValue;          //value read from the sensor
  int maxValue = 0;      // store max value here
  int minValue = 1024;   // store min value here

  uint32_t start_time = millis();
  while((millis()-start_time) < 1000) //sample for 1 Sec
  {
    readValue = analogRead(sensorIn);
    // see if you have a new maxValue
    if (readValue > maxValue)
    {
      /*record the maximum sensor value*/
      maxValue = readValue;
    }
    if (readValue < minValue)
    {
      /*record the maximum sensor value*/
      minValue = readValue;
    }
  }

  // Subtract min from max
  result = ((maxValue - minValue) * 5.0)/1024.0;

  return result;
}

```

III.4.2. 6. Résultats de la mesure:

Pour valider le programme, nous avons utilisé un premier GBF pour générer le signal analogique et un deuxième GBF pour générer un signal numérique. Ceci nous permis de confirmer le bon fonctionnement de notre circuit de mesure comme le montre les photos de la figure ci-dessous.

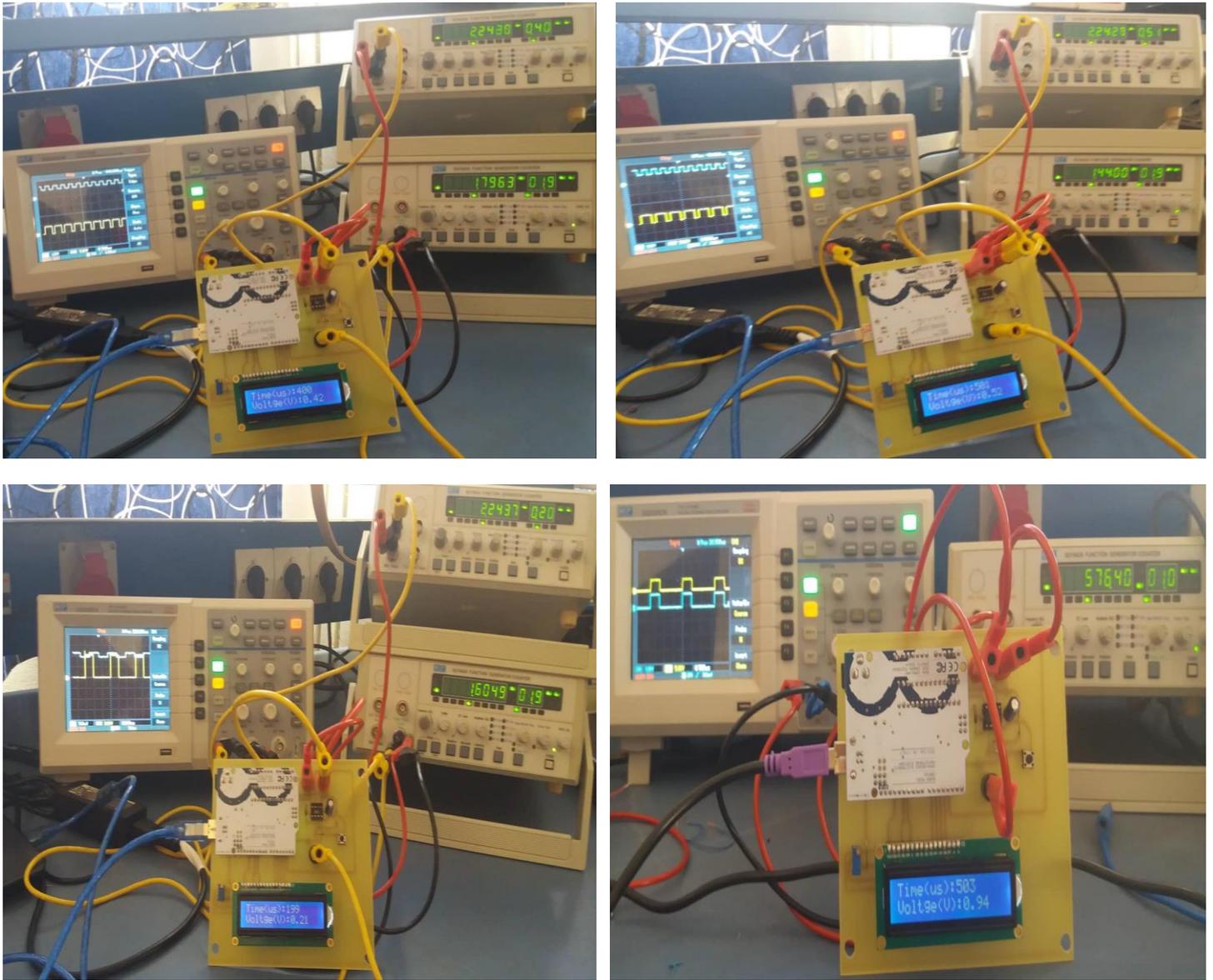


Figure3. 26:Validation du programme en utilisant deux signaux analogique et numérique

Le tableau ci-dessous montre les résultats affichés obtenus :

amplitude (v)	0,2	0,3	0,4	0,51
valeur affichée(v)	0,21	0,3	0,42	0,52
fréquence (khz)	1,6	1,4	1,2	0,22
valeur affichée(us)	199	495	501	3169

Tableau 3.1 : résultats obtenus

III.5. Conclusion :

Après un rappel des différents capteurs de rayonnement, nous avons décrit le fonctionnement de notre dispositif constitué d'un testeur IR et l'ensemble des détecteurs réalisés à base de la photodiode BPW34.

A la fin nous avons expliqué le fonctionnement de notre circuit de mesure basé sur la carte Arduino et un circuit de mise en forme permettant d'évaluer l'amplitude et la durée de l'impulsion.

Conclusion générale

Différents dispositifs médicaux à base des rayons X sont utilisés dans plusieurs spécialités médicales pour des fins de diagnostic (Radiologie conventionnelle et interventionnelle, mammographie, panoromie dentaire, angiographie, TDM et DMO) et pour des fins thérapeutique comme la radiothérapie.

Un programme de maintenance, de contrôle de qualité et de radioprotection est obligatoire dans le cadre d'utilisation de ces dispositifs à rayons X et ce pour garantir une bonne qualité de soin avec une réduction des doses délivrées aux patients et la protection du personnel contre les risques du rayonnement ionisant.

Notre projet de fin d'études a consisté en l'étude des différents équipements et dispositifs à rayons X avec tous les aspects normatifs et réglementaires. Dans la partie pratique, nous avons réalisé un dispositif de mesure de l'intensité de ces rayons.

Le capteur principal étant une photodiode PIN BPW34 qui peut être utilisée pour la détection des rayons gamma.

Nous avons réalisé plusieurs amplificateurs pour la conversion du signal électromagnétique en un signal électrique exploitable. Dans la première étape, nous avons réalisé un circuit à base de transistors bipolaires permettant d'afficher la présence d'un signal électromagnétique à travers une LED visible. Par suite, un deuxième amplificateur à base d'AOP a été réalisé pour assurer la conversion courant-tension à travers un transistor unipolaire. Le troisième prototype consiste en un amplificateur à base d'AOP à conversion courant tension sans et avec polarisation de photodiode. Le dernier étant un amplificateur à base d'AOP tension-tension.

Il est à noter que la source X est simulée dans le laboratoire par le signal du GBF alimentant une LED infrarouge pour tester et valider les différents blocs de notre dispositif

Enfin, nous avons développé une carte de mise en forme interfacée avec une carte Arduino pour la mesure de l'amplitude et la durée de l'intensité du signal émis sachant que la mesure de la dose repose sur ces deux valeurs.

La visite au service de médecine nucléaire nous a permis de voir de près l'ensemble des équipements médicaux et des appareils de mesure comme les radiamètres utilisés dans le cadre de la dosimétrie et la radioprotection.

Nous proposons dans les perspectives d'utiliser notre circuit pour la mesure de dose et aussi la mesure non invasive de la haute tension alimentant le tube générant les rayons X et ceci pour renforcer la radioprotection et assurer un contrôle de qualité régulier dans le service d'imagerie médicale.

Les annexes :

Annexe A : BPW34.

Annexe B :BF245C

Annexe C :LM358

Annexe D : Lf356

Annexe E : Journal officiel de la république ALGERIENNE

Annexe F : SI – photodiode (Hamamatsu)

Annexe G : résistances et capacités

Annexe A :

BPW34


www.vishay.com

BPW34, BPW34S

Vishay Semiconductors

Silicon PIN Photodiode



94 8283

FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: top view
- Dimensions (L x W x H in mm): 5.4 x 4.3 x 3.2
- Radiant sensitive area (in mm²): 7.5
- High photo sensitivity
- High radiant sensitivity
- Suitable for visible and near infrared radiation
- Fast response times
- Angle of half sensitivity: $\varphi = \pm 65^\circ$
- Compliant to RoHS Directive 2002/95/EC and in accordance to WEEE 2002/96/EC


RoHS
 COMPLIANT
GREEN
 (E-RECYCLE)

Note

** Please see document "Vishay Material Category Policy":
www.vishay.com/doc?99902

APPLICATIONS

- High speed photo detector

DESCRIPTION

BPW34 is a PIN photodiode with high speed and high radiant sensitivity in miniature, flat, top view, clear plastic package. It is sensitive to visible and near infrared radiation. BPW34S is packed in tubes, specifications like BPW34.

PRODUCT SUMMARY

COMPONENT	I_{rs} (μA)	φ (deg)	$\lambda_{0.1}$ (nm)
BPW34	50	± 65	430 to 1100
BPW34S	50	± 65	430 to 1100

Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

ORDERING INFORMATION

ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPW34	Bulk	MOQ: 3000 pcs, 3000 pcs/bulk	Top view
BPW34S	Tube	MOQ: 1800 pcs, 45 pcs/tube	Top view

Note

- MOQ: minimum order quantity

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS ($T_{amb} = 25^\circ C$, unless otherwise specified)

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V_R	60	V
Power dissipation	$T_{amb} \leq 25^\circ C$	P_V	215	mW
Junction temperature		T_J	100	$^\circ C$
Operating temperature range		T_{amb}	- 40 to + 100	$^\circ C$
Storage temperature range		T_{stg}	- 40 to + 100	$^\circ C$
Soldering temperature	$t \leq 3$ s	T_{sd}	260	$^\circ C$
Thermal resistance junction/ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm ²	R_{thJA}	350	K/W



www.vishay.com

BPW34, BPW34S

Vishay Semiconductors

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Breakdown voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$, $E = 0$	$V_{(BR)}$	60			V
Reverse dark current	$V_R = 10\text{ V}$, $E = 0$	I_{D0}		2	30	nA
Diode capacitance	$V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		70		pF
	$V_R = 3\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		25	40	pF
Open circuit voltage	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	V_o		350		mV
Temperature coefficient of V_o	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{V_o}		-2.6		mV/K
Short circuit current	$E_A = 1\text{ klx}$	I_k		70		μA
	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	I_k		47		μA
Temperature coefficient of I_k	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{I_k}		0.1		%/K
Reverse light current	$E_A = 1\text{ klx}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{R0}		75		μA
	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{R0}	40	50		μA
Angle of half sensitivity		ϕ		± 65		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ_p		900		nm
Range of spectral bandwidth		$\lambda_{0.1}$		430 to 1100		nm
Noise equivalent power	$V_R = 10\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	NEP		4×10^{-14}		W/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Rise time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_r		100		ns
Fall time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_f		100		ns

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)

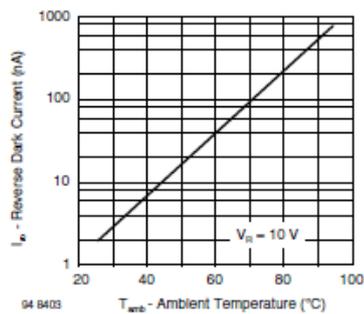


Fig. 1 - Reverse Dark Current vs. Ambient Temperature

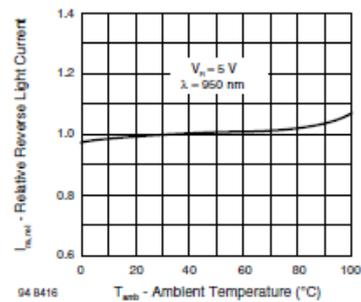


Fig. 2 - Relative Reverse Light Current vs. Ambient Temperature

Annexe B :

BF245C

ON Semiconductor™



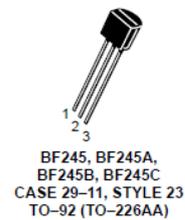
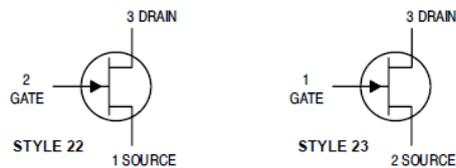
JFET VHF/UHF Amplifiers

N-Channel — Depletion

BF245A
BF245B

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Drain-Source Voltage	V_{DS}	± 30	Vdc
Drain-Gate Voltage	V_{DG}	30	Vdc
Gate-Source Voltage	V_{GS}	30	Vdc
Drain Current	I_D	100	mAdc
Forward Gate Current	$I_{G(f)}$	10	mAdc
Total Device Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	350 2.8	mW mW/°C
Storage Channel Temperature Range	T_{stg}	-65 to +150	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
OFF CHARACTERISTICS					
Gate-Source Breakdown Voltage ($I_G = 1.0 \mu\text{Adc}$, $V_{DS} = 0$)	$V_{(BR)GSS}$	30	—	—	Vdc
Gate-Source ($V_{DS} = 15 \text{ Vdc}$, $I_D = 200 \mu\text{Adc}$)	V_{GS}	0.4	—	7.5	Vdc
	BF245(1)	0.4	—	2.2	
	BF245A, BF244A(2)	1.6	—	3.8	
	BF245B, BF244B	3.2	—	7.5	
Gate-Source Cutoff Voltage ($V_{DS} = 15 \text{ Vdc}$, $I_D = 10 \text{ nAdc}$)	$V_{GS(off)}$	-0.5	—	-8.0	Vdc
Gate Reverse Current ($V_{GS} = 20 \text{ Vdc}$, $V_{DS} = 0$)	I_{GSS}	—	—	5.0	nAdc
ON CHARACTERISTICS					
Zero-Gate-Voltage Drain Current ($V_{DS} = 15 \text{ Vdc}$, $V_{GS} = 0$)	I_{DSS}	2.0	—	25	mAdc
	BF245(1)	2.0	—	6.5	
	BF245A, BF244A(2)	6.0	—	15	
	BF245B, BF244B	12	—	25	

1. On orders against the BF245, any or all subgroups might be shipped.
2. On orders against the BF244A, any or all subgroups might be shipped.

BF245A BF245B

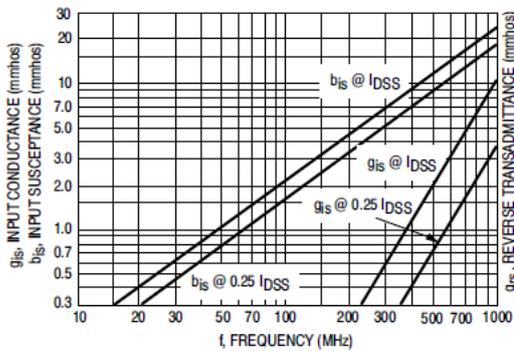
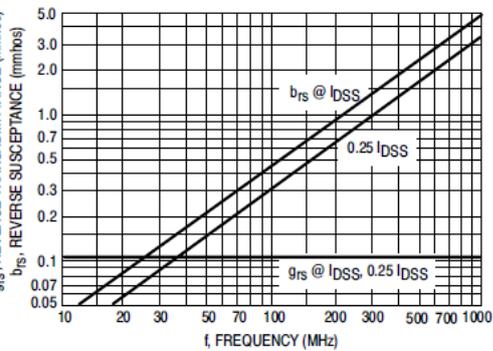
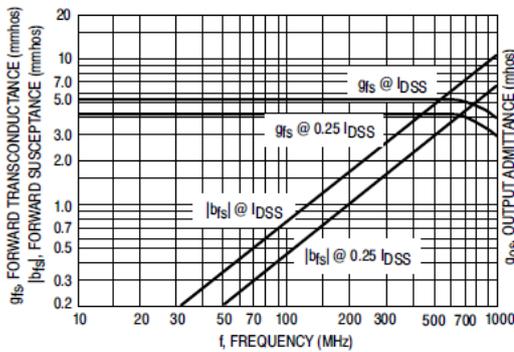
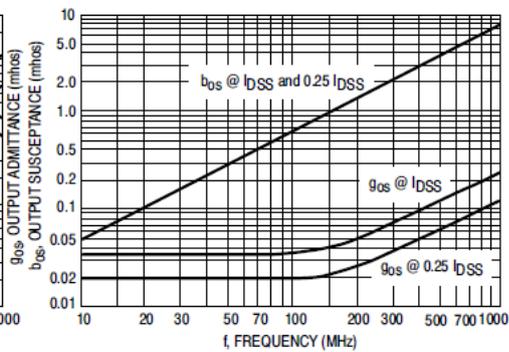
ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted) (Continued)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
SMALL-SIGNAL CHARACTERISTICS					
Forward Transfer Admittance ($V_{DS} = 15\text{ Vdc}, V_{GS} = 0, f = 1.0\text{ kHz}$)	$ Y_{fs} $	3.0	—	6.5	mmhos
Output Admittance ($V_{DS} = 15\text{ Vdc}, V_{GS} = 0, f = 1.0\text{ kHz}$)	$ Y_{os} $	—	40	—	μmhos
Forward Transfer Admittance ($V_{DS} = 15\text{ Vdc}, V_{GS} = 0, f = 200\text{ MHz}$)	$ Y_{fs} $	—	5.6	—	mmhos
Reverse Transfer Admittance ($V_{DS} = 15\text{ Vdc}, V_{GS} = 0, f = 200\text{ MHz}$)	$ Y_{rs} $	—	1.0	—	mmhos
Input Capacitance ($V_{DS} = 20\text{ Vdc}, -V_{GS} = 1.0\text{ Vdc}$)	C_{iss}	—	3.0	—	pF
Reverse Transfer Capacitance ($V_{DS} = 20\text{ Vdc}, -V_{GS} = 1.0\text{ Vdc}, f = 1.0\text{ MHz}$)	C_{rss}	—	0.7	—	pF
Output Capacitance ($V_{DS} = 20\text{ Vdc}, -V_{GS} = 1.0\text{ Vdc}, f = 1.0\text{ MHz}$)	C_{oss}	—	0.9	—	pF
Cut-off Frequency ⁽³⁾ ($V_{DS} = 15\text{ Vdc}, V_{GS} = 0$)	$F_c(f_{fs})$	—	700	—	MHz

3. The frequency at which g_{fs} is 0.7 of its value at 1 kHz.

COMMON SOURCE CHARACTERISTICS
ADMITTANCE PARAMETERS

($V_{DS} = 15\text{ Vdc}, T_{\text{channel}} = 25^\circ\text{C}$)

Figure 1. Input Admittance (y_{fs})Figure 2. Reverse Transfer Admittance (y_{rs})Figure 3. Forward Transadmittance (y_{fs})Figure 4. Output Admittance (y_{os})

Annexe C :

LM358



LM158, LM158A, LM258, LM258A
LM358, LM358A, LM358B, LM2904, LM2904B, LM2904V
SLOS068V – JUNE 1976 – REVISED SEPTEMBER 2018

Industry-Standard Dual Operational Amplifiers

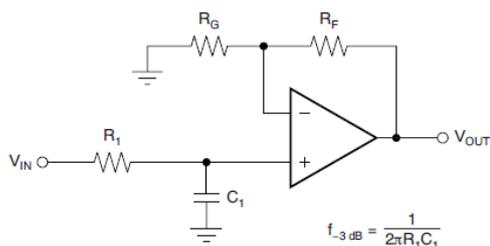
1 Features

- Wide Supply Range of 3 V to 36 V (B Version)
- Supply-Current of 300 μ A (B Version, Typical)
- Unity-Gain Bandwidth of 1.2 MHz (B Version)
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Enabling Direct Sensing Near Ground
- Low Input Offset Voltage of 3 mV at 25°C (A and B Versions, Maximum)
- Internal RF and EMI Filter (B Version)
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters Are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

2 Applications

- Merchant Network and Server Power Supply Units
- Multi-Function Printers
- Power Supplies and Mobile Chargers
- Motor Control: AC Induction, Brushed DC, Brushless DC, High-Voltage, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Desktop PC and Motherboard
- Indoor and Outdoor Air Conditioners
- Washers, Dryers, and Refrigerators
- AC Inverters, String Inverters, Central Inverters, and Voltage Frequency Drives
- Uninterruptible Power Supplies
- Programmable Logic Controllers
- Electronic Point-of-Sale Systems

Single-Pole, Low-Pass Filter



$$\frac{V_{\text{OUT}}}{V_{\text{IN}}} = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{1}{1 + sR_1 C_1}\right)$$

3 Description

The LM358B and LM2904B devices are the next-generation versions of the industry-standard LM358 and LM2904 devices, which include two high-voltage (36-V) operational amplifiers (op amps). These devices provide outstanding value for cost-sensitive applications, with features including low offset (300 μ V, typical), common-mode input range to ground, and high differential input voltage capability.

The LM358B and LM2904B devices simplify circuit design with enhanced features such as unity-gain stability, lower offset voltage of 3 mV (maximum at room temperature), and lower quiescent current of 300 μ A (typical). High ESD (2 kV, HBM) and integrated EMI and RF filters enable the LM358B and LM2904B devices to be used in the most rugged, environmentally challenging applications.

The LM358B and LM2904B devices are available in micro-size packages, such as TSOT-8 and WSON, as well as industry standard packages, including SOIC, TSSOP, and VSSOP.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM358B ⁽²⁾ , LM2904B ⁽²⁾ , LM358, LM358A, LM2904, LM2904V, LM258, LM258A	SOIC (8)	4.90 mm × 3.90 mm
LM358, LM358A, LM2904, LM2490V	TSSOP (8)	3.00 mm × 4.40 mm
LM358, LM358A, LM2904, LM2904V, LM258, LM258A	VSSOP (8)	3.00 mm × 3.00 mm
LM358, LM2904	SO (8)	5.20 mm × 5.30 mm
LM358, LM2904, LM358A, LM258, LM258A	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm
LM158, LM158A	CDIP (8)	9.60 mm × 6.67 mm
LM158, LM158A	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

(2) Package is for preview only



www.vishay.com

BPW34, BPW34S

Vishay Semiconductors

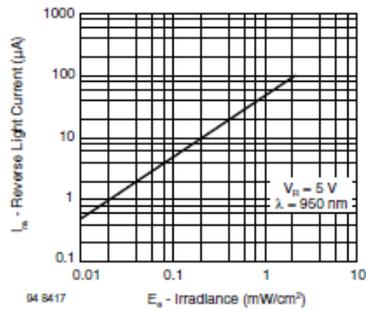


Fig. 3 - Reverse Light Current vs. Irradiance

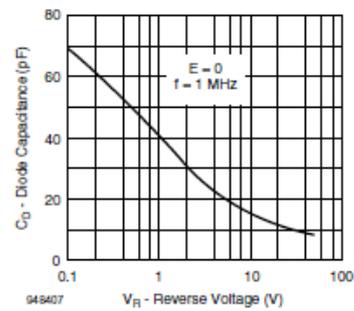


Fig. 6 - Diode Capacitance vs. Reverse Voltage

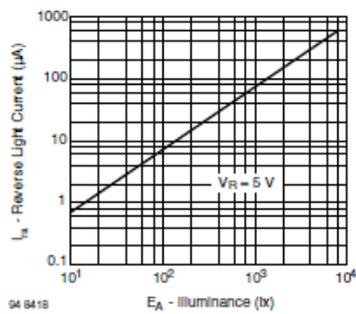


Fig. 4 - Reverse Light Current vs. Illuminance

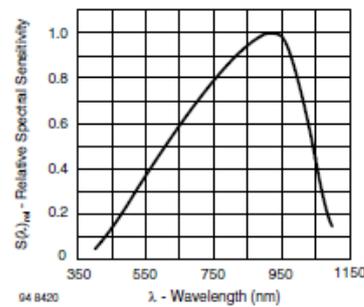


Fig. 7 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength

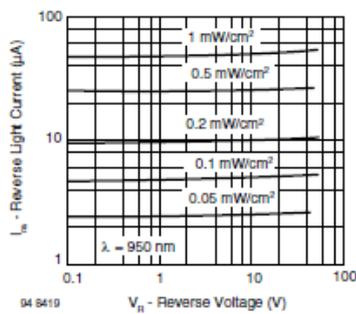


Fig. 5 - Reverse Light Current vs. Reverse Voltage

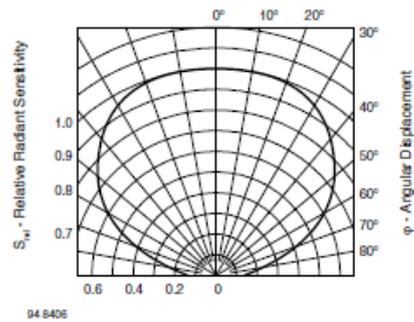


Fig. 8 - Relative Radiant Sensitivity vs. Angular Displacement

Industry-Standard Dual Operational Amplifiers

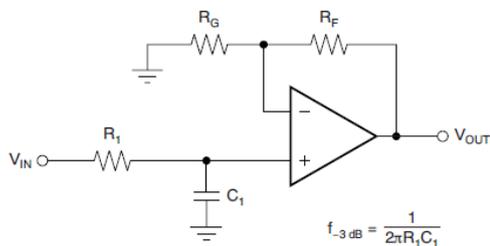
1 Features

- Wide Supply Range of 3 V to 36 V (B Version)
- Supply-Current of 300 μ A (B Version, Typical)
- Unity-Gain Bandwidth of 1.2 MHz (B Version)
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Enabling Direct Sensing Near Ground
- Low Input Offset Voltage of 3 mV at 25°C (A and B Versions, Maximum)
- Internal RF and EMI Filter (B Version)
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters Are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

2 Applications

- Merchant Network and Server Power Supply Units
- Multi-Function Printers
- Power Supplies and Mobile Chargers
- Motor Control: AC Induction, Brushed DC, Brushless DC, High-Voltage, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Desktop PC and Motherboard
- Indoor and Outdoor Air Conditioners
- Washers, Dryers, and Refrigerators
- AC Inverters, String Inverters, Central Inverters, and Voltage Frequency Drives
- Uninterruptible Power Supplies
- Programmable Logic Controllers
- Electronic Point-of-Sale Systems

Single-Pole, Low-Pass Filter



$$\frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = \left(1 + \frac{R_F}{R_G}\right) \left(\frac{1}{1 + sR_1 C_1}\right)$$

3 Description

The LM358B and LM2904B devices are the next-generation versions of the industry-standard LM358 and LM2904 devices, which include two high-voltage (36-V) operational amplifiers (op amps). These devices provide outstanding value for cost-sensitive applications, with features including low offset (300 μ V, typical), common-mode input range to ground, and high differential input voltage capability.

The LM358B and LM2904B devices simplify circuit design with enhanced features such as unity-gain stability, lower offset voltage of 3 mV (maximum at room temperature), and lower quiescent current of 300 μ A (typical). High ESD (2 kV, HBM) and integrated EMI and RF filters enable the LM358B and LM2904B devices to be used in the most rugged, environmentally challenging applications.

The LM358B and LM2904B devices are available in micro-size packages, such as TSOT-8 and WSON, as well as industry standard packages, including SOIC, TSSOP, and VSSOP.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM358B ⁽²⁾ , LM2904B ⁽²⁾ , LM358, LM358A, LM2904, LM2904V, LM258, LM258A	SOIC (8)	4.90 mm × 3.90 mm
LM358, LM358A, LM2904, LM2490V	TSSOP (8)	3.00 mm × 4.40 mm
LM358, LM358A, LM2904, LM2904V, LM258, LM258A	VSSOP (8)	3.00 mm × 3.00 mm
LM358, LM2904	SO (8)	5.20 mm × 5.30 mm
LM358, LM2904, LM358A, LM258, LM258A	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm
LM158, LM158A	CDIP (8)	9.60 mm × 6.67 mm
LM158, LM158A	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

(2) Package is for preview only



LM158, LM158A, LM258, LM258A
LM358, LM358A, LM358B, LM2904, LM2904B, LM2904V
SLOS068V – JUNE 1976 – REVISED SEPTEMBER 2018

www.ti.com

7.7 Electrical Characteristics: LM358, LM358A

For $V_S = (V+) - (V-) = 5\text{ V}$, $T_A = 25\text{ }^\circ\text{C}$, (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾		MIN	TYP ⁽²⁾	MAX	UNIT		
OFFSET VOLTAGE								
V_{OS}	Input offset voltage	$V_S = 5\text{ V to } 30\text{ V}$; $V_{CM} = 0\text{ V}$; $V_O = 1.4\text{ V}$	LM358		3	7	mV	
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		9		
			LM358A		2	3		
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		5		
dV_{OS}/dT	Input offset voltage drift		LM358	$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$	7		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	
			LM358A	$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$	7	20		
PSRR	Input offset voltage vs power supply ($\Delta V_{OS}/\Delta V_S$)	$V_S = 5\text{ V to } 30\text{ V}$	65	100		dB		
V_{OI}/V_{O2}	Channel separation	$f = 1\text{ kHz to } 20\text{ kHz}$		120		dB		
INPUT VOLTAGE RANGE								
V_{CM}	Common-mode voltage range	$V_S = 5\text{ V to } 30\text{ V}$	LM358		(V-)	(V+) - 1.5	V	
		$V_S = 30\text{ V}$	LM358A					
		$V_S = 5\text{ V to } 30\text{ V}$	LM358					
		$V_S = 30\text{ V}$	LM358A	$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$	(V-)	(V+) - 2		
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_S = 5\text{ V to } 30\text{ V}$; $V_{CM} = 0\text{ V}$	65	80		dB		
INPUT BIAS CURRENT								
I_B	Input bias current	$V_O = 1.4\text{ V}$	LM358		-20	-250	nA	
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		-600		
			LM358A		-15	-100		
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		-200		
I_{OS}	Input offset current	$V_O = 1.4\text{ V}$	LM358		2	60	nA	
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		150		
			LM358A		2	30		
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		75		
dI_{OS}/dT	Input offset current drift				10		$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$	
			LM358A	$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		300		
NOISE								
e_n	Input voltage noise density	$f = 1\text{ kHz}$		40		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$		
OPEN-LOOP GAIN								
A_{OL}	Open-loop voltage gain	$V_S = 15\text{ V}$; $V_O = 1\text{ V to } 11\text{ V}$; $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$		25	100	V/mV		
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$	15			
FREQUENCY RESPONSE								
GBW	Gain bandwidth product			0.7		MHz		
SR	Slew rate	$G = +1$		0.3		V/ μs		
OUTPUT								
V_O	Voltage output swing from rail	Positive rail	$V_S = 30\text{ V}$; $R_L = 2\text{ k}\Omega$	$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		4	V	
			$V_S = 30\text{ V}$; $R_L \geq 10\text{ k}\Omega$		2	3		
		Negative rail	$V_S = 5\text{ V}$; $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$					1.5
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$	5	20	mV	
I_O	Output current	$V_S = 15\text{ V}$; $V_O = 0\text{ V}$; $V_{IO} = 1\text{ V}$	Source	LM358A		-20	-30	mA
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		-10		
		$V_S = 15\text{ V}$; $V_O = 15\text{ V}$; $V_{IO} = -1\text{ V}$	Sink			10	20	
				$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		5		
		$V_{IO} = -1\text{ V}$; $V_O = 200\text{ mV}$				30	μA	
					12			
I_{SC}	Short-circuit current	$V_S = 10\text{ V}$; $V_O = V_S / 2$			± 40	± 60	mA	
POWER SUPPLY								
I_Q	Quiescent current per amplifier	$V_O = 2.5\text{ V}$; $I_O = 0\text{ A}$			350	600	μA	
		$V_S = 30\text{ V}$; $V_O = 15\text{ V}$; $I_O = 0\text{ A}$		$T_A = 0^\circ\text{C to } 70^\circ\text{C}$		500		1000

- (1) All characteristics are measured under open-loop conditions, with zero common-mode input voltage, unless otherwise specified. Maximum V_S for testing purposes is 30 V for LM358 and LM358A.
(2) All typical values are $T_A = 25^\circ\text{C}$.



www.ti.com

LM158, LM158A, LM258, LM258A
LM358, LM358A, LM358B, LM2904, LM2904B, LM2904V

SLOS068V – JUNE 1976 – REVISED SEPTEMBER 2018

Typical Characteristics (continued)

Typical characteristics section is applicable for LM158, LM158A, LM258, LM258A, LM358, LM358A, LM2904, and LM2904V

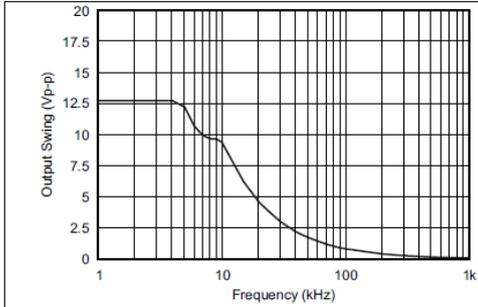


Figure 7. Maximum Output Swing vs. Frequency
($V_{CC} = 15\text{ V}$)

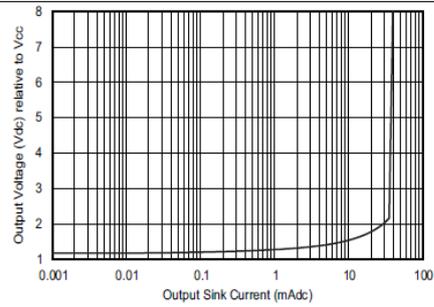


Figure 8. Output Sourcing Characteristics

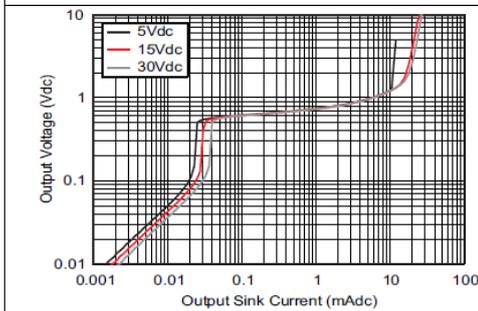


Figure 9. Output Sinking Characteristics

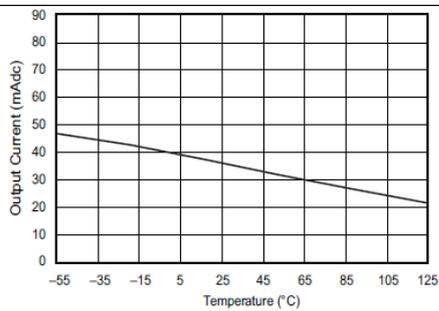
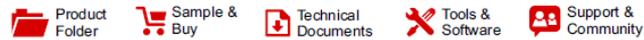


Figure 10. Source Current Limiting

Annexe D :

Lf356



LF155, LF156, LF256, LF257
LF355, LF356, LF357

SNO5BH0D –MAY 2000–REVISED NOVEMBER 2015

LFx5x JFET Input Operational Amplifiers

1 Features

- Advantages
 - Replace Expensive Hybrid and Module FET Op Amps
 - Rugged JFETs Allow Blow-Out Free Handling Compared With MOSFET Input Devices
 - Excellent for Low Noise Applications Using Either High or Low Source Impedance—Very Low 1/f Corner
 - Offset Adjust Does Not Degrade Drift or Common-Mode Rejection as in Most Monolithic Amplifiers
 - New Output Stage Allows Use of Large Capacitive Loads (5,000 pF) Without Stability Problems
 - Internal Compensation and Large Differential Input Voltage Capability
- Common Features
 - Low Input Bias Current: 30 pA
 - Low Input Offset Current: 3 pA
 - High Input Impedance: $10^{12} \Omega$
 - Low Input Noise Current: $0.01 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
 - High Common-Mode Rejection Ratio: 100 dB
 - Large DC Voltage Gain: 106 dB
- Uncommon Features
 - Extremely Fast Settling Time to 0.01%:
 - 4 μs for the LFX55 devices
 - 1.5 μs for the LFX56
 - 1.5 μs for the LFX57 ($A_V = 5$)
 - Fast Slew Rate:
 - 5 V/ μs for the LFX55
 - 12 V/ μs for the LFX56
 - 50 V/ μs for the LFX57 ($A_V = 5$)
 - Wide Gain Bandwidth:
 - 2.5 MHz for the LFX55 devices
 - 5 MHz for the LFX56
 - 20 MHz for the LFX57 ($A_V = 5$)
 - Low Input Noise Voltage:
 - 20 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ for the LFX55
 - 12 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ for the LFX56
 - 12 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ for the LFX57 ($A_V = 5$)

2 Applications

- Precision High-Speed Integrators
- Fast D/A and A/D Converters
- High Impedance Buffers
- Wideband, Low Noise, Low Drift Amplifiers
- Logarithmic Amplifiers
- Photocell Amplifiers
- Sample and Hold Circuits

3 Description

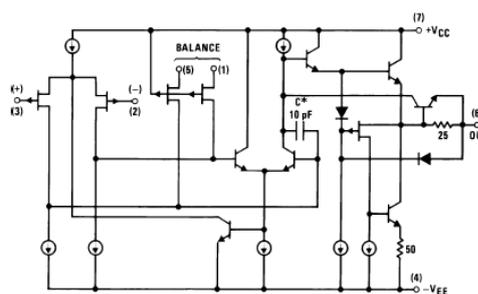
The LFx5x devices are the first monolithic JFET input operational amplifiers to incorporate well-matched, high-voltage JFETs on the same chip with standard bipolar transistors (BI-FET™ Technology). These amplifiers feature low input bias and offset currents/low offset voltage and offset voltage drift, coupled with offset adjust, which does not degrade drift or common-mode rejection. The devices are also designed for high slew rate, wide bandwidth, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low 1/f noise corner.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LFx5x	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	TO-CAN (8)	9.08 mm × 9.08 mm
	PDIP (8)	9.81 mm × 6.35 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

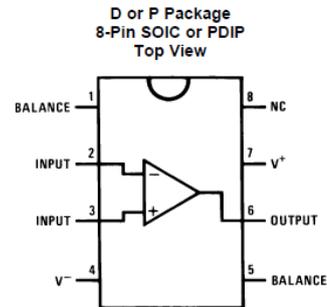
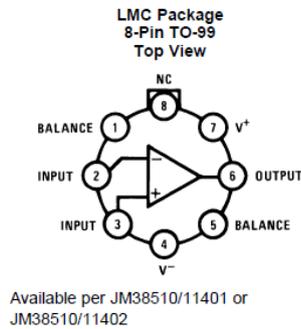


LF155, LF156, LF256, LF257
LF355, LF356, LF357

www.ti.com

SNOSBH0D – MAY 2000 – REVISED NOVEMBER 2015

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		I/O	DESCRIPTION
NAME	NO.		
BALANCE	1, 5	I	Balance for input offset voltage
+INPUT	3	I	Noninverting input
-INPUT	2	I	Inverting input
NC	8	—	No connection
OUTPUT	6	O	Output
V+	7	—	Positive power supply
V-	4	—	Negative power supply

Annexe E :

Journal officiel de la république ALGERIENNE

26

JOURNAL OFFICIEL DE LA REPUBLIQUE ALGERIENNE N° 64

20 Safar 1437
2 décembre 2015

**MINISTERE DE LA SANTE, DE LA POPULATION
ET DE LA REFORME HOSPITALIERE**

Arrêté du 28 Moharram 1437 correspondant au 10 novembre 2015 fixant les règles d'optimisation et les niveaux indicatifs pour les expositions médicales à l'intention des professionnels de la santé.

Le ministre de la santé, de la population et de la réforme hospitalière,

Vu le décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, modifié et complété, relatif aux mesures de protection contre les rayonnements ionisants, notamment son article 67 ;

Vu le décret présidentiel n° 15-125 du 25 Rajab 1436 correspondant au 14 mai 2015, modifié, portant nomination des membres du Gouvernement ;

Vu le décret exécutif n° 11-379 du 25 Dhou El Hidja 1432 correspondant au 21 novembre 2011 fixant les attributions du ministre de la santé, de la population et de la réforme hospitalière ;

Arrête :

Article 1er. — En application des dispositions de l'article 67 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé, le présent arrêté a pour objet de fixer les règles d'optimisation et les niveaux indicatifs pour les expositions médicales aux rayonnements ionisants à l'intention des professionnels de la santé.

CHAPITRE 1er

DISPOSITIONS GENERALES

Art. 2. — Les dispositions du présent arrêté s'appliquent à toutes les structures et établissements où sont utilisées des pratiques diagnostiques ou thérapeutiques mettant en jeu des rayonnements ionisants, notamment les techniques de radiologie, de médecine nucléaire et de radiothérapie.

Art. 3. — Aucune exposition médicale à des fins diagnostiques ou thérapeutiques ne doit être effectuée sans prescription médicale.

Art. 4. — Les expositions médicales à des fins diagnostiques ou thérapeutiques sont pratiquées par les seuls professionnels de la santé qualifiés et autorisés à cet effet par les services compétents du ministère chargé de la santé conformément à la réglementation en vigueur.

Art. 5. — Les expositions médicales à des fins diagnostiques ou thérapeutiques ne peuvent être effectuées que dans les installations autorisées par le commissariat à l'énergie atomique, conformément aux dispositions du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé.

Art. 6. — Lors de la prescription d'une exposition médicale aux rayonnements ionisants, il est tenu compte :

- du bien-fondé de l'acte médical ;
- de l'urgence de l'acte médical ;
- des caractéristiques de l'exposition médicale ;
- des caractéristiques du patient ;

— des informations pertinentes tirées d'examen radiologiques pratiqués antérieurement sur le patient, de sorte à éviter tout nouvel examen qui ne s'avérerait pas nécessaire ;

— des possibilités offertes par d'autres techniques médicales n'impliquant pas d'exposition aux rayonnements ionisants.

Art. 7. — La justification générique des actes médicaux impliquant une exposition aux rayonnements ionisants est assurée par un comité d'experts placé auprès du ministère chargé de la santé, qui valide les protocoles y afférents. Les protocoles sont actualisés, autant que de besoin, compte tenu des avancées technologiques et de l'évolution des connaissances.

Les missions, la composition, l'organisation et le fonctionnement du comité sont fixés par le ministre chargé de la santé.

Art. 8. — Les actions de dépistage impliquant une exposition aux rayonnements ionisants, menées sur des cohortes de patients asymptomatiques sont soumises à l'approbation des services compétents du ministère chargé de la santé qui doivent s'assurer de la justification et de la mise en œuvre d'un programme d'assurance de la qualité y afférent.

Art. 9. — Les équipements médicaux émettant des rayonnements ionisants doivent être conformes aux normes en la matière en vigueur, notamment celles de la commission électrotechnique internationale et de l'organisation internationale de normalisation.

Art. 10. — Les installations médicales mettant en jeu des rayonnements ionisants font l'objet d'un programme d'assurance de la qualité pour les expositions médicales, élaboré sous la supervision des praticiens médicaux spécialistes concernés et du physicien médical, selon les conditions et modalités fixées par le ministre chargé de la santé.

Le programme d'assurance de la qualité comprend notamment :

- les procédures de gestion des dossiers des patients y compris la vérification de leur identité ;
- les mesures des paramètres physiques des générateurs de rayonnements, des appareils d'imagerie, des installations d'irradiation lors de leur mise en service et périodiquement ;
- la vérification des facteurs physiques et cliniques appropriés utilisés dans les diagnostics ou les traitements ;
- la vérification de l'étalonnage et des conditions de fonctionnement des appareils de dosimétrie et de contrôle radiologique.

Art. 11. — Les structures et établissements de santé veillent à la prise de toutes les mesures applicables pour réduire, autant que possible, la probabilité d'expositions médicales aux rayonnements ionisants inappropriées, involontaires ou accidentelles dues à des défauts de conception ou dysfonctionnement des équipements, à des erreurs humaines ou liées à des systèmes informatiques. Toutefois, en cas de survenance, la structure ou l'établissement de santé fait procéder à une investigation et prend toute mesure corrective éventuelle.

CHAPITRE 2

DISPOSITIONS APPLICABLES A LA RADIOLOGIE DIAGNOSTIQUE ET INTERVENTIONNELLE

Art. 12. — Les praticiens médicaux exécutant un acte de radiologie s'assurent que :

- l'équipement utilisé est conforme aux normes ;
- les protocoles opératoires établis pour chaque type d'examen radiologique sont suivis ;
- il est tenu compte des niveaux indicatifs prévus à l'annexe jointe au présent arrêté ;
- l'exposition du patient est maintenue aussi basse que possible, en étant compatible avec la qualité de l'image et le but clinique recherché ;
- les adaptations nécessaires aux patients en pédiatrie sont prises en compte.

Art. 13. — Les praticiens médicaux, en relation avec les personnels paramédicaux compétents, tiennent compte, autant que de besoin, des paramètres ci-après afin de minimiser l'exposition du patient, à savoir :

- la zone à examiner ;
- le nombre et la taille des vues par examen ;
- le temps de l'examen et en particulier en radiologie interventionnelle ;
- l'emploi de grilles anti-diffusantes ;
- la collimation appropriée du faisceau de rayons X de sorte à circonscrire de manière optimisée la zone à examiner ;
- la distance minimale du focus à la peau du patient, qui ne doit en aucun cas être inférieure à la valeur requise pour chaque type d'examen ;
- les valeurs appropriées des paramètres opératoires (tension du tube, intensité, ou leur produit) ;

Art. 14. — Les examens radiologiques causant une exposition de l'abdomen ou du pelvis d'une femme enceinte ou susceptible de l'être doivent être évités, sauf s'ils sont justifiés par une nécessité médicale avérée. Dans ce cas, l'examen doit être planifié et exécuté de sorte à minimiser la dose à l'embryon ou au fœtus, le cas échéant.

Au cas où un examen radiologique exposant l'abdomen ou le pelvis serait pratiqué en ignorant que la femme est enceinte, il est procédé à une reconstitution de la dose reçue par l'embryon ou par le fœtus.

Art. 15. — Aucune personne ne doit être admise dans la salle d'exposition durant l'examen de radiologie sans nécessité avérée. Dans un tel cas, elle doit être munie des accessoires de protection, notamment le tablier plombé.

Art. 16. — Des caches appropriés pour les organes radiosensibles tels le cristallin, les gonades, la thyroïde sont appliqués au patient, en particulier en pédiatrie, lorsque cela est possible.

Art. 17. — Les équipements de radiologie portables ou mobiles ne doivent être utilisés que pour les examens des patients qui ne sont pas autorisés médicalement à se déplacer. De tels équipements ne sont utilisés qu'après que les mesures adéquates de radioprotection aient été prises sur le lieu de l'examen.

Art. 18. — Les paramètres opératoires des équipements de radiologie doivent être vérifiés selon une périodicité appropriée et après chaque intervention de maintenance ou modification.

Art. 19. — Les structures et établissements de santé doivent tenir à jour un dossier de radiologie et le conserver dix (10) années. Le dossier doit comporter :

- la nature des examens pratiqués ;
- les paramètres opératoires (tension, intensité, temps) ;
- le nombre d'images obtenues.

Ils doivent, en outre, tenir à jour le registre des équipements médicaux conformément aux dispositions de l'article 14 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé.

CHAPITRE 3

DISPOSITIONS APPLICABLES A LA MEDECINE NUCLEAIRE

Art. 20. — Les praticiens médicaux en charge de l'administration de produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques s'assurent que le patient reçoit la dose minimale, compatible avec la qualité d'image par :

- la sélection du produit radio-pharmaceutique adéquat ;
- l'activité optimale du produit à administrer pour le type d'examen recherché et qu'il est tenu compte des niveaux indicatifs prévus à l'annexe jointe au présent arrêté ;
- la prise en compte d'exigences spéciales concernant les patients dont certaines fonctions organiques sont altérées ;
- l'utilisation de méthodes de blocage de l'incorporation dans les organes non sujets à l'examen, lorsque cela est possible ;
- l'utilisation de méthodes d'accélération de l'excrétion appropriées.

Art. 21. — L'administration de produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques ou thérapeutiques à des femmes enceintes ou susceptibles de l'être doit être évitée, sauf si elle est motivée par une nécessité médicale avérée.

Art. 22. — Les mères allaitantes recevant des produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques ou thérapeutiques sont tenues d'interrompre l'allaitement durant une période déterminée selon la prescription médicale et la nature du produit administré.

Art. 23. — L'administration de produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques à des enfants doit être motivée par une nécessité médicale avérée. Dans ce cas, les praticiens médicaux veillent à adapter l'activité du produit radio-pharmaceutique à administrer au poids ou à la surface corporelle de l'enfant, ou à tout autre critère approprié.

Art. 24. — L'activité des produits radio-pharmaceutiques à administrer est déterminée et enregistrée au moment de sa préparation. Les activimètres destinés à cet effet font l'objet d'un étalonnage par rapport à un étalon traçable à un intervalle régulier.

Art. 25. — Les patients ayant reçu un traitement avec un produit radio-pharmaceutique à titre ambulatoire, ou au terme d'une hospitalisation, reçoivent des praticiens médicaux de la structure ou de l'établissement de santé des consignes orales et écrites sur la conduite à tenir avec ses proches pour minimiser leur exposition.

Art. 26. — Les structures et établissements de santé doivent tenir à jour un dossier de médecine nucléaire et le conserver dix (10) années. Le dossier doit comporter :

- le type de produit radio-pharmaceutique administré ;
- l'activité de celui-ci ;
- les résultats d'étalonnage périodique de l'équipement de mesure de l'activité.

Ils doivent, en outre, tenir à jour le registre des sources conformément aux dispositions de l'article 14 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé.

CHAPITRE 4

DISPOSITIONS APPLICABLES A LA RADIOTHERAPIE

Art. 27. — Lors des traitements de radiothérapie, les praticiens médicaux spécialistes s'assurent, en liaison avec les physiciens médicaux que :

- la dose prescrite soit délivrée avec la qualité de faisceau adéquate au volume cible défini dans le plan de traitement ;
- l'exposition aux tissus sains et aux organes à risque est maintenue aussi basse que raisonnablement possible.

Art. 28. — L'étalonnage des appareils de radiothérapie porte sur la qualité ou l'énergie du rayonnement et sur la dose absorbée ou le débit de dose absorbée dans un milieu, à une distance et à une date de référence donnés.

Art. 29. — L'étalonnage des sources radioactives scellées employées en curiethérapie porte sur l'activité, le débit de kerma à l'air de référence ou le débit de dose absorbée dans un milieu, à une distance et à une date de référence données.

Art. 30. — Les contrôles de la qualité sont effectués lors de la mise en service d'un appareil, après une intervention de maintenance ou modification et à intervalles réguliers.

Art. 31. — Pour les usages thérapeutiques des rayonnements ionisants, les prescriptions en matière de dosimétrie clinique et d'assurance de la qualité sont appliquées sous la supervision d'un physicien médical, conformément à la réglementation en vigueur, en utilisant des appareils de mesure étalonnés par les services habilités à délivrer un certificat d'étalonnage.

Art. 32. — Les structures et établissements de santé doivent tenir à jour un dossier de radiothérapie et le conserver dix (10) années. Le dossier doit comporter :

- la nature des traitements ;
- les paramètres opératoires.

Ils doivent, en outre, tenir à jour le registre des sources et appareillage conformément aux dispositions de l'article 14 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé. Le registre doit mentionner, notamment :

- les résultats des tests de mise en service ;
- les résultats des étalonnages et des vérifications périodiques ;
- l'historique des pannes et des interventions de maintenance.

Art. 33. — Le dossier médical des patients doit mentionner les données suivantes :

- la description du volume cible ;
- les doses maximales et minimales délivrées au volume cible ;
- le plan de fractionnement des doses et le temps total de traitement ;
- les résultats de la dosimétrie clinique ;
- les histogrammes de volumes pour le traitement en trois dimensions ;
- les images de positionnement avant traitement ;
- les doses de tolérance aux organes à risque selon les références admises en la matière.

Art. 34. — Le présent arrêté sera publié au *Journal officiel* de la République algérienne démocratique et populaire.

Fait à Alger, le 28 Moharram 1437 correspondant au 10 novembre 2015.

Abdelmalek BOUDIAF.

ANNEXE

NIVEAUX INDICATIFS DE DOSE, DE DEBIT DE DOSE
ET D'ACTIVITE POUR L'EXPOSITION MEDICALE

Tableau 1 : Niveaux de dose indicatifs pour la radiographie diagnostique dans le cas d'un patient adulte type

Examen	Dose à la surface par radiographie ^a (mGy)	
	Rachis lombaire	AP LAT LSJ
Abdomen, urographie intraveineuse et cholécystographie	AP	10
Bassin	AP	10
Articulation coxo-fémorale	AP	10
Poitrine	PA LAT	0,4 1,5
Rachis cervico-dorsal	AP LAT	7 20
Dents	Périapical AP	7 5
Crâne	PA LAT	5 3

Notes : PA = Incidence postéro-antérieure ; LAT = Incidence latérale ; LSJ = Incidence de l'articulation lombo-sacrée ; AP = Incidence antéro-postérieure.

^aDans l'air avec rétrodiffusion. Ces valeurs sont applicables à des combinaisons film-écran classiques pour des sensibilités relatives de l'ordre de 200. Pour des combinaisons film-écran de haute sensibilité (400-600), les valeurs devraient être réduites d'un facteur de 2 à 3.

Tableau 2 : Niveaux de dose indicatifs pour la tomodensitométrie dans le cas d'un patient adulte type

Examen	Dose moyenne tomodensitométrie ^a (mGy)
Tête	50
Rachis lombaire	35
Abdomen	25

^aValeurs dérivées de mesures sur l'axe de rotation de fantômes équivalant à l'eau de 15 cm de long et de 16 cm (tête) et 30 cm (rachis lombaire et abdomen) de diamètre.

Tableau 3 : Niveaux de dose indicatifs pour la mammographie dans le cas d'une patiente adulte type.Dose moyenne à la glande mammaire par incidence cranio-caudale^a1 mGy (sans grille)
3 mGy (avec grille)^a Valeur déterminée dans un sein comprimé de 4,5 cm constitué à parts égales de tissu glandulaire et de tissu adipeux pour des systèmes film-écran et des unités spécialisées de mammographie à cible au Molybdène (Mo) et à filtre au Mo.**Tableau 4 :** Niveaux de débit de dose indicatifs pour la radioscopie dans le cas d'un patient adulte type.

Mode de fonctionnement	Débit de dose à la surface ^a mGy/min
Normal	25
Niveau élevé ^b	100

^a Dans l'air avec rétrodiffusion.^b Pour les appareils de radioscopie avec option «niveau élevé», tels que ceux qui sont utilisés fréquemment en radiologie d'intervention.**Tableau 5 :** Niveaux d'activité indicatifs pour les actes de médecine nucléaire dans le cas d'un patient adulte type.

	Examen	Radiolonucléide	Forme chimique	Activité maximale usuelle par examen (MBq)
OS	Imagerie des os	^{99m} Tc	Phosphonate et composés de phosphate	600
	Imagerie des os par tomодensitométrie d'émission monophotonique (SPECT)		Phosphonate et composés de phosphate	800
	Imagerie de la moelle osseuse	^{99m} Tc	Colloïde marqué	400
Cerveau	Imagerie du cerveau (statique)	^{99m} Tc	TcO ₄	500
		^{99m} Tc	Acide diéthylène triaminopentaacétique (DTPA), gluconate et glucoheptonate	500
	Imagerie du cerveau (SPECT)	^{99m} Tc	TcO ₄	800
		^{99m} Tc	DTPA, gluconate et glucoheptonate	800
		^{99m} Tc	Examétazime	500
Débit sanguin cérébral	¹³³ Xe	En solution isotonique de chlorure de sodium	400	
	^{99m} Tc	Hexaméthyl propylène amine oxime (HM-PAO)	500	
Cisternographie	¹¹¹ In	DTPA	40	
Voies lacrymales	Drainage lacrymal	^{99m} Tc	TcO ₄ -	4
		^{99m} Tc	Colloïde marqué	4
Thyroïde	Imagerie de la thyroïde	^{99m} Tc	TcO ₄ -	200
		¹²³ I	I-	20
	Métastases thyroïdiennes (après ablation)	¹³¹ I	I-	400
	Imagerie des glandes parathyroïdes	²⁰¹ Tl	Tl ⁺ chlorure	80

Examen		Radiolonucléide	Forme chimique	Activité maximale usuelle par examen (MBq)
Poumons	Imagerie de la ventilation pulmonaire	^{81m}Kr ^{99m}Tc	Gaz DTPA - Aerosol	6 000 80
	Etude de la ventilation pulmonaire	^{133}Xe ^{127}Xe	Gaz Gaz	400 200
	Imagerie de la perfusion pulmonaire	^{81m}Kr ^{99m}Tc	Solution aqueuse Albumine humaine (macroagrégats ou microsphères)	6 000 100
	Imagerie de la perfusion pulmonaire (avec veinographie)	^{99m}Tc	Albumine humaine (macroagrégats ou microsphères)	160
	Etude de la perfusion pulmonaire	^{133}Xe ^{127}Xe	Solution isotonique Solution isotonique de chlorure	200 200
	Imagerie pulmonaire (SPECT)	^{99m}Tc	Macroagrégats d'albumine (MAA)	200
Foie et rate	Imagerie du foie et de la rate	^{99m}Tc	Colloïde marqué	80
	Imagerie fonctionnelle du système biliaire	^{99m}Tc	Iminodiacétates et agents équivalents	150
	Imagerie de la rate	^{99m}Tc	Hématies dénaturées marquées	100
	Imagerie du foie (SPECT)	^{99m}Tc	Colloïde marqué	200
Cardio-vasculaire	Etudes du débit sanguin (1er passage)	^{99m}Tc	TcO_4	800
		^{99m}Tc	DTPA	800
		^{99m}Tc	Macroagrégats de globuline 3	400
	Imagerie du pool sanguin	^{99m}Tc	Complexe d'albumine humaine	40
	Imagerie cardiaque et vasculaire/ études à l'aide de sondes	^{99m}Tc	Complexe d'albumine humaine	800
	Imagerie du myocarde/études à l'aide de sondes	^{99m}Tc	Hématies normales marquées	800
	Imagerie du myocarde	^{99m}Tc	Phosphonate et composés de phosphate	600
Imagerie du myocarde (SPECT)	^{99m}Tc	Isonitriles	300	
	^{201}Tl	Tl^+ , chlorure	100	
	^{99m}Tc	Phosphonate et composés de phosphate	800	
	^{99m}Tc	Isonitriles	600	

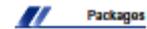
Examen		Radiolonucléide	Forme chimique	Activité maximale usuelle par examen (MBq)
Estomac, tractus gastro-intestinal	Imagerie de l'estomac/des glandes salivaires	^{99m}Tc	TcO_4	40
	Imagerie des diverticules de meckel	^{99m}Tc	TcO_4	400
	Hémorragie digestive	^{99m}Tc	Colloïde marqué	400
		^{99m}Tc	Hématies normales marquées	400
	Transit et reflux œsophagiens	^{99m}Tc	Colloïde marqué	40
		^{99m}Tc	Composés non absorbables	40
Evacuation gastrique	^{99m}Tc	Composés non absorbables	12	
	^{111}In	Composés non absorbables	12	
	^{113m}In	Composés non absorbables	12	
Reins, appareil urinaire et glandes surrénales	Imagerie des reins	^{99m}Tc	Acide dimercapto-succinique	160
	Imagerie des reins/néphrographie	^{99m}Tc	DPTA , gluconate et glucoheptonate	350
		^{99m}Tc	Macroagrégats de globuline 3	100
		^{123}I	O-iodohippurate	20
Imagerie des glandes surrénales	^{75}Se	Sélenocholestérol	8	
Examens divers	Imagerie de tumeurs ou d'abcès	^{67}Ga	Citrate	300
		^{201}Tl	Chlorure	100
	Imagerie de tumeurs	^{99m}Tc	Acide dimercapto-succinique	400
	Imagerie de tumeurs neuroectodermiques	^{123}I	Méta-iodo-benzyl-guanidine	400
		^{131}I	Méta-iodo-benzyl-guanidine	20
	Imagerie de nodules lymphatiques	^{99m}Tc	Colloïde marqué	80
	Imagerie d'abcès	^{99m}Tc	Leucocytes marqués à l'examétazime	400
^{111}In		Leucocytes marqués	20	
Imagerie de thrombus	^{111}In	Plaquettes marquées	20	

Tableau 6 : Niveau indicatif d'activité maximale chez les patients traités à leur sortie de l'hôpital

Radionucléide	Activité (MBq)
Iode - 131	1100

Annexe F :

SI – photodiode (hamamatsu)



◆ Surface mount type Si photodiodes

Type	Type no.	Page	Metal	Ceramic	Plastic	Glass epoxy	With BNC connector	Remarks
High-speed response Si PIN photodiode	S5106, S5107 S7509, S7510	23		Yes				Surface mount type
Segmented type Si photodiode	S5980, S5981 S5870, S8558	23		Yes				Surface mount type
Small package type Si photodiode	S0674 S10625-01CT	24				Yes		Surface mount type
Small package type Si PIN photodiode	S13773 S10993-02CT S12158-01CT	24				Yes		Surface mount type

◆ Si photodiodes with preamp, TE-cooled type Si photodiodes

Type	Type no.	Page	Metal	Ceramic	Plastic	Glass epoxy	With BNC connector	Remarks
Si photodiode with preamp for measurement	S8745-01, S8746-01 S9295 series	25	Yes					
TE-cooled type Si photodiode	S2592/S3477 series	26	Yes					

◆ Si photodiodes for X-ray detection

Type	Type no.	Page	Metal	Ceramic	Plastic	Glass epoxy	With BNC connector	Remarks
Si photodiode with scintillator	S8559, S8193	27		Yes				With scintillator
	S12858/S12859/ S11299/S11212/ S12362/S12363 series	27				Yes		With scintillator
Large area type Si PIN photodiode	S3590 series S8650	29		Yes				
	S2744/S3204/ S3584/S3588 series	30		Yes				

◆ Special application Si photodiodes

Type	Type no.	Page	Metal	Ceramic	Plastic	Glass epoxy	With BNC connector	Remarks
RGB color sensor	S7505-01, S9032-02 S9702	31			Yes			Surface mount type
	S10917-35GT S10942-01CT	31				Yes		Surface mount type
	S6428-01, S6429-01 S6430-01	32			Yes			
Violet/blue sensitivity enhanced type	S5973-02, S9195 S3994-01	33	Yes					
For VUV (vacuum ultraviolet) monitor	S8552, S8553	34		Yes				Unsealed
For VUV detection (high reliability type)	S10043	34		Yes				Unsealed
For monochromatic light detection	S12742-254	35	Yes					
For YAG laser detection	S3759	35	Yes					
For electron beam detector	S11141-10, S11142-10	36		Yes				Unsealed
PWB package with leads type	S12497, S12498	36				Yes		Unsealed
CSP type	S13965-01, S13966-01 S13967-01, S13620-02	37				Yes		Unsealed

Application examples

Here, we will introduce several applications of our Si photodiodes.

Optical power meters



Large area type Si PIN photodiodes are used to measure the light levels of various light sources such as laser diodes and LEDs.

LCD backlight color adjustment



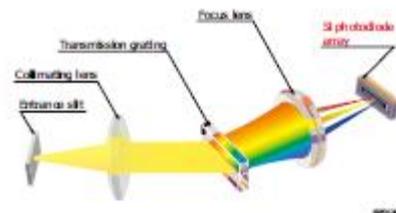
The RGB color sensor detects the white balance of LCD backlight optical waveguides and controls the light level of each RGB LED to stabilize the LCD backlight color.

Sunlight sensors



Si photodiodes are used to detect the amount of sunshine to control the volume of air flow for automotive air conditioners.

Spectrophotometers



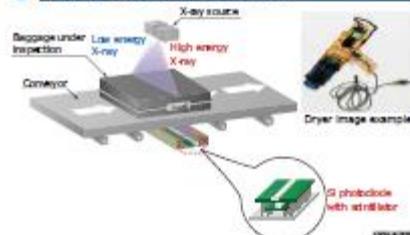
Si photodiode arrays are used to detect light that has been divided into wavelengths through a diffraction grating in spectrophotometers.

Radiation detectors



Si PIN photodiodes with scintillators are used in detectors that measure radiation levels of γ rays and other rays.

Baggage inspection equipment



Si PIN photodiodes with scintillators are used in dual energy imaging of baggage inspection equipment to obtain information about an object such as its type and thickness.

Si photodiodes for precision photometry

For UV to near IR

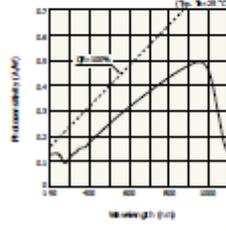
These Si photodiodes have sensitivity in the UV to near IR range. They are suitable for low-light-level detection in analysis and the like. (Typ. $T_a = 25^\circ\text{C}$)

Type no.	Spectral response range (nm)	Photosensitivity (A/W)		Dark current $V_a = 10\text{ mV}$ max. (pA)	Terminal capacitance $V_a = 0\text{ V}$ 1-10 kHz (pF)	Photosensitive area size (mm)	Package	Photo
		$\lambda = 200\text{ nm}$	$\lambda = 860\text{ nm}$					
S1336-1BBQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	-	20	20	1.1 × 1.1	TO-18	
S1336-1BBK	320 to 1100	-	-					
S1336-5BQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	-	30	65	2.4 × 2.4	TO-5	
S1336-5BK	320 to 1100	-	-					
S1336-44BQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	-	50	150	3.6 × 3.6	TO-8	
S1336-44BK	320 to 1100	-	-					
S1336-8BQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	-	100	380	5.8 × 5.8	TO-8	
S1336-8BK	320 to 1100	-	-					
S1337-1BBR ^{*1}	190 to 1100	0.12	0.5	50	65	1.1 × 5.9	Ceramic	
S1337-1BBR	340 to 1100	-	0.62					
S1337-33BQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	0.5	30	65	2.4 × 2.4	Ceramic	
S1337-33BR	340 to 1100	-	0.62					
S1337-66BQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	0.5	100	380	5.8 × 5.8	Ceramic	
S1337-66BR	340 to 1100	-	0.62					
S1337-1010BQ ^{*1}	190 to 1100	0.12	0.5	200	1100	10 × 10	Ceramic	
S1337-1010BR	340 to 1100	-	0.62					

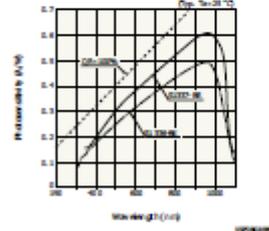
*1: Refer to "Precautions against UV light exposure" (P.42).

Spectral response

[S1336-BQ, S1337-BQ]

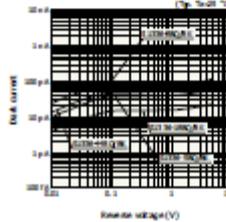


[S1336-BK, S1337-BR]

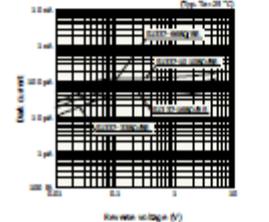


Dark current vs. reverse voltage

[S1336 series]



[S1337 series]



Annexe G : : résistances et capacités

circuit	Valeur de résistances	Valeur de condensateur
Testeur de rayonnement à base de transistor bipolaire	R1=1k Ω R2=15k Ω R3=100 Ω R4, R5=47k Ω R6=2.2M Ω R7=10k Ω	C1=22 μ F15v C2=1 μ F15v C3, C4=10Nf
Détecteur de rayonnement à base de transistor unipolaire	R1 = 1M Ω R2 = 1k Ω R3, R14 = 10M Ω R4 = 4.7k Ω R5, R7 = 10k Ω R6, R8 = 330k Ω R9, R10 = 470 Ω R11, R12 = 100 Ω R13 = 5.6 Ω	C1, C2, C3, C9 = 100nF C4, C5 = 47pF C6, C7 = 100 μ F 16V C8 = 10 μ F 16V
CIV sans polarisation	R variable =1M Ω	
tension CIV avec polarisation	R variable =1M Ω R2 ,4=10k Ω R3=100k Ω R1=10M Ω	C1=2.2pF C3=100pF C4=100nF
Détecteur à amplificateur de tension CVV	R=1M Ω R3=22 Ω R1=1k Ω R2=10k Ω	

- [1]- Dr Bruno CHAUVET. Pr Jean-Jacques MAZERON, « livre blanc de la radiothérapie en France ». Société française de radiothérapie oncologique. (2013).
- [2]- ERVIN B. PODGORSK. "Review of Radiation Oncology Physics": A Handbook for Teachers and Students; Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada. Sponsored by: International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [3]- PR. MALIKA ÇAOUI. " Interaction des rayonnements ionisants avec la matière". Université Mohamed V-Souissi. 2009.
- [4]- ASMA MARZOUK. " Etude d'une solution d'Alanine par Spectrophotométrie UVVisible pour une application dosimétrique". Chimie Industrielle. Institut national de Sciences Appliquées et de Technologie. Université de 7 Novembre. 2007.
- [5]- HIGH-DOSE DOSIMETRY. IAEA, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1985.
- [6]- MELLE. BERKOK HOURIA, MR. FARSI ABDELSAMAD. " Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie- Mohamed Boudiaf. Oran : s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes.
- [7]- CHRISTOPHE CHAMPION. " Interaction des ondes et des particules avec la matière biologique". Laboratoire de physique moléculaire et des collisions ; Institut de physique de Metz ; Université de Metz, Technopôle 2000, Doc.
- [8]- M.A.MISDAQ. "Introduction à la physique et aux techniques nucléaires", Afrique- Orient, Casablanca, 1990.
- [9]- KHALED FARAH. "Etudes spectroscopiques des verres irradiés : Application en dosimétrie nucléaire". Physique. Université de Monastir, Faculté des sciences de Monastir: s. n, 2010. Thèse de doctorat.
- [10]- THE PHYSICS OF RADIOLOGY. 4^{ème} édition . Harold Elford Johns- John Robert Cunningham.
- [11]- SIMEON Sébastien. « modélisation et validation de la version 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE », UNIVERSITE BLAISE PASCAL. 2006
- [12]-DOSIMETRIE.<http://www.adacuser.free.fr/modules/archives/download.php?id=2>.
- [13]- S. DERREUMAUX, G. BOISSERIE, G. BRUNET, I. BUCHHEIT, T. SARRAZIN, M. CHEA, C. HUET, I. ROBBES ET F. TROMPIER. " Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de Photons de très petites dimensions utilisés en Radiothérapie stéréotaxique ". Société Française de Physique Médicale. Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Rapport DRPH/SER n° 2008-18.

- [14]- Jean-Noël BADEL. « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise ». L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. 2009
- [15]- « Myriam COULIBALY & Boris GEYNET ,évolution technologique en radiothérapie externe », université de technologie compiégne , Année 2000 – 2001
- [16]-Dr David Azria, Pr Jean-Bernard DUBOIS,"Notions radiobiologiques;Principaux effets secondaires", MIB – Cancerologie ,2007.
- [17]- Gregory Delpon, Leone Aubignac, Celine Bramouille, Christine Boutry, Lucie Guerin, Frederic Lafay, « sfpM : Radiotherapie Guidee par l'Image Contrôle de qualité des équipements a rayons X », RAPPORT SFPM N° 29, Centre Antoine Bécclère, 45 rue des Saints Pères, 75270 Paris Cedex 06, <http://www.sfpM.asso.fr/>.
- [18]- Jean-Noël Foulquier, Norbert Allières, Alain Batalla, Stéphane Beaumont, « sfpM : Contrôle de qualité d'une installation de Simulation Virtuelle », août 2009, Institut Curie – 26 rue d'Ulm 75248 Paris cedex 05 – Adresse site web SFPM.
- [19]- S. DERREUMAUX, G. BOISSERIE, G. BRUNET, I. BUCHHEIT, T. SARRAZIN, M. CHEA, C. HUET, I. ROBBES, F. TROMPIER, « Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique » Saisine ASN/AFSSAPS DEP-DIS-N°752-2007,Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO, Rapport DRPH/SER n°2008-18.
- [20]- B. Vigneron, V. Buhot , S. Pie , « Enjeux et informatisation du contrôle qualité des équipements de radiologie conventionnelle: retour d'expérience opérationnelle au centre hospitalier d'Elbeuf »,Institut du Management, École des hautes études en santé publique, avenue du Professeur-Léon-Bernard, CS 74312, 35043 Rennes cedex, France.
- [21]- Wilfrid VINCENT, Délégué général de la FNMR l'environnement réglementaire de l'imagerie médicale » , janvier 2006 .
- [22]- Christine Jimonet et Henri Métivier, « Principes de radioprotection – Réglementation » , - janvier 2010.
- [23]- Hervé Lecllet, Martine Madoux, « Radioprotection en radiologie médicale » , AFNOR ,janvier 2007.
- [24]- Cour madame ZIANI CHERIF « biophysique » deuxième année Génie Biomédical.

Résumé

Les rayons X sont largement utilisés en médecine pour des fins diagnostiques (Imagerie) ou thérapeutiques dans le traitement des cancers.

La maintenance, le contrôle de qualité et la radioprotection des dispositifs médicaux à rayons X sont devenus des obligations réglementaires et ce pour assurer une bonne qualité des soins avec une réduction des doses délivrées aux patients et du personnel dans le cadre de la radioprotection.

Dans notre projet de fin d'études nous avons étudié différents équipements et dispositifs à rayons X avec tous les aspects normatifs et réglementaires. Dans la partie pratique, nous avons réalisé un dispositif de mesure de l'intensité de ces rayons à base d'une photodiode PIN BPW34 qui peut être utilisée pour la détection des rayons gamma. Plusieurs prototypes ont été mis en œuvre. La carte de mise en forme interfacée avec une carte Arduino que nous avons réalisée nous a permis la mesure de l'amplitude et la durée de l'intensité du signal émis.

Durant nos tests de fonctionnement et de validation des blocs électroniques de notre dispositif, la source X est simulée dans le laboratoire par le signal du GBF alimentant une LED infrarouge.

Dans le cadre du contrôle de qualité et de la radioprotection, notre circuit de mesure de dose permettra aussi la mesure non invasive de la haute tension alimentant le tube des rayons X.

Mot clés : rayon X, imagerie, radiothérapie, dose, dispositif de mesure, photodiode, KVp, durée d'expositions.

Abstract :

X-rays are widely used in medicine for diagnostic purposes (Imaging) or therapeutic in the treatment of cancers.

Maintenance, quality control and radiation protection of X-ray medical devices have become regulatory obligations to ensure good quality of care with a reduction in the doses delivered to patients and personnel in the context of radiation protection.

In our end-of-studies project we studied different equipment and X-ray devices with all the normative and regulatory aspects. In the practical part, we realized a device of measurement of the intensity of these rays based on a PIN photodiode BPW34 which can be used for the detection of the gamma rays. Several prototypes have been implemented. The formatting board interfaced with an Arduino board that we made allowed us to measure the amplitude and the duration of the intensity of the emitted signal.

During our tests of operation and validation of the electronic blocks of our device, the source X is simulated in the laboratory by the GBF signal supplying an infrared LED.

As part of quality control and radiation protection, our dose measurement circuit will also allow noninvasive measurement of the high voltage supplying the X-ray tube.