

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la A Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes
De MASTER ACADEMIQUE**
Spécialité : **Electronique Biomédicale**
Filière : **GENIE ELECTRIQUE**

Présenté par
Dahmane SAADI
Farid KHADIR

Mémoire dirigé par **Mounir SEHAD**

Thème
Etude D'un Appareil Radiographique Fixe Os-Poumons
APELEM

Mémoire soutenu publiquement le : 20 septembre 2015 devant le jury composé de :

Mme Zohra AMEUR	Professeur, UMMTO, Président
M. Mounir SEHAD	M.C.B, UMMTO, Rapporteur
M. Mourad LAZRI	M.C.A, UMMTO, Examineur
M. Fethi OUALLOUCHE	M.C.B, UMMTO, Examineur

Remerciement

Nous souhaitons remercier dans un premier temps, toute l'équipe pédagogique de la Faculté de Génie électrique et informatique et en particulier, le responsable de la spécialité « Électronique-biomédicale », Mr. OUALOUCH Fethi, ainsi nous exprimons notre gratitude à Monsieur : SEHAD Mounir Maître de conférence à l'Université Mouloud MAMMERI– Tizi-Ouzou, notre promoteur, pour nous avoir guidé tout au long de ce travail. Nous le remercions vivement de sa disponibilité, pour ses conseils, avisés et son aide pour la concrétisation de ce mémoire.

Nous tenons à remercier tout particulièrement et à témoigner toute notre reconnaissance aux personnes suivantes, pour l'expérience enrichissante et pleine d'intérêt qu'elles n'ont fait vivre durant la période de stage au sein de C.H.U de tizi-ouzou :

Monsieur ZELMAT Moh-said, Consultant responsable de mission, notre tuteur de stage, pour nous avoir fait partager toute son expérience et ses compétences ; pour le temps qu'il nous a consacré tout au long de cette période de stage, sachant répondre à toutes nos interrogations ; sans oublier sa participation à la réalisation de ce mémoire.

Ainsi Mr. RACHAK Ghani, Mmme. GUERBOUTI Samia, pour leur soutien.

Nous exprimons nos sincères remerciements aux membres du jury pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Nous tenons aussi à remercier tous nos amis, pour leur courage et aides

Enfin, nous tenons à remercier nos parents, nos famille, nos proches pour leurs encouragements et leur soutien dans tous les instants.

Abbréviation

ADN : Acide Désoxyribonucleique

APR : Programmation Anatomique

AEC : Automatique Exposition Commande

ATP : Acide adénosine Triphosphorique

ADC : Analog Digital Converter

AD : Analog Digital

ABC : Automatique Brightness Contrôle

CR : Computed Radiography

DRAC : Digital Rotary Anode Controller

EV : Electron Volte

EPROM : Erasable Programmable Readonly Memory

EEPROM : Electrically Erasable Programmable Readonly Memory

EXP : Exposition

EMI : Electromagnétique Interférence

HT : Haute Tension

HF : Haute Fréquence

HVT : Haute Voltage Transformer

IGBT : Insulated Gate Bipolar Transistore

Kev : Kilo électron volte

Kv : Kilo volte

LED : Light Emetting Diode

LF-RAC : Low frequency – Rotary Anode Controller

Mev : Méga électron volte

MA : Mili Ampère

NVRAM : Non Volatile Randomaccès Memory

OMD : Onde Electromagnétique

PCB : Printed Circuit Borad

PWM : Pulsé Largeur Modulation

Pa : Pascal

PREP : Préparation

RAD : RADiographie

RAM : Randomaccé Memory

RMAS : Record Management Système

RX : Rayons- X

SID : Source Image Distance

LISTE DES TABLEAUX

Tab 1.1	Classification des radiations	9
Tab 3.1	les codes d'erreur	77

LISTE DES FIGURES

Fig.1.1	Appareil de faraday pour étudier les décharges électriques dans les gaz.....	5
Fig. 1.2	Tube de Crookes Cathode, anode, obstacle (croix de malte).....	6
Fig. 1.3	Mise en évidence des rayons cathodiques.....	6
Fig. 1.4	Représentation électromagnétique des rayons X	9
Fig. 1.5	Classification des rayonnements	10
Fig. 1.6	Rayonnement de freinage.....	12
Fig. 1.7	Raies caractéristiques	13
Fig. 1.8	Différence d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés.....	14
Fig. 1.9	Absorption des rayons X par la matière.....	15
Fig. 1.10	Diffusion d'une radiation par un électron libre situé en O.....	18
Fig. 1.11	Transformation de l'atome en ion positif	19
Fig. 1.12	Effet photoélectrique	21
Fig. 2.1	Image général de la radiologie.....	22
Fig.2.2	Le générateur HT	23
Fig. 2.3	Image correspondante au pupitre.....	25
Fig. 2.4	La table de la radiographie.....	31
Fig. 2.5	Tiroir porte cassette.....	32
Fig. 2.6	Colonne coulissante	32
Fig.2.7	Les différents composants d'un tube radiogène	33
Fig. 2.8	Ampoule de verre de tube radiogène	34
Fig. 2.9	Cathode du tube radiogène	35

Fig.2.10	Anode du tube radiogène.....	36
Fig. 2.11	Diaphragme de l'appareil radiologique.....	38
Fig. 2.12	Panneau avant	41
Fig. 2.13	Grille antidiffusante	42
Fig. 2.14	rapports de grille	42
Fig. 2.15	Cassettes	43
Fig.2.16	Le numériseur CR 30-X	45
Fig.2.17	Imprimante radiographique	45
Fig.2.18	Image d'un film radiographique.....	45
Fig.2.19	Système bloc diagramme	48
Fig.2.20	Schéma synoptique.....	49
Fig. 2.21	Marche arrêt.....	50
Fig. 2.22	liaison série.....	51
Fig. 2.23	Le schéma synoptique de la console	53
Fig.2.24	Le schéma synoptique de HT contrôleur.....	55
Fig. 2.25	Préparation et l'exposition des rayons X.....	56
Fig. 2.26	Le schéma de la boucle fermée	57
Fig. 2.27	Module de puissance	58
Fig.3.1	Digramme de la maintenance	61
Fig.3.2	Diagramme de la procédure de réparation après défaillance.....	63
Fig. A.1	Synoptique LF-RAC	ii
Fig. A.2	Le synoptique de DRAC	iii
Fig. A.3	Tube d'échange des filaments	iv
Fig. A.4	Système AEC avec Ion Chambre	v
Fig. A.5	Formes d'onde pour AEC le fonctionnement avec Ion Chambre.....	vi
Fig. B.1	Architecture interne	viii
Fig. B.2	Architecture interne de 89C55.....	ix
Fig. B.3	Architecture interne de 8279.....	x

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	1
--------------------------	----------

Chapitre 1: Généralités sur les Rayons X

1.1 Péambule :	2
1.2 Physique du rayonnement :.....	2
1.2.1 DEFINITION DU RAYONNEMENT :	2
1.2.2 TYPES DE RAYONNEMENT :	2
a) Rayonnement non ionisants :	2
b) Rayonnement ionisants :	3
1.3 Historique des rayons x :	5
1.4 Définition des rayons x :.....	8
1.5 Applications des rayons x :.....	10
1.6 Production des rayons x :	11
1.6.1 LE SPECTRE CONTINU :	11
1.6.2 LE SPECTRE DE RAIES CARACTERISTIQUE :	12
1.7 Propriétés générales :	13
1.8 Interaction entre les rayons x avec la matiere :	14
1.8.1 ATTENUATION ET ABSORPTION DU FAISCEAU :	14
a) Lois d'absorption :	15

b) Longueur d'onde du rayonnement :	16
c) Nature du corps absorbant :	16
1.8.2 DIFFUSION :	16
1.9 CONCLUSION :	21

Chapitre 2: Description de l'appareil Radiographique(APELEM)

PARTIE 1 : Description des différents blocs de l'appareil	22
2.1 PREAMBULE :	22
2.2 Description des différents blocs de l'appareil :	23
2.2.1 LE GENERATEUR HT:	23
2.2.2 PUPITRE DE COMMANDE RAD :	23
a) Marche /Arrêt :	26
b) Indicateur du foyer :	26
c) Paramètres radiographiques :	26
d) Incrémentation/ Décrémentation :	27
d) Sélection de chambre de mesure :	28
e) Couple écran /film :	28
f) Densité :	28
g) Reset AEC:	28
❖ PROGRAMMATION ANATOMIQUE(APR) :	28
a) Ecran d'affichage APR :	29

b) Taille patient :	29
c) Touches de sélection de vue anatomiques :	29
2.2.3. TABLE DE LA RADIOGRAPHIE :	31
a) Pédale de freins du panneau :	31
b) Poignée du Bucky :	31
c) Tiroir porte - cassette :	31
2.2.4 COLONNE COULISSANTE :	32
2.2.5 TUBE RADIOGENE :	33
a) Principe général :	33
b) Eléments constitutifs :	34
d) Filtre	38
2.2.6 DIAPHRAGME :	38
2.2.7 BUCKY MURALS/ SUPPORTMURAL:	40
a) marche/arrêt	40
b) Ensemble chariot vertical:	40
c) Tiroir porte-cassette :	40
d) Panneau avant :	40
2.2.8 GRILLE ANTIDIFFUSANTE :	42
a) Rapport de grille :	42
b) Poids en plomb :	43
2.2.9 CASSETTES :	43
2.2.11 FILMS RADIOGRAPHIQUES :	44
a) Radiologie digital :	44
b) Imprimante :	45

PARTIE 2 : Fonctionnement de l'appareil.....	46
2.3. Fonctionnement :.....	46
2.3.1 SCHEMAS SYNOPTIQUES :.....	46
2.3.2. MISE EN MARCHE/ARRET	50
2.3.4. LIAISON SERIE:	51
2.3.5. ATP CONSOLE :.....	52
2.3.6. CONTROLEUR HT:	54
2.3.7. ILLUSTRATION PREPARATION ET EXPOSITION :	55
2.3.8. FONCTIONNEMENT EN BOUCLE FERMEE :	56
2.3.9. LE MODULE DE PUISSANCE	57
2.4 CONCLUSION :	59

CHAPITRE 3: Maintenance et tests

3.1 Perméable:	60
3.2. Définition de la maintenance :.....	60
3.3. Les différents types de maintenance :	60
3.3.1 LA MAINTENANCE PREVENTIVE.....	61
a) La maintenance systématique :.....	62
b) la maintenance conditionnelle :	62
3.3.2. LA MAINTENANCE CORRECTIVE :	63
a) la maintenance palliative :	63

b) la maintenance curative :	63
3.3.3 LA MAINTENANCE ADAPTATIVE :	63
a) la rénovation :	65
b) la reconstruction :	65
c) les travaux d'amélioration :	65
d) les travaux de modernisation :	65
3.4. Objectif de la maintenance :	65
3.5 Les actions de maintenance :	66
a) Actions préventive :	66
b) Routine de démarrage :	69
c) formation et préchauffage du tube à rayons X :	69
c.1). procédures de préchauffage (tous les jours) :	69
c.2). procédure de formation (running) (après un mois) :	70
3.6. Actions correctives :	70
3.6.1 ASSERVISSEMENT DE L'APPAREIL :	70
3.7 Codes d'erreur :	72
3.8 CONCLUSION :	78
CONCLUSION :	79
ANNEXE A: les options de l'appareil Apelem	i
A.1 LF-RAC	i
A.2 DRAC.....	ii
A.3. Tube et changement filament.....	iv
A.4 FonctionnementAECpourionchambre	iv

ANNEXE B: Liste des composants.....	vii
B.1 Microprocesseur 8088.....	vii
B.2 Microcontrôleur 89C55.....	viii
B.3 8279 : Interface programmable de clavier et affichage.....	viii
Bibliographie	

Introduction générale

L'application correcte des phénomènes ondulatoires a permis l'évolution de la médecine en explorant l'anatomie du corps humain. Parmi ces phénomènes On cite les rayons X qui depuis leur découverte par le professeur Wilhelm Conrad Röntgen, de nombreux changements et améliorations nous sont parvenus à travers les années, pour faire aujourd'hui de ce phénomène un moyen de diagnostic indispensable à la médecine moderne .

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques ayant une grande énergie, ce qui leur procure des caractéristiques particulières comme celles de traverser certains tissus. En associant ces caractéristiques avec un procédé d'enregistrement d'images, on obtient des clichés de l'intérieur de notre organisme qui va aider les personnels soignants à identifier les anomalies par le biais d'un équipement biomédical appelé la radiographie.

De nos jours la radiologie a une vaste application sous le même principe, on trouve une grande diversité d'équipements de radio diagnostique selon la spécialité ou par d'autres termes selon l'examen demandé, à titre d'exemple le scanner, la mammographie et la radiographie.

Les chercheurs, aussi bien en physique, en médecine et en électronique biomédical, par leurs efforts continus, ont réussi à transformer les techniques et l'équipement radiographique afin de nous permettre l'exploration de tous les organes humains et ceci, dans les conditions les plus sûres possibles.

Notre travail consiste à mener une étude détaillée sur l'appareil radiographique OS-poumons APELEM, et de recueillir des données sur les rayons X dans l'objectif de comprendre son principe de fonctionnement.

Pour ce faire notre mémoire est divisée en trois chapitres :

- Dans le premier chapitre nous présentons des généralités sur les rayons X.
- Le deuxième chapitre est consacré à la description de l'appareil de radiologie (APELEM).
- Les différentes étapes pour le test et la maintenance de l'appareil de radiologie sont détaillées dans le troisième chapitre et Enfin, nous terminons par une conclusion.

Chapitre 1 :

Généralités sur les rayons X

1.1 Préambule :

Dans le domaine de la radiologie, on utilise des rayons X qui sont exploités pour obtenir des clichés, après avoir traversé le corps humain, et impressionner un film radiologique. Ces rayons sont produits à l'intérieur du tube radiogène, ils ont des caractéristiques que nous allons développer dans ce chapitre ainsi leurs, propriétés et applications.

1.2 Physique du rayonnement

1.2.1 Définition du rayonnement

Le rayonnement est un transfert d'énergie sous forme d'ondes ou particules, qui peut se produire par rayonnement électromagnétique (par exemple : infrarouge) ou par une désintégration (par exemple : radioactivité α). Par conséquent, le transfert peut se réaliser dans le vide ; l'exemple caractéristique de rayonnement est celui du soleil dans l'espace. En physique, le terme radiation ou son synonyme rayonnement désigne le processus d'émission ou de transmission d'énergie sous forme de particules, d'ondes électromagnétique, ou d'ondes acoustiques, il comprend les radiations électromagnétiques (ondes radio, lumière, infrarouge, rayons x et rayon γ) ainsi que les rayonnements particuliers (particules alpha, beta et neutrons). [1]

1.2.2 Types de rayonnement

Il existe deux types de rayonnement, non ionisants et ionisants :

a) Rayonnement non ionisants

Le rayonnement non ionisant est un rayonnement qui n'a pas assez d'énergie pour déloger les électrons des orbites des atomes qu'il frappe. Les ondes radio, les micro-ondes, ultraviolet, infrarouge et la lumière visible appartient à cette catégorie de rayonnement. [2]

➤ L'infrarouge

L'infrarouge est une onde électromagnétique de fréquence inférieure à celle de la lumière (et donc de longueur d'onde supérieure à celle du rouge qui va de 500 à 780 nm) ; la longueur d'onde de l'infrarouge est compris entre 700 nm et 10^6 nm.

➤ Lumière visible

La lumière désigne les ondes électromagnétiques visible par l'œil humain, c'est-à-dire comprises dans des longueurs d'ondes de 0,4 à 0,7 micron <<400 nm (violet) à 700 nm (rouge)>>. La lumière est liée à la notion de couleur ; c'est Newton qui propose pour la première fois au XVII^e siècle un cercle des couleurs chromatique basé sur la décomposition de la lumière blanche.

➤ Ultra-violet

En termes scientifiques, le rayonnement ultraviolet est composé de rayonnements électromagnétiques, tout comme la lumière visible, de signaux radar et signaux radio. Les rayonnements électromagnétiques sont transmis sous forme d'ondes ; Les rayons ultraviolets ont une onde plus courte (fréquence plus élevée) que celle de la lumière visible, mais une plus grande longueur d'onde (fréquence plus basse) que celle des rayons x ; ce type de rayonnement est utilisé pour se réchauffer. [3]

b) Rayonnement ionisants

Le rayonnement ionisant est un rayonnement doté d'une énergie suffisante pour déloger les électrons des orbites des atomes qu'il frappe. Les particules alpha, beta, les rayons X et γ appartiennent à cette catégorie de rayonnement. [4]

➤ Rayon alpha

Le rayonnement alpha provient d'atomes radioactifs lourds ; une particule alpha est une particule lourde formée de deux protons et de deux neutrons et chargée positivement. Il provient du noyau d'un atome perd son énergie très rapidement, il s'arrête complètement après avoir traversé quelques centimètres d'air, la couche de peau morte qui couvre notre peau arrête complètement le rayonnement alpha.

➤ Rayon beta

Le rayon beta provient d'atomes radioactifs. Une particule beta est une particule très petite et très légère, qui peut avoir une charge négative ou positive, si elle est chargée négativement.

Elle est alors exactement semblable à un électron, sinon on l'appelle un positron. Les deux sortes de rayon beta proviennent du noyau de l'atome, le rayonnement beta peut voyager plus loin que le rayonnement alpha. Il peut traverser la partie morte de notre peau et atteindre la partie vivante juste en dessous. Dans l'air le noyau beta parcourt environ deux mètres

➤ Rayon gamma

Le rayonnement γ se compose d'ondes électromagnétiques de très haute énergie, il ne possède ni masse, ni charge électrique. Le rayon γ provient de noyau d'un atome radioactif. Il est très pénétrant et peut traverser notre corps, en fait on ne peut pas arrêter complètement le rayon γ , certains, mais peu, arriveront même à traverser une grande épaisseur de plomb.

➤ Rayonnement neutronique

Le rayonnement neutronique se produit lorsque des neutrons sont éjectés du noyau par fission nucléaire ; ce phénomène est l'éclatement d'un noyau instable en deux noyaux plus légers et quelques particules élémentaires, cet éclatement s'accompagne d'un dégagement de chaleur c'est-à-dire d'énergie.

➤ Rayonnement cosmique

Il est constitué de particules énergétiques, par exemple des protons et des ions d'hélium, qui se déplacent dans l'espace. Ces particules proviennent de phénomènes qui surviennent au-delà de notre système solaire. Lorsqu'elles pénètrent dans l'atmosphère terrestre, elles entrent en collision avec les atomes de notre atmosphère, et les brisent, ce qui produit un rayonnement secondaire, d'intensité moindre. Au moment où les rayons cosmiques atteignent le sol, leur intensité a considérablement diminué.

➤ Rayons X

Les rayons X sont produits par des appareils conçus à cet effet (appareils de radiographie). Ils sont constitués d'ondes électromagnétiques de grande énergie, mais ils ne proviennent pas de noyau de l'atome ; ils se produisent à la suite d'interactions spécifiques entre les électrons et les atomes ; comme les rayons γ , les rayons X sont très pénétrants, on ne peut pas les arrêter complètement, mais on peut utiliser des matériaux tels que le plomb pour réduire le nombre de rayons X qui atteindra notre corps. [5]

1.3 Historique des rayons X

En 1838, le chimiste et physicien britannique Faraday s'intéresse aux décharges électriques dans les gaz raréfiés grâce au dispositif suivant : une anode et une cathode sont placées en vis-à-vis dans un tube en verre, la cathode est mise sous tension et si celle-ci est assez élevée cela déclenche une étincelle entre les deux électrodes (fig. 1.1) Si on diminue la pression du gaz dans l'ampoule, on constate que l'apparence de l'étincelle se change en une émanation violette. Faraday pense alors avoir découvert un quatrième état de la matière qu'il nomme « matière radiante ».



Fig.1.1 Appareil de Faraday pour étudier les décharges électriques dans les gaz.

Cette expérience fut reprise tout au long du dix-neuvième siècle en variant de nombreux paramètres (nature du gaz, forme du tube, pression dans l'ampoule...) mais la nature du phénomène observé restait incomprise. Les progrès techniques dans la conception des ampoules à vide et des pompes à vide permettent au physicien allemand Plücker d'observer que le vide poussé (pression de l'ordre de 100 Pa) rend le tube très résistant au passage du courant : la haute tension ne provoque plus qu'une fluorescence verte sur certaines parois du tube en verre et en particulier en face de la cathode.

En 1869, son élève Hittorf prouve que cette lueur est due à l'arrivée sur le verre de rayons qui se propagent en ligne droite depuis la cathode.

Pour cela il dispose une croix métallique face à la cathode et observe l'ombre de cette croix sur la paroi du tube opposée à la cathode (figures 1.2 et 1.3). Ces rayons seront nommés « rayons cathodiques ». Il montre également que les rayons cathodiques peuvent être déviés par un aimant.

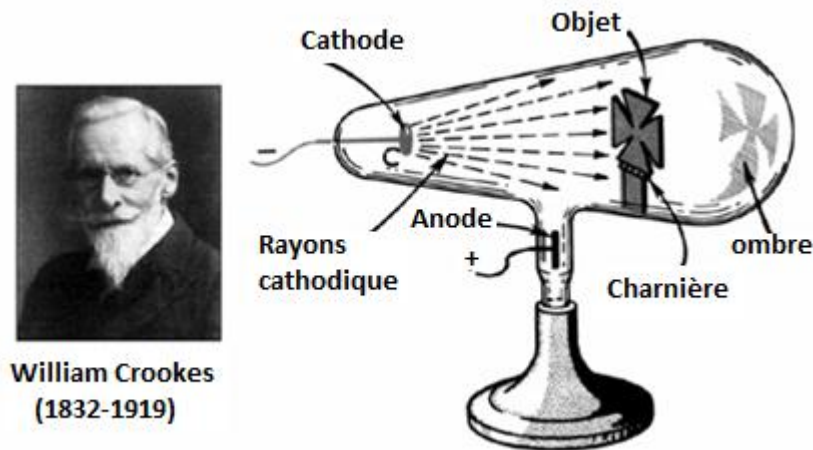


Fig. 1.2 Tube de Crookes Cathode, anode, obstacle (croix de malte).



Fig. 1.3 Mise en évidence des rayons cathodiques.

Par la suite, le chimiste et physicien Crookes perfectionnera encore le dispositif en créant les tubes qui portent son nom. Au sein d'un tube de Crookes, la pression résiduelle est comprise entre 1 et 100 Pa et la cathode est concave pour concentrer le rayonnement.

Ce sont ces tubes qui permettront au physicien anglais Thompson d'élucider la nature du rayonnement cathodique en découvrant l'électron en 1897 et à l'allemand Röntgen de découvrir les rayons X.

A la fin du XIX^e siècle, Wilhelm röntgen, comme des nombreux physiciens de l'époque, se passionne pour les rayons cathodiques qui ont été découverts par Hittorf en 1869 ; ces nouveaux noyaux qui sont un faisceau d'électrons observés dans les tubes à vide avaient étudiés par Crookes.

Le tube à vide est composé d'une ampoule en verre dans laquelle on fait un vide, il reste une pression d'air résiduelle d'environ 100 Pa, elle contient une cathode métallique en aluminium de forme concave pour concentrer le flux d'électrons, et une anode (cible). Ce tube est alimenté par une bobine d'induction qui fournit une haute tension, il se produit alors une ionisation de l'air résiduel, sous la forme d'un éclair ou décharge, qui provoque un flux d'électrons de la cathode vers l'anode.

En novembre 1895, et pendant sept semaines il s'isole dans son laboratoire à l'université de Julius-Maximilian de Würzburg pour répéter une série d'expériences qui ont pour le but d'étudier la pénétration des rayons cathodiques dans le verre, pour ne pas être dérangé par la lumière émise par le tube cathodique, il le recouvre de papier noir opaque .

Le 8 novembre 1895, röntgen branche la haute tension et modifie les paramètres expérimentaux (type de cible, tension différentes) ; c'est à ce moment qu'il observe qu'un écran en carton recouvert de platinocyanure de baryum, situé près du tube à rayons cathodiques, devient fluorescent. Le phénomène s'arrête dès que le courant coupé, röntgen refait l'expérience en reculant l'écran de plusieurs centimètres, le même phénomène se produit de nouveau ; il en déduit donc que cet effet ne peut pas être due aux rayons cathodiques eux-mêmes, il pose ensuite sa main entre l'appareil à décharge et l'écran et voit alors distinctement l'ombre et aperçoit également celle, plus claire ses os. Röntgen Stupéfait, avance déjà quelques explications tout en continuant ses expériences en interposant divers objets entre le tube cathodiques et l'écran fluorescent : une feuille de papier, du carton, un livre, du bois, du verre. Il démontre que ces rayons, jusqu'alors inconnus, sont si pénétrants qu'ils sont capables, sans être déviés de leur trajectoire rectiligne ni être réfléchis ou réfractés, de traverser l'air, le verre, le papier, le bois ou tissus humains, et qu'aucun champ magnétique ou électrique peut les dévier. Wilhelm Röntgen suppose que ces rayons sont analogues aux rayons de la lumière, mais qu'ils sont beaucoup plus énergétiques.

Il constate que la fluorescence une mince feuille de plomb ou platine fait disparaître complètement cette fluorescence.

De plus les plaques photographiques sont impressionnées. Röntgen parvient en déduire que ces rayons sont produits dans la direction des électrons du tube et que ce rayonnement est invisible. Ne sachant comment baptiser ces rayons invisibles et pénétrants, Röntgen les nomment « Rayons X », du nom algébrique habituel.

Des travaux de recherches sont effectués ultérieurement, et des constatations sur leurs propriétés ont été dicté comme suite. [6]

- Les rayons x sont absorbés par la matière ;
- Leur absorption est en fonction de la masse atomique des atomes absorbants ;
- Les rayons x sont diffusés par la matière ;
- Les rayons x impressionnent la plaque photographique ;
- Les rayons x déchargent les corps chargés électriquement

Le premier cliché est celui de la main d'Anna Bertha Röntgen (22 décembre 1895, pause de 20 mn), il s'agit de la première radiographie, la radiologie est né.

Le 28 décembre 1895, Röntgen publie sa découverte dans un article intitulé « buer épine n'eue Art Von Strehler » (sur une nouvelle sorte de rayons) dans le bulletin de la société physico-chimique de Wurtzbourg .C'est cette découverte qui lui vaudra le premier prix Nobel de physique en 1901.

La recherche de Röntgen est rapidement développée en dentisterie, le docteur Otto réalise première radiographie dentaire. Tout le monde voulait photographier son squelette, mais pendant longtemps, les doses étaient trop fortes ; par exemples Henri Simon, photographe amateur a laissé sa vie en service de la radiologie ; chargé de prendre les radiographies, les symptômes dus aux radiations ionisantes apparaissent après seulement deux ans de pratique. On luit ampute alors la main (qui était constamment en contact avec l'écran fluorescent) mais ensuite un concert généralisé se déclare, malheureusement, il y a eu beaucoup de martyres à cause des rayons x, on ignorait alors l'effet nocif de ces radiations ; les praticiens cette époque s'exposaient des doses 100 fois supérieures à celles utilisées aujourd'hui.

1.4 Définition des rayons X

Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique à haute fréquence dont la longueur d'onde est comprise entre 0.03 nm et 10 nm. L'énergie de ces photons va de quelques ev (électronvolt) à plusieurs MEV. C'est un rayonnement ionisant utilisé dans de nombreuses applications dont l'imagerie médicale, a un rayon de fréquence ν (donc la longueur d'onde dans le vide $\lambda = \frac{c}{\nu}$), on associe un photon d'énergie. [7]

$$E = u. \nu = \frac{h.c}{\lambda} \quad (1.1)$$

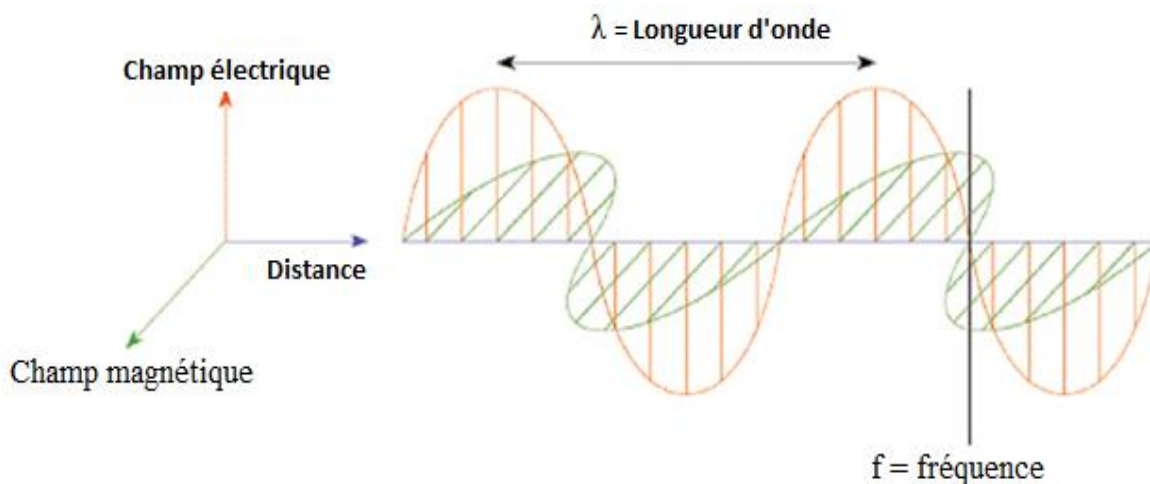


Fig. 1.4 Représentation électromagnétique des rayons X.

Aspect ondulatoire $\lambda = \frac{c}{\nu}$, avec : h constante de Planck, $h=6.6 \cdot 10^{-34} \text{J.S}$

Aspect corpusculaire $E = h\nu(\text{J})$, avec : $1 \text{ keV} = 1.6 \cdot 10^{-16} \text{ J}$

- **Classification des radiations**

Classe de Rayonnement	Domaine hertzien		Infrarouge	Lumière visible	ultraviolet	Rayon X	Rayon γ
	Onde radio	Micro Onde					
Longueur d'onde (nm)	$< 10^9$	10^9 \AA 10^6	10^6 \AA $7 \cdot 10^2$	$7 \cdot 10^2 \text{ \AA}$ $4 \cdot 10^2$	$4 \cdot 10^2 \text{ \AA}$ à 10	10 \AA à 0.03	< 0.03
Fréquence (Hz)	$< 3 \cdot 10^8$	$3 \cdot 10^8 \text{ \AA}$ $3 \cdot 10^{11}$	$3 \cdot 10^{11} \text{ \AA}$ $4 \cdot 10^{14}$	$4 \cdot 10^{14} \text{ \AA}$ $7 \cdot 10^{14}$	$7.5 \cdot 10^{14} \text{ \AA}$ $3 \cdot 10^{16}$	$3 \cdot 10^{16} \text{ \AA}$ 10^{19}	$> 10^{19}$

Tab 1.1 Classification des radiations.

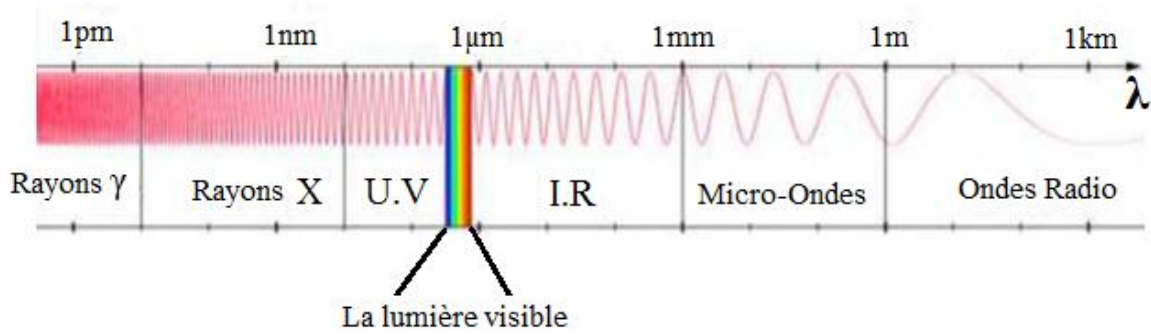


Fig. 1.5 Classification des rayonnements.

1.5 Applications des rayons x

La découverte des rayons x a permis à l'être humain de les utiliser dans divers domaines tels que :

- Domaine industriel : les jauges radio métrique pour l'évaluation du remplissage des réservoirs.
- Domaine agroalimentaire : conservation par stérilisation des produits agroalimentaires.
- Domaine culturel : la conservation de patrimoine à recours à des radiations qui éliminent les bactéries responsables des radiations.
- Domaine médical : ce domaine fait appel à deux disciplines :
 - radiothérapie

Le principe de traitement par radiothérapie se repose sur la destruction ciblée des tumeurs : les cellules cancéreuses se reproduisent plus rapidement que les cellules saines, le métabolisme de leur ADN est donc beaucoup plus intense, et la fragilité de cette molécule face à l'irradiation les rend plus sensibles à l'exposition brève de fortes doses de rayonnements.

- radiologie

La radiologie, est une branche de la médecine utilisant l'énergie des rayonnements ionisants soit pour le diagnostic, soit pour le traitement. Ces rayonnements sont notamment des rayons X, alpha, bêta ou gamma, produits par un appareil ou provenant de désintégrations d'atomes radioactifs.

La radiologie diagnostique permet la détection d'altérations anatomiques ou physiologiques consécutives à des maladies ou à des blessures. La grande majorité de ces images est obtenue en projetant un faisceau de rayons X à travers la région du corps qui doit être examinée. [8].

L'image, appelée radiographie, ou cliché radiographique, peut prendre de nombreuses formes. Elle peut se présenter comme une radiographie simple (cas des clichés thoraciques courants), comme une tomographie (image en coupe obtenue en faisant tourner la source de rayons X autour d'un plan déterminé du corps), ou comme une scanographie (image tomographique reconstituée par un ordinateur).

1.6 Production des rayons X

➤ Les principes physiques

Il y a deux phénomènes complètement différents susceptibles de donner naissance à des rayonnements du domaine des rayons X.

1.6.1 Le spectre continu

Le premier mécanisme d'émission est prévu par la théorie classique, d'après les équations de Maxwell. Une particule électrisée est source de rayonnement électromagnétique, quand son mouvement n'est pas uniforme, or dans le tube de Crookes, avec lequel les rayons X ont été découverts l'élément essentiel est un faisceau d'électrons mis en mouvement par une différence de potentiel de l'ordre de quelques dizaines de kilovolts. Ce faisceau est arrêté par un bloc solide, appelé anode, les électrons de ce faisceau qui passent à proximité du noyau de l'atome, subissent des interactions coulombiennes d'attraction, et cette force les dévie de leur trajectoire en leur faisant perdre une partie de leur énergie qui est rayonnée sous forme de photon, plus les électrons passent près du noyau, plus ils perdent d'énergie, et plus le rayonnement émis est énergétique ; ils sont donc soumis à une très forte décélération et émettent ce qu'on appelle le rayonnement de freinage : un paquet de photons de toutes fréquences, parmi lesquels ceux correspondant à des rayons X peuvent sortir du métal à cause de leur faible absorption; mais on observe, fait inexplicable par une théorie classique que le spectre continu débute brusquement, du côté des courtes longueurs d'onde à un seuil ne dépendant que de l'énergie des électrons incidents, donc de la tension appliquée au tube ; c'est là un phénomène quantique : un photon provient d'un seul électron lors de son ralentissement, en tout cas, l'énergie du photon émis ne peut pas excéder celle de l'électron au moment où il pénètre dans l'anode.

Par conséquent la valeur maximale de l'énergie du photon, $h\nu$ est égale à eV étant la tension appliquée au tube, la longueur d'onde du rayonnement émis est donc supérieur à un seuil, λ_0 correspondant au photon $h\nu_0$ de plus grande énergie, eV , donc : [9]

$$\lambda_0 = \frac{h.c}{eV} \quad (1.2)$$

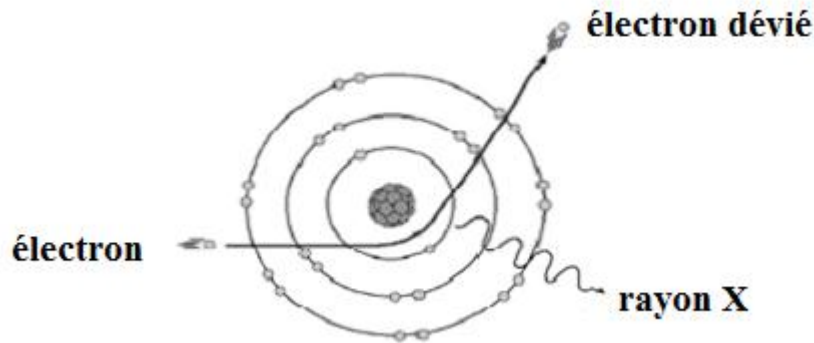


Fig. 1.6 Rayonnement de freinage.

1.6.2 Le spectre de raies caractéristique

Au spectre continu émis par une anode bombardée par un faisceau d'électrons se superpose un spectre de raies caractéristique qui ne dépend que de la nature de l'anode, c'est-à-dire du numéro atomique de la matière Z qui constitue l'anode ($Z > 30$).

Lorsque l'énergie de l'électron incident E_0 est suffisante, ce dernier peut expulser un électron des atomes de la cible si l'énergie de liaison est inférieure à E_0 ; l'atome est alors excité, et le retour à l'état fondamental se fait par le réarrangement électronique : un électron périphérique par rapport à celui qui vient d'être éjecté comble la place vacante et cède son énergie au milieu ambiant sous forme de photons $h\nu$, cette énergie est quantifiée par les niveaux de départ et d'arrivée de l'électron. L'énergie e des photons ainsi émise est parfaitement déterminée, elle est égale à la différence entre les énergies initiales et finales (w_1 et w_2) de l'électron qui change l'orbite :

$E = h \cdot \nu = w_1 - w_2$; comme le déplacement de l'électron périphérique libère une nouvelle place devenue vacante, ils, s'en suivent un autre réarrangement => raies K, L, selon que les électrons chassés sont sur les couches K ou L ou une autre. Le spectre de raies obtenue est caractéristique de la cible et limité par l'énergie du faisceau de l'électron incident. [10]

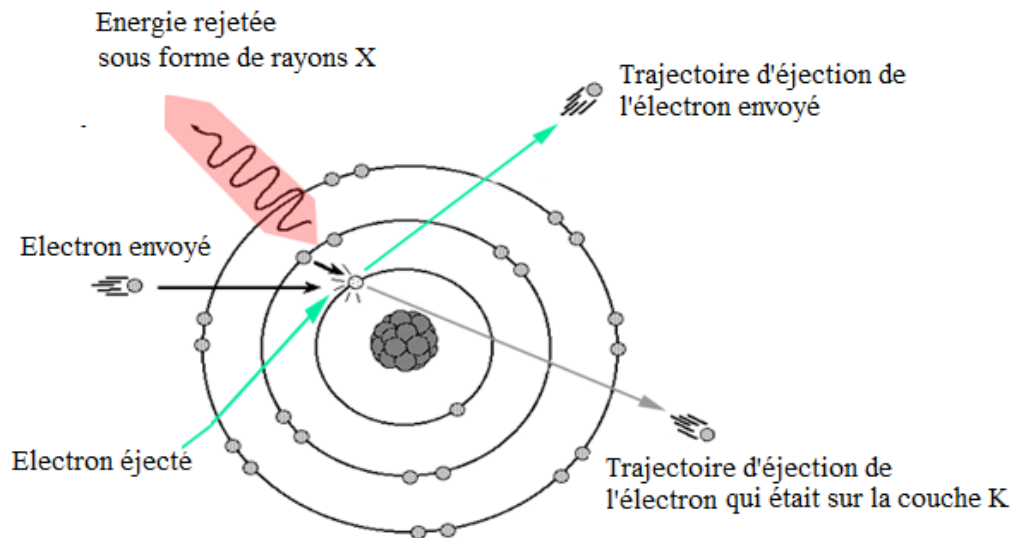


Fig. 1.7 Raies caractéristiques.

Ainsi le tube à rayon X émet simultanément et indépendamment un spectre continu et un spectre de raies. Il faut également rappeler que le rendement d'émission des rayons X est très faible, il représente moins de 1% de l'énergie introduite dans le tube, donc plus de 99% de l'énergie introduite est retrouvée sous forme de chaleur.

1.7 Propriétés générales

Les rayons x ont des propriétés qui signent leur appartenance aux ondes électromagnétique(OMD) :

- Propagation dans le vide en ligne droite ;
- A vitesse constante quelle que soit la direction ;
- Subit une diffusion simple sans modification de sa fréquence (ou de λ) ;
- Considéré comme une particule (photon) non chargée car sa trajectoire n'est pas influencée par les champs électriques ou magnétiques ;
- Ils provoquent l'illumination de certains sels minéraux, cette propriété est utilisée au niveau des écrans renforceurs ;

Ils entraînent une ionisation des gaz qu'ils traversent, cette propriété est utilisée pour mesurer le rayonnement X à l'aide d'une chambre d'ionisation. Leur énergie leur confère quelques propriétés particulières au sein des ondes électromagnétiques.

1.8 Interaction entre les rayons x avec la matière

- Les utilisations des rayons X

Contrairement à la lumière, les rayons X traversent les corps opaques à la lumière, et en particulier, les organismes vivants. L'atténuation du faisceau de rayon X au cours de son passage dans le corps à radiographier n'est souvent pas uniforme. Des différences d'atténuation existent entre les différents organes ou matériaux. Ces différences d'atténuation sont essentielles à la formation de l'image radiographique qui résulte de la différence d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés. [11]

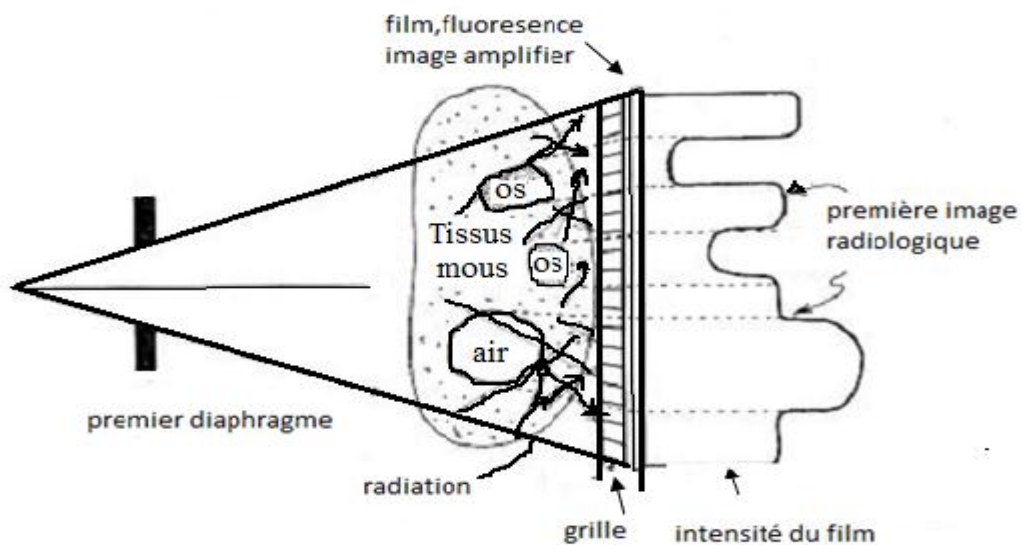


Fig. 1.8 Différence d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés.

1.8.1 Atténuation et absorption du faisceau

L'absorption est l'ensemble des phénomènes concourant à l'atténuation du faisceau émergent. L'atténuation du faisceau est la conséquence de l'absorption vraie, c'est-à-dire du transfert d'une partie d'énergie du rayonnement à la matière, détermine des phénomènes biologiques qui sont à base de la radiographie et peuvent rendre dangereux la radiodiagnostic, mais elle est aussi la conséquence d'un changement de direction des photons, d'une diffusion sans aucun transfert d'énergie. L'atténuation dépend aussi fortement de l'énergie des rayons X impliqués ; plus les rayons sont énergétiques, plus l'atténuation est réduite, on parle de rayon plus pénétrant. Le faisceau de rayon X est progressivement atténué lors de son passage à travers la matière trois événements peuvent se produire. [10]

- Les rayons X sont traversent sans être affectés : ces rayons forment les parties les plus noires de l'image radiographique ;
- Les rayons X sont arrêtés : la proportion de rayons X arrêtés conditionne le niveau de gris visibles sur l'image radiographie ;
- Les rayons X sont divisés et forment le rayonnement diffusé qui forme un voile uniforme sur l'image radiographique et a des conséquences sur la radioprotection.

a) *Lois d'absorption*

L'affaiblissement du rayonnement est d'autant plus important que la région traversée soit plus opaque, c'est-à-dire absorbant ; l'absorption dépend de l'épaisseur et de la nature du corps absorbant ainsi que de la longueur de rayonnement absorbé. Si l'on considère un faisceau de rayons X constitué d'une seule longueur d'onde ou faisceau monochromatique, et que l'on dirige verticalement ce faisceau sur un écran constitué d'une substance homogène comme de la paraffine, on constate en mesurant l'intensité du faisceau à son entrée dans la matière et à sa sortie que l'intensité a diminué. Nous considérons ici l'absorption totale due à l'effet photoélectrique et à la diffusion. Cette dernière cause d'absorption est d'ailleurs quasiment négligeable devant la première dans la gamme de longueurs d'onde qui nous occupe (0,5 à 2,5 Å). Soit un faisceau de rayons X monochromatiques d'intensité I_0 tombant sur un matériau homogène d'épaisseur L (Fig.1.9). On se propose de déterminer l'intensité transmise I c'est à dire l'énergie par unité de temps et de surface du rayonnement qui ne subit aucune transformation (même longueur d'onde et même direction), μ : est le coefficient appelé coefficient linéaire d'absorption parce qu'il représente l'énergie absorbée par un écran de matière d'une épaisseur égale à l'unité de longueur. [12]

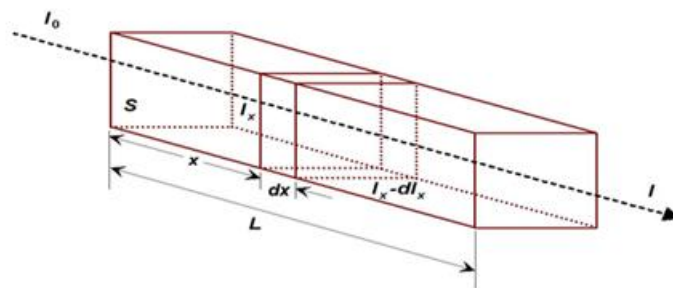


Fig. 1.9 Absorption des rayons X par la matière.

I_x est l'intensité transmise après la traversée d'une épaisseur x de matériau. L'énergie par unité de temps perdue dans la tranche dx infiniment fine est alors proportionnelle à l'énergie par unité de temps incidente en x et à l'épaisseur de la tranche :

Où est le coefficient d'absorption linéaire exprimé en m^{-1} ou en cm^{-1} . L'équation (1.3) est une équation différentielle du premier ordre à variables séparables dont la résolution ne pose aucun problème :

L'intensité transmise après passage dans une épaisseur L de matériau est donc donnée par :

$$I_L = I_0 \exp(-\mu L) \quad (1.3)$$

I_L : est l'intensité à, L centimètre de profondeur ;

I_0 : est l'intensité initial;

\exp : est la base de l'algorithme népériens ;

b) Longueur d'onde du rayonnement :

Si on modifie la longueur d'onde de la radiation monochromatique tout en conservant le même écran, on constate que l'absorption varie généralement dans le même sens que la longueur d'onde et qu'elle augmente lorsque celle-ci augmente.

c) Nature du corps absorbant

Si on remplace l'écran de paraffine par un écran d'aluminium, on constate que l'absorption augmente considérablement, et qu'elle augmente encore bien davantage si on remplace l'aluminium par du cuivre. Donc l'absorption croît en fonction du numéro atomique des éléments absorbants.

1.8.2 Diffusion

Quand un rayonnement atteint une substance quelconque, celle-ci émet dans toutes les directions de l'espace un rayonnement diffusé qui se présente sous deux modalités différentes :

- La diffusion sans changement de longueur d'onde (diffusion élastique, cohérente ou effet Thomson).

- Effet Thomson

Cette diffusion est prépondérante lorsqu'on a affaire à un rayonnement d'énergie voisine à celle de liaison des électrons de l'atome. Au cours de l'interaction, ce dernier rebondit directement et dévié de sa trajectoire sans changement de longueur d'onde : le photon diffusé possède la même énergie que celle du photon incident. Ce type de diffusion 'est pas vraiment important en radioprotection, car le rayonnement incident n'est pas absorbé par la matière. [12]

- La diffusion avec augmentation de longueur d'onde (diffusion inélastique ou incohérente ou effet Compton).

Soit un électron libre, c'est à dire non lié à un atome, dans un faisceau de rayons X parallèles, d'intensité I_0 . I_0 est l'énergie transportée par seconde à travers une section de surface unitaire. Considérons tout d'abord une onde plane polarisée se propageant suivant OX, de vecteur électrique E_0 rencontrant un électron libre situé en O voir la (Fig. 1.10). Celui-ci est soumis au champ électrique alternatif E_0 et l'équation de son mouvement est donnée par :

$$m a = e E_0 \quad (1.4)$$

Il est donc soumis à une accélération alternative et semis à vibrer à la fréquence du champ électrique. Or un électron (comme toute particule chargée) soumis à une accélération émet une radiation électromagnétique dont le vecteur électrique en un point P quelconque a pour valeur :

$$E = a \frac{m r_e}{e} \frac{\sin \varphi}{r} \quad (1.5)$$

Avec :

r_e rayon classique de l'électron = $e^2 / (mc^2) = 0.28178 \cdot 10^{-12}$ cm

r distance O

φ angle entre OP et le vecteur accélération de l'électron a

Le vecteur champ électrique E est situé dans le plan (OP, a). On reçoit donc en P une radiation de même fréquence que l'onde incidente et d'amplitude

$$E = E_0 r_e \frac{\sin \varphi}{r} \quad (1.6)$$

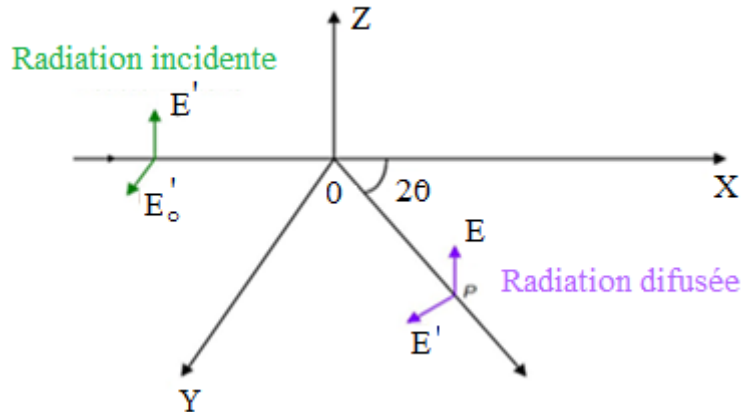


Fig. 1.10 Diffusion d’une radiation par un électron libre situé en O.

Prenons le cas où le champ électrique de la radiation incidente est dirigé suivant la normale OZ au plan (OP, OX) c’est à dire $E'_0 = 0$. On a alors :

$$E = E_0 \frac{r_e}{r} \tag{1.7}$$

Le rapport des intensités des ondes incidentes en O et diffusée en P est égal au rapport des carrés des amplitudes des champs électriques. Donc :

$$I_{\text{perp}} = I_0 \frac{r_e^2}{r^2} \tag{1.8}$$

Considérons maintenant le cas où le champ électrique de la radiation incidente est dans le plan XOY c’est à dire $E_0 = 0$. D’après l’équation (1.6), le champ électrique et l’intensité de l’onde diffusée s’écrivent :

$$E' = E'_0 \frac{r_e}{r} \sin\left(\frac{\pi}{2} - 2\theta\right) = E'_0 \frac{r_e}{r} (\cos^2 2\theta) \tag{1.9}$$

$$I_{\text{parallèle}} = I_0 \frac{r_e^2}{r^2} (\cos^2 2\theta) \tag{1.10}$$

Les deux cas étudiés ci-dessus concernent des radiations de polarisation rectiligne. Un faisceau de polarisation quelconque peut être décomposé en deux faisceaux polarisés de vecteurs champ électrique perpendiculaire et parallèle au plan de diffusion dans les proportions k_{perp} et $k_{\text{parallèle}}$ avec $k_{\text{perp}} + k_{\text{parallèle}} = 1$. L’intensité totale diffusée est alors la somme :

$$I_e = I_{\text{perp}} + I_{\text{parallèle}} = \frac{r_e^2}{r^2} (K_{\text{perp}} + K_{\text{parallèle}} \cos^2 2\theta) \tag{1.11}$$

Dans le cas général d'un faisceau non polarisé, on a :

$$I_e = K_{\text{perp}} = K_{\text{parallèle}} = \frac{1}{2} \quad (1.12)$$

L'équation (1.11) devient :

$$I_e = I_0 \frac{r_e^2}{r^2} \left[\frac{1 + \cos^2 2\theta}{2} \right] \quad (1.13)$$

C'est la formule de Thomson pour des rayons X non polarisés. Le terme entre parenthèses s'appelle le facteur de polarisation. L'intensité diffusée est minimale pour $2\theta = \pi / 2$. Dans ce cas, le faisceau issu de l'électron a une polarisation rectiligne ($E' = 0$).

$$I_{\text{objet}} = N_{Ie} \quad (1.14)$$

La formule de Thomson n'est pas vérifiable expérimentalement car on ne peut disposer d'un diffuseur constitué d'électrons libres. Les expériences menées sur des éléments légers avec des électrons faiblement liés ont permis de découvrir un effet fondamentalement différent des prévisions de Thomson : l'effet Compton

- Effet Compton

Cet effet produit lorsqu'un rayon X se trouve à proximité d'un électron périphérique peu lié à l'atome (appelé parfois électron libre). L'énergie du rayon X est transmise en partie à l'électron qui s'échappe avec une certaine énergie cinétique, le reste de l'énergie se retrouve sous la forme d'un rayon X de direction différente et d'énergie inférieure, le résultat de l'effet Compton est une dérivation avec une perte d'énergie du rayon X et la transformation de l'atome en ion positif. [12]

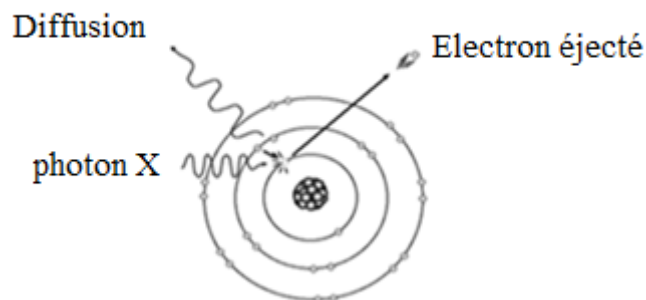


Fig. 1.11 Transformation de l'atome en ion positif.

La nouvelle direction du rayon X est dans toutes les directions, y compris dans le sens opposé au faisceau primaire. L'énergie des rayons X diffusés est inférieure à celle du faisceau primaire, mais ce rayonnement est encore suffisamment énergétique pour avoir des effets significatifs sur l'imagerie radiographique et constituer un danger, dont il faut se protéger. La probabilité d'interaction par un effet Compton ne dépend que de la densité du matériel et ne dépend pas du numéro atomique (comme pour l'effet photoélectrique). L'effet Compton est prépondérant dans les tissus organiques avec des rayons de forte énergie (tension supérieure à 100 kV). Le rayonnement diffusé ou secondaire provient du patient, la qualité de quantité de rayonnement diffusé augmente avec l'énergie des rayons X et le volume irradié.

Une partie du rayonnement diffusé atteint le récepteur en même temps que le faisceau primaire, le rayonnement diffusé se propage dans toute la pièce et justifie une grande partie des mesures de radioprotection en particulier le port du tablier plombé.

Une partie seulement du rayonnement diffusé a une longueur d'onde égale à celle de la radiation incidente. L'autre a une longueur d'onde légèrement supérieure, l'écart dépendant de l'angle de diffusion. Ce second rayonnement, découvert par A. H. Compton en 1926, est facilement interprété en considérant la nature corpusculaire de la lumière. On représente la diffusion comme le résultat d'un choc entre un photon incident $h\nu$ et l'électron libre et on applique les lois de la mécanique classique. Si \mathbf{S}_0 et \mathbf{S} sont les vecteurs unitaires suivant les rayonnements incidents $h\nu$ et diffusé $h\nu'$, 2θ l'angle de diffusion et \mathbf{v} le vecteur de la vitesse de l'électron après le choc (Fig.1.12), ces lois s'écrivent :

$$h\nu = h\nu' + \frac{1}{2}mv^2 \quad (1.15)$$

➤ La fluorescence (effet photoélectrique) :

Cet effet se produit lorsqu'un rayon X arrive à proximité d'un électron d'une couche profonde avec suffisamment d'énergie pour pouvoir l'éjecter. Le rayon X est absorbé et le trop plein d'énergie cinétique du « photoélectron » ; le trou laissé par l'électron éjecté est rempli par un électron d'une couche plus superficielle qui laisse échapper un rayon X caractéristique de faible énergie lors de sa « descente ».

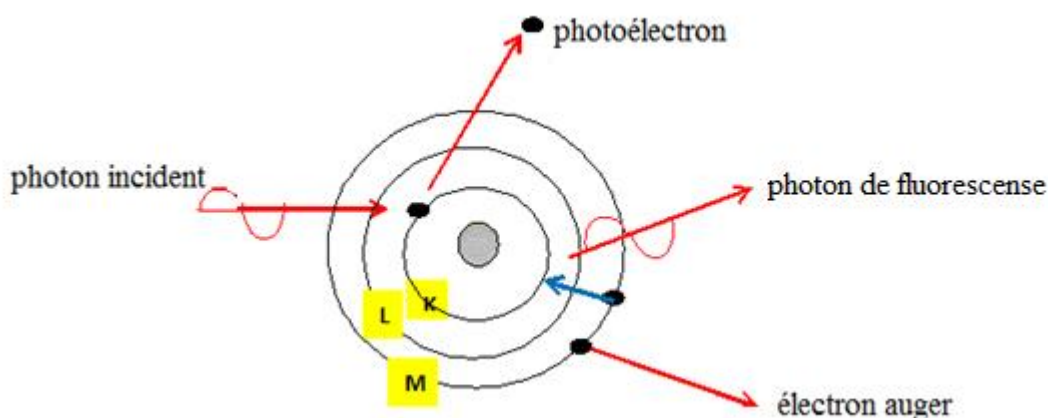


Fig. 1.12 Effet photoélectrique.

Le résultat de l'effet photoélectrique est l'arrêt du rayon X, (le rayon X caractéristique est d'énergie trop faible pour avoir un effet significatif), la production d'un photoélectron qui pourra avoir des effets biologiques et la production d'un ion positif. Les atomes de numéro atomique élevé, comme l'iode ($z=53$), le baryum ($z=56$) ou le plomb ($z=86$) arrêtent plus facilement les rayons X par un effet photoélectrique que les atomes de numéro atomique faible (carbone, hydrogène, oxygène, azote) composant la matière organique ; par exemple, la probabilité d'interaction par un effet photoélectrique est 36 fois plus grande pour un atome d'iode ($z=53$), que pour un atome d'oxygène ($z=16$)

« $(53/16)^3=36$ », ceci explique pourquoi la protection contre les rayons X est souvent réalisée par le plomb, quelque millimètre de plomb suffisent à arrêter une grande proportion de rayons X. L'effet photoélectrique est l'effet principal dans les matières organiques lorsque les rayons X sont de faible énergie. On considère que l'effet photoélectrique est l'effet majeur pour des tensions inférieures à 70 kV. [10]

1.9 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de mettre en évidence les principales propriétés des Rayons X dont leur pouvoir de pénétration, qui fait les avantages de ces rayons (radiodiagnostic et radiothérapie) présente aussi un inconvénient majeur car il donne à ces rayonnements les possibilités d'ionisation et de destruction des tissus biologiques.

Chapitre 2 :

Description de l'appareil de radiographie : APELEM

PARTIE 1 : Description des différents blocs de l'appareil

2.1. Préambule:

L'équipement radiographique est un appareil destiné à produire des rayons X afin d'impressionner l'émulsion du film radiographique pour obtenir une image physique contenant toute les informations possible du diagnostic. Il est constitué de:

- Un générateur qui englobe toute les cartes qui assurent le fonctionnement de l'appareil.
- Un pupitre de commande qui communique avec le générateur.
- Une table de patient intégrant le Bucky.
- Une colonne coulissante supportant le tube et le diaphragme.
- Un Potter mural pour les examens en position debout.



Fig.2.1 schéma de la radiologie.

2.2 Description des différents blocs de l'appareil :

2.2.1 Le générateur HT:

Le générateur de haute tension a pour mission de produire un courant de même direction entre la cathode et l'anode, et une tension ajustable entre 40kV et 150kV.

Un générateur classique est composé d'un redresseur et d'un transformateur. Le redresseur est constitué de diodes assemblées de telle manière à ce que le courant circule toujours dans le même sens. Le générateur est une pièce maîtresse de l'appareil radiographique car il conditionne son fonctionnement, son rendement et sa fiabilité.[13]



Fig.2.2 Le générateur HT.

✚ Alimentation de tube :

Le tube est alimenté par deux circuits électriques :

Un circuit à basse tension débitant un courant pour porter à l'incandescence le filament cathodique (c'est-à-dire libérer des électrons de la cathode sous une température élevée).

Un autre circuit à haute tension pour communiquer aux électrons une accélération.

Pour les besoins des radiodiagnostic courant, la tension est de l'ordre de 40 kV à 150kV. Le courant débité dans le tube par le circuit de chauffage des filaments varie en général de 10 à 630 mA. L'anode qui est tournante pour ce type de générateur est alimentée par une tension de 220 V.

✚ Composition du générateur :

Le générateur est composé de :

- Autotransformateur d'entrée T2 ;
- Carte d'interface ;
- Carte d'alimentation ;
- Carte HT contrôleur ;
- Carte LF-RAC ;
- Carte DRAC
- Carte chauffage des filaments ;
- Carte ATP console ;
- Carte charge et décharge des condensateurs ;
- Carte IPM driver ;
- Bac HT ;

✚ Caractéristique :

- Puissance maximale50 kW ;
- Gamme de kV40 à 150 kV ;
- Tolérance de kV +/- (5 % + 1 kV) ;
- Gamme de mA10 à 630 mA ;
- Tolérance de mA +/- (5 % + 1 mA) ;
- Durée d'exposition..... 0.001 s à 1 s ;
- La tolérance de la durée d'exposition..... +/- (1 % + 1 ms) ;
- Gamme de mAs 0.1 à 500 mAs.

2.2.2 Pupitre de commande RAD :

La console de contrôle permet à l'opérateur d'ajuster trois paramètres d'exposition radiographique : la tension (kV), l'intensité (mA) et le temps d'exposition (ms). La tension permet de contrôler la quantité et l'énergie des rayons X produits, tandis que l'intensité (mA) et le temps d'exposition (ms) permettent de contrôler la quantité de rayons X seulement. Ces deux dernières grandeurs sont souvent regroupées sous le terme mAs (milliampère seconde).

Enfin, un déclencheur permet à l'opérateur de prendre le cliché radiographique quand les conditions de prise de vue et de sécurité sont remplies. [13]



Fig. 2.3 Image correspondante au pupitre.

1. Mise en marche ON ;
2. Arrêt OFF ;
3. Sélection des directions ;
4. Choix des paramètres radiographiques ;
5. Indicateur du foyer utilisé ;
6. Choix des cellules AEC ;
7. Choix de couple écran /film ;
8. Sélection du noircissement ;
9. « Reset » AEC ;
10. Choix de la taille du patient (programme anatomique) ;
11. Sélection des programmes anatomiques ;
12. Affichage programme anatomique ;
13. Commandes et indicateurs de l'exposition ;
14. Interrupteur manuel.

❖ Radiographie et commandes générales :

a) Marche /Arrêt :

ON : En appuyant sur cette touche, le générateur est mis sous tension.

Elle met en marche un programme de mise en route qui s'affiche sur le pupitre ; après cette mise en marche, la dernière direction est automatiquement sélectionnée.

OFF : En appuyant sur cette touche, le générateur est mise hors tension.

Pour ce générateur, si l'anode du tube est en train de tourner et que l'on appuie sur la touche « OFF », le générateur stoppera l'anode immédiatement puis l'unité se mettra hors tension (approximativement 3 secondes après).

b) Indicateur du foyer :

Gros foyer : Indiquer que le grand foyer est sélectionné.

Petit foyer : Indiquer que le petit foyer est sélectionné.

La taille du foyer est sélectionné automatiquement en fonction de la valeur des mA. Le seuil de valeur des mA pour le changement de la taille de foyer est configuré par le technicien à l'installation. Le foyer peut aussi être sélectionné (En gardant constants les kV) en appuyant sur les touches :

- Incrémentation « mA » ou « mAs » pour sélectionné le grand foyer ;
- Décrémentation « mA » ou « mAs » pour sélectionné le petit foyer ;

c) Paramètres radiographiques :

L'afficheur des paramètres radiographique est divisé en quatre parties kV, mAs, mA, et le temps où sont indiquées les données ci-dessous :

L'afficheur des kV peut indiquer :

- La valeur sélectionnée des kV en radiographie selon la technique ;
- La valeur réelle de l'unité de chaleur du tube après avoir appuyé sur la touche « ON » ;
- Les messages d'erreur pour un défaut de système, précédés de la lettre « E ».

L'afficheur des mAs peut indiquer :

- La valeur sélectionnée des mAs en radiographie selon la technique ;

- Si une exposition sélectionnée est ratée en ayant relâché la touche « Exp » ou « Prep » pendant l'émission des rayons X, il indique la valeur des mAs réels jusqu'à ce que l'on appuie sur la touche « Reset AEC ».

L'afficheur des mA indique la valeur sélectionné des mA en radiographie.

L'afficheur du temps de pose peut indiquer :

- La valeur sélectionnée du temps de pose (en secondes) en radiographie ;
- Si une exposition est ratée en ayant relâché la touche « Exp » ou « Prep » pendant l'émission des rayons X, il indique la valeur du temps de pose réels jusqu'à ce que l'on appuie sur la touche « Reset AEC ».

d) Incrémentation/ Décrémentation :

Les valeurs sont augmentées ou diminuées en appuyant sur la touche correspondante ; les valeurs augmentent ou diminuent par pas, chaque fois que l'on appuie sur la touche correspondante, et l'incrémentation ou la décrémentation se fait plus rapidement si la touche reste enfoncée (seulement pour les kV et les mAs).

- kV : sélection de la tension de tube.
- mAs : sélection de l'exposition en mAs.
- mA : sélection de courant de tube.
- S : sélection du temps de pose en secondes.

Si après avoir appuyé sur l'une de ces touches, la valeur est bloquée et un signal sonore est émis, cela signifie qu'il y a :

- Blocage des paramètres radiographiques : lorsqu'une des limites maximales ou minimales des paramètres radiographiques est atteinte, l'afficheur correspondant se met à clignoter, accompagné d'un signal sonore.
- Limite de puissance du générateur : la limite de puissance (kV x mA) est atteinte, sur les afficheurs de kV et mA, les valeurs clignotent et un signal sonore avertit l'opérateur de la situation.
- Abaque du tube et surchauffe du tube : si une technique atteint la limite des abaques du tube ou si le tube est momentanément surchauffé, certaines techniques ne peuvent pas être sélectionnées. Sur les afficheurs kV et mAs, les valeurs clignotent et un signal sonore avertit l'opérateur de la situation.

- Des clichés avec des temps de pose faibles peuvent ne pas être permis : parfois, à cause de la longueur des câbles HT (spécialement quand la valeur sélectionnée des kV est élevée et celle des mA faible) ou à cause d'une valeur de mAs proche du minimum, il n'est pas possible d'effectuer des clichés avec des temps de pose proche de 1 ms. Sur l'afficheur du temps de pose, la valeur clignote et un signal sonore avverti l'opérateur de la situation.

d) Sélection de chambre de mesure :

Chaque touche indique la position de la chambre de mesure correspondante dans l'AEC, et peut être sélectionnée ou désélectionnée en appuyant dessus.

Toute combinaison des chambres de mesure peut être sélectionnée, et les touches s'allument quand elles sont activées.

e) Couple écran /film :

Chacune de ses touches permet l'ajustement des mAs en fonction du couple écran /film sélectionné qui peut être lent, moyen, ou rapide. Chaque fois qu'une touche « écran /film » est sélectionné (allumée), les autres sont automatiquement désélectionnées.

f) Densité :

Ces touches sont utilisées pour la densité de film. La densité du film normal(0) est la valeur par défaut quand l'AEC est sélectionné. La densité du film peut être augmentée ou réduite par pas proportionnels. La variation de densité de pourcentage entre les pas peut être changée durant l'étalonnage de l'équipement par le technicien selon les préférences du client.

g) Reset AEC:

Si le cliché est stoppé par le timer AEC, la LED de la touche « reset AEC » clignote et s'accompagne d'un signal d'alerte sonore. Le cliché suivant est inhibé jusqu'à ce que la fonction AEC soit remise à zéro en appuyant sur la touche correspondante. Quand le générateur est en mode « Prep », la fonction AEC ne peut pas être remise à zéro.

❖ Programmation anatomique(APR) :

Le module de programmation anatomique (APR) comprend les commandes qui sélectionnent le patient et les zones anatomiques apparaissent sur l'écran d'affichage APR. Les paramètres radiologiques, les sélections du poste de travail ou de l'AEC (densité, cellules, couple écran/film) peuvent être attribués aux techniques APR.

Ces sélections seront toujours communes pour toutes les tailles de patient de chaque vue anatomique.

Ces techniques peuvent être modifiées et enregistrées de nouveau par l'opérateur. Les techniques APR sont proposées seulement en tant que guide.

Des facteurs d'exposition précis dépendent entre autres des facteurs de grille du Potter, de l'absorption du plateau de la table, des couples écran / film, et du développement.

a) Ecran d'affichage APR :

Indique les différentes régions et vues anatomiques accessibles pour chaque technique APR le choix final du programme anatomique.

Chaque zone de l'écran d'affichage APR comporte huit caractères, des abréviations sont utilisées pour certaines régions et vues.

b) Taille patient :

Ces touches sont utilisées pour adapter la technique APR choisie à la taille de patient. Quatre tailles patient sont disponibles, les trois touches de gauche sélectionnent les tailles adultes : petite, moyenne, et grande (la touche sélectionnée est allumée). La touche de droite concerne la pédiatrie et change la fonction des trois touches de gauche (taille adulte) en tailles de patient pédiatrie (dans ce mode, la touche « pédiatrie » et une des trois autres touches sont allumées en même temps).

c) Touches de sélection de vue anatomiques :

Chaque touche correspond à la zone la plus proche sur l'écran d'affichage et ces touches sont utilisées pour sélectionner une des régions et des vues anatomiques affichées. L'écran d'affichage APR indique les régions anatomiques suivantes : « crane », « face », « tronc supérieur », « tronc inférieur », « poumons », « extrémités sur le Potter », « extrémités sur la table ». Quand une région anatomique est sélectionnée, l'écran d'affichage indique directement les vues anatomiques correspondantes. Quand la sélection APR est complète, l'écran d'affichage APR indique le choix final (région et vue anatomique) et le pupitre indique le poste de travail correspondant ; pour retourner au niveau des vues ou régions anatomiques précédentes, appuyer sur les touches près du choix final de la région et/ou de la vue anatomique indiqué sur l'écran d'affichage APR.

Commandes et indicateurs d'exposition :

Les touches « Prep » et « Exp » ou la poire de déclenchement au pupitre servent à faire les clichés radiographiques. L'état d'exposition est indiqué par les indicateurs « ready » (prêt) et « x-ray ON » (émission) pour la durée de l'exposition.

PREP : Appuyer sur la touche « Prep » pour préparer le tube sélectionné pour le cliché. L'indicateur « Ready » sur le pupitre s'allume quand le tube est prêt et quand il n'y a pas de défaillance ou défaut du système.

Après avoir appuyé sur cette touche, les informations suivantes sont activées :

- Rotation de l'anode ;
- Le courant du filament passe aux mA sélectionnés.

EXP : lorsque l'indicateur « Prep » est allumé, appuyé sur cette touche pour commencer l'émission des rayons X. Si cette touche est relâchée avant que le générateur ait atteint le temps calculé, l'exposition sera prématurément terminée et l'afficheur indiquera le temps de pose et les mAs réels. L'indicateur « X-ray ON » (émission) reste allumé durant l'émission des rayons X.

- **READY (prêt) :**

Indique que la technique sélectionnée est bien réglée, qu'il n'y a pas de défaillance ou défaut de système, que l'anode tourne et que le tube est prêt pour l'exposition.

- **X-RAY ON (émission) :**

Indique que l'émission des rayons X est en cours. Un signal sonore est émis en même temps que l'émission des rayons X.

- **Poire de déclenchement :**

Les expositions radiographiques peuvent être aussi commandées par la poire de déclenchement qui est connectée au pupitre de commande. La poire de déclenchement a trois positions : « OFF » (arrêt), « préparation » et « émission de rayons X », qui ont les mêmes fonctions que les touches « Prep » et « Exp » du pupitre de commande.

Appuyer sur la poire de déclenchement à moitié pour « Prep » et entièrement pour « Exp ».

2.2.3. Table de la radiographie :

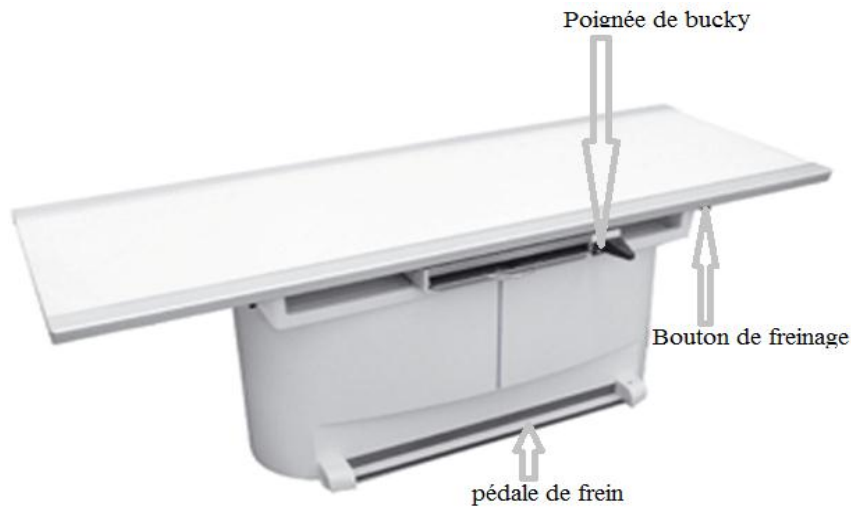


Fig. 2.4 La table de radiographie.

a) *Pédale de freins du panneau :*

Le panneau flottant se déplace librement pour obtenir un meilleur positionnement du patient. Maintenez la pédale enfoncée à l'aide du pied pour désactiver les freins longitudinaux et transversaux du panneau. Relâchez la pédale pour bloquer le mouvement.

b) *Poignée du Bucky :*

Maintenez le bouton de la poignée du Bucky enfoncée pour permettre son mouvement horizontal et le positionner sous le patient. Relâchez le bouton pour bloquer le mouvement.

La poignée du Bucky peut rester pliée pour éviter des coups accidentels sur l'ensemble Bucky. Le système peut comprendre un dispositif en option qui transmet le mouvement horizontal de la colonne à l'ensemble Bucky de manière à ce que le Bucky horizontal et la colonne soient toujours centrés.

c) *Tiroir porte - cassette :*

Tirez le tiroir porte – cassette pour charger la cassette avec le film selon l'orientation et la taille de la cassette. Placez les extrémités sur le numéro de l'orifice correspondant, ouvrez les supports automatiques et insérez la cassette avec le film.

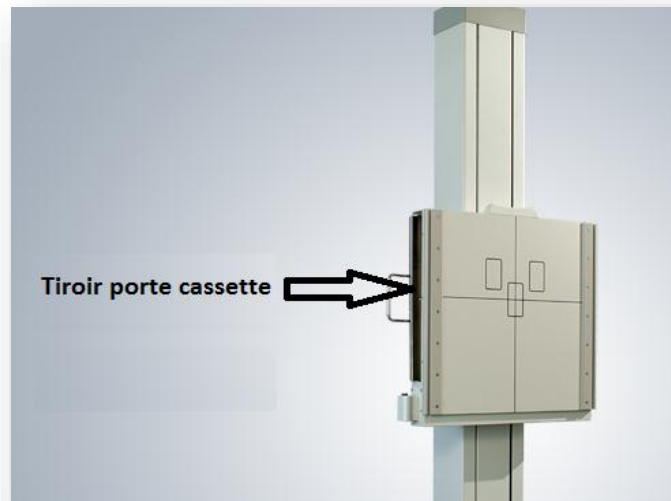


Fig. 2.5 Tiroir porte cassette.

2.2.4 Colonne coulissante :

Le tableau de commande est conçu de manière à ce que son maniement soit facile et simple. Tous les mouvements sont dirigés à l'aide des poignées, débloquant les freins par une légère pression du pouce de chaque main sur les boutons de commande. (Voir Fig. 2.5)



Fig. 2.6 Colonne coulissante.

➤ Rotation de la colonne :

Tirez et faite pivotez la manette située sur le socle de la colonne, ensuite, faites pivoter la colonne vers l'angle désiré. Relâchez la manette pour bloquer le mouvement dispose de crans à 0° , 90° , et -90° .

2.2.5 Tube radiogène :

a) Principe général :

Le rayonnement X est obtenu par la collision avec une cible d'un faisceau d'électrons fortement accélérés par une différence de potentiel entre le filament et la cible. (Voir Fig.2.6) [13]. La quantité de rayonnement Q est liée à la différence de potentiel V , à l'intensité I , au temps t , et au numéro atomique Z du corps constituant la cible par la formule :

$$Q = K \times Z \times I \times t \times V^2 \quad (2.1)$$

(K étant une valeur de correction dépendant des unités employées). Il se compose d'un filament et de deux électrodes (la cathode et l'anode) confinées dans une enceinte sous vide. Lorsqu'il est chauffé, le filament libère des électrons, Sous l'effet d'une différence de potentiel (appliquée entre les deux électrodes) les électrons sont accélérés vers l'anode. Il en résulte des collisions à grande vitesse avec des transferts d'énergie à l'anode qui restitue une partie de cette énergie sous forme de rayons X. [15]

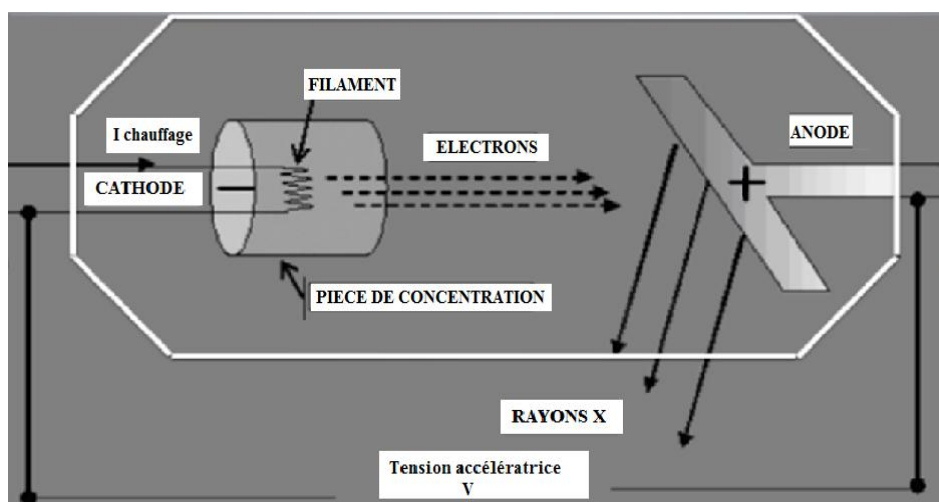


Fig.2.7 Les différents composants d'un tube radiogène.

b) *Eléments constitutifs :*

Il existe deux types de tube, des tubes à anode fixe et tubes à anode tournante. Nous prenons comme modèle un tube à anode tournante, qui est le système utilisé aujourd'hui.

La gaine du tube :

Le tube radiogène est entouré d'une ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence de vide, des phénomènes électriques parasites inacceptables se produisent. L'ampoule est généralement composée de verre ou d'une combinaison de verre et de métal ou de céramique et de métal. L'ampoule baigne dans de l'huile, qui participe au système de refroidissement. Le tout est enfermé dans une gaine métallique, assurant l'évacuation de la chaleur produite, une protection mécanique du tube, et une absorption des rayons X indésirables. [16]

Ampoule de verre :

Le tube radiogène est entouré d'une ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. L'ampoule est généralement composée de verre ou d'une combinaison de verre et de métal ou de céramique et de métal, elle baigne dans de l'huile, qui participe au système de refroidissement. L'ampoule maintient un vide poussé où le déplacement des électrons ne rencontre aucun obstacle. Le verre doit résister à des températures très élevée provenant du filament et du plateau anodique. [16]



Fig. 2.8 Ampoule de verre de tube radiogène.

✚ Cathode :

La cathode correspond à la partie négative du tube radiogène. Il s'agit d'un filament en forme de spires composé généralement de tungstène et de traces de thorium. Les électrons sont émis à la cathode par un mécanisme de thermo-émission : la cathode est amenée à haute température par un courant électrique ; les électrons libérés par la haute température sont soumis à une différence de potentiel et sont précipités sur l'anode avec une grande vitesse. Le filament est monté dans une pièce creuse appelée pièce de concentration, dont la finalité est de focaliser les électrons sur l'anode. [16]

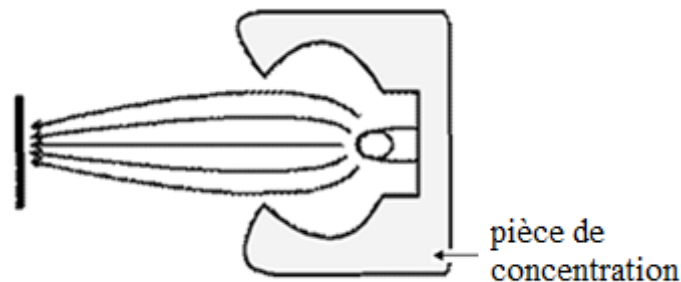


Fig. 2.9 Cathode du tube radiogène.

✚ La pièce de concentration :

Le faisceau d'électrons qui frappe la cible sur l'anode doit être concentré sur une surface réduite (0,6 mm x 2 mm de côté pour le foyer) et non pas se disperser sur toute la surface de l'anode. Cette concentration est obtenue en disposant le filament au fond d'une pièce métallique portée au potentiel négatif convenable repoussant vers le centre du faisceau les électrons négatifs.

✚ Le filament :

La cathode est composée de deux filaments de taille différente. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron et donc la production de rayons X alors que le petit filament permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une petite surface de l'anode améliorant ainsi la finesse de l'image. Selon la quantité d'électrons nécessaire à la production des rayons X souhaitée et selon les impératifs de finesse de l'image désirés, le grand ou le petit filament peut être sélectionné. L'effet EDISON ou thermoïonique correspond à la constitution d'un nuage d'électrons autour d'une structure chaude, le nombre d'électrons croît avec la température et la surface émissive.

Compte tenu de la différence de potentiel entre le filament (cathode) et l'anode, la totalité des électrons libérés par le filament traverse l'espace filament-cible et constitue le courant du tube mesuré et affiché en mA. Le réglage de l'intensité dans le tube est assuré par la température de filament, laquelle est fonction de l'intensité aux bornes du filament. Les tubes sont ordinairement équipés de deux foyers, donc de deux filaments de dimensions différentes. [16]

 Anode :

L'anode est la partie positive du tube radiogène et correspond à la cible. C'est à ce niveau que sont produits les rayons X, lorsque les électrons accélérés par la différence de potentiel entre les deux électrodes viennent percuter l'anode. La surface de bombardement des électrons sur l'anode s'appelle le foyer et sa taille est un élément déterminant de la finesse de l'image. Les Rayons X émis dans toutes les directions à partir du foyer, mais sont partiellement arrêtés par l'anode elle-même. La plus grande concentration des Rayons X se retrouvent dans une même direction perpendiculaire à la surface de l'anode : on parle d'anode réfléchissante. La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électron de manière à permettre à plus des rayons X de pouvoir sortir du tube. [16]

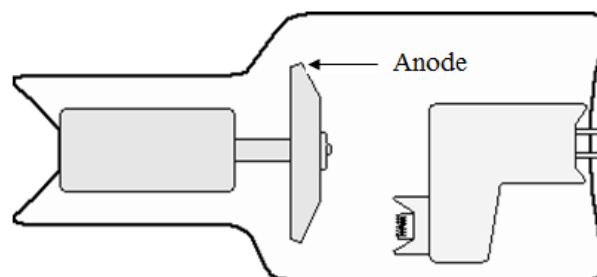


Fig.2.10 Anode du tube radiogène.

La production des rayons X est très inefficace puisque le rendement dans les tubes radiogènes de radio diagnostique, est d'environ 1%. Une grande quantité de chaleur est produite en même temps que les rayons X, ce qui pose des problèmes technologiques importants et qui limitent, en tout état de cause, la quantité des rayons X produites. L'anode est généralement composée de tungstène car son numéro atomique est élevé ($Z=74$), et favorise le rendement, mais aussi une température de fusion très élevée (3420 degrés). [16]

La surchauffe peut entraîner une fonte de foyer. Elle dépend de la concentration en électrons sur l'anode et de leur énergie.

Le flux des rayons x produit dans le tube de la taille du foyer (qui dépend lui-même de la taille du faisceau d'électron et donc de la taille de la cathode), du flux d'électrons (mesuré en mA), et de l'énergie des électrons (mesuré en kV). La surchauffe de l'anode limite la puissance électrique utilisable pour produire les rayons X, l'anode contient deux foyers ; petit et gros foyer :

- Petit foyer : une inclinaison de 15° et une surface de $1,2 \text{ mm}^2$;
- Gros foyer : une inclinaison de 20° et une surface de 2 mm^2

L'anode tournante doit répondre à plusieurs contraintes simultanées :

- Températures élevées (1000 à 1500 degrés Celsius) puisque l'énergie en jeu pour chaque cliché ($\text{kV} \times \text{mA} \times t$) est très importante ;
- Changements thermiques brutaux lors de l'utilisation qui ne dure qu'une fraction de seconde pour une puissance élevée.

D'autre part, le numéro atomique doit être élevé pour améliorer le rendement émissif de sorte que seul le tungstène ($Z=74$) ou un alliage tungstène Rhénium ($Z=75$) répond à ces conditions.

Le plateau anodique :

Le plateau anodique qui supporte la cible, monté sur un axe de rotation joue un rôle de :

- Masse ayant une capacité d'accumulation thermique de l'énergie introduite de manière discontinue lors de chaque cliché ;
- Source de dissipation de cette quantité de chaleur ;
- Support mécanique en rotation rapide.

Le plateau peut être constitué de tungstène en bloc massif, ou au contraire association composite, de graphite, ou molybdène. Le diamètre du plateau mesure 70 à 120 mm pour les modèles courants.

Moteur d'entraînement du plateau anodique :

Le plateau anodique tourne à 3000 ou 9000 tr /mn, entraîné par un axe, lui-même lié au rotor du moteur situé dans l'ampoule de verre ; des roulements à billes de grande qualité permettent un fonctionnement malgré les contraintes thermiques.

✚ Les foyers radiologiques :

Le foyer de surface de formation des rayons X. On décrit trois types de foyers qui correspondent à des aspects différents de la zone émissive de rayons X.

- Foyer électronique : zone de collision du faisceau d'électrons avec la cible de tungstène.
- Foyer optique ou géométrique : surface apparente d'émission du rayonnement utilisé, vu du récepteur.
- Foyer thermique : zone sur laquelle le faisceau électronique se répartit en réalité sur l'anode tournante et qui est échauffée.

d) *Filtre*

La présence d'un filtre destiné à arrêter le rayonnement mou et une obligation légale. Il existe une préfiltration inhérente à l'appareillage qui est réalisée par la paroi de verre du tube, la couche d'huile de la gaine et matériau de la fenêtre de la gaine. Cette préfiltration étant exprimée en épaisseur équivalente d'aluminium, la filtration totale correspond à 1 ou 1,5 mm d'aluminium.

2.2.6 Diaphragme de l'appareil radiographique :



Fig. 2.11 Diaphragme de l'appareil radiographique.

➤ Tableau de commande :

1 : Mouvement horizontal :

Maintenir ce bouton enfoncé permet le mouvement horizontal de la colonne et de régler la distance source-image (SID = Source – Image Distance) par rapport au Bucky vertical ou de positionner horizontalement de la colonne par rapport au Bucky horizontal.

Le blocage du mouvement se fait par relâchement de celui-ci.

2 : Mouvement vertical :

Maintenir ce bouton enfoncé permet le mouvement vertical de l'ensemble tube-collimateur et de régler la distance source- image (SID) par rapport au Bucky vertical ou de positionner verticalement l'ensemble tube-collimateur par rapport au Bucky vertical. Le blocage du mouvement se fait par relâchement de celui-ci.

3 : Rotation :

Maintenir ce bouton enfoncé permet la rotation verticale de l'ensemble tube-collimateur et régler l'angle de ce dernier.

Son relâchement bloque le mouvement. Ce mouvement dispose de crans à 0°, 90°, -90°. L'angle reste affiché sur l'inclinomètre situé sur le tableau.

4 : Mouvement transversal:

L'unité peut comprendre un mouvement télescopique de l'ensemble tube-collimateur. Maintenir ce bouton enfoncé permet le mouvement transversal de l'ensemble tube collimateur. Son relâchement bloque le mouvement.

6 : Commandes de collimateur.

Le collimateur comporte un bouton pour allumer le témoin de collimateur et les commandes pour l'ouverture et la fermeture des lamelles internes. Après avoir appuyé sur le bouton du témoin du collimateur, il reste allumé pendant plusieurs secondes avant de s'éteindre.

5 **7** : Les deux commandes de l'ouverture de fermeture de lamelles du collimateur permettent le réglage de la zone d'exposition sur le Bucky.

2.2.7 Bucky mural / support mural:

Il permet une opération de radiographie dans différentes positions du chariot vertical.

a) marche/arrêt

Le Bucky mural/support mural s'allume et s'éteint lorsque le générateur de rayons X s'allume ou s'éteint. Cela ne s'applique qu'à des appareils équipés de frein électrique.

b) Ensemble chariot vertical:

Le chariot glisse verticalement sur la colonne. Il peut disposer de frein électrique ou de frein mécanique. Sur l'unité avec frein électrique, le frein est dégagé en appuyant sur le bouton de commande du chariot afin de permettre le mouvement vertical du chariot et le positionner par rapport au patient. Le relâchez de ce bouton permet de bloquer le mouvement. De la même manière le mouvement vertical du chariot reste bloquer lorsque l'appareil est éteint.

Sur l'unité équipée d'un frein mécanique, le rein se débloque en faisant tourner la poignée pour permettre le mouvement vertical de l'unité et la positionner par rapport au patient serrez la poignée pour débloquent le mouvement. La poignée peut être installé sur n'importe quel côté de chariot.

c) Tiroir porte-cassette :

Tirez le tiroir porte cassette pour charger la cassette avec le filme selon l'orientation et la taille de la cassette. Placez les extrémités sur le numéro de l'orifice correspondant, ouvrez les supports automatiques et insérez la cassette avec le film. Ce tiroir porte-cassette accepte toute la taille standard de la cassette. L'ouverture du boîtier porte-cassette peut être placé à droite ou à gauche de la colonne selon le modèle.

d) Panneau avant :

Le panneau avant est fabriqué avec une résine spéciale thermostable d'un niveau très faible d'absorption. Il est muni de profils latéraux en aluminium avec des rainures pour des accessoires standard et un appui menton sur la partie supérieur du panneau.

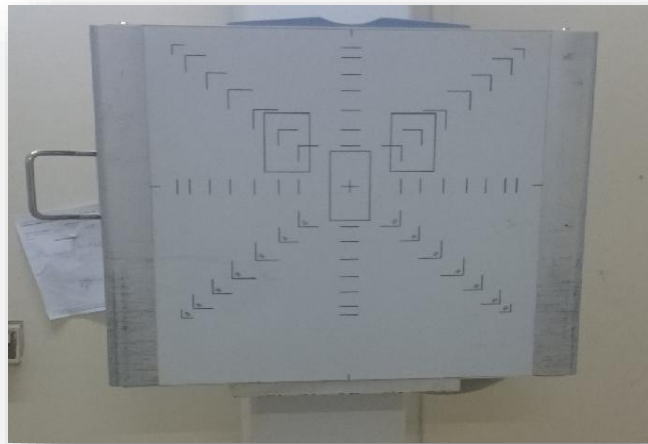


Fig. 2.12 panneau avant.

2.2.8 Grille antidiffusante :

➤ Principe :

L'image portée par le faisceau primaire, appelée image radiante, doit être traitée et réceptionnée pour pouvoir être affichée et interprétée; ce traitement consiste à éliminer, à l'aide d'une grille antidiffusante, une partie de rayonnement diffusé qui parasite l'image radiante sur le film radiographique par l'intermédiaire d'un écran renforceur, Inventée par Bucky.

La grille est constituée par une série de lamelles fines ($d =$ microns environ) opaques aux rayons X, orientées dans la direction de foyer radiogène et séparée par des espaces transparents (300 microns environ) également orientés vers le foyer. Les rayons X directs émis par le foyer, transmis par l'objet traversent les espaces transparent de la grille. Les rayons diffusés émis en toutes directions autres que le foyer sont arrêtés par les lames opaques qu'ils abordent obliquement. Ainsi la grille antidiffusante joue un rôle de sélection, éliminant préférentiellement le rayonnement diffusé. La grille antidiffusante permet d'arrêter sélectivement une partie du rayonnement diffusé généré par l'effet Compton lors du passage des rayons X dans l'organisme à radiographier, ainsi que le rôle unique de la grille est d'améliorer le contraste de l'image radiographique. [10]

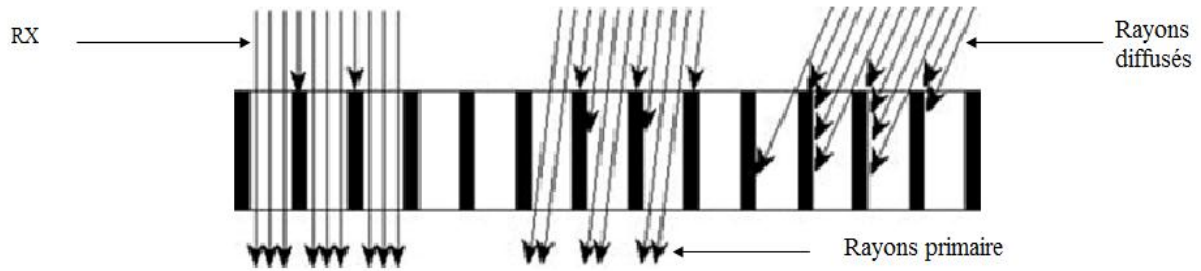


Fig. 2.13 Grille antidiffusante.

Le fonctionnement de la grille anti diffusante est basé sur la sélection du rayonnement diffusé par la direction des rayons X. Le rayonnement diffusé présente deux différentes fondamentales par rapport au rayonnement primaire : l'énergie moyenne des rayons X est inférieure et la direction des rayons X est quasiment aléatoire.

Caractéristiques :

a) *Rapport de grille :*

La grille est caractéristique par l'épaisseur des lamelles (**e**), la teneur en plomb, et le rapport de la grille **R**, qui correspond au rapport de la hauteur des lamelles à l'intervalle entre deux lamelles :

$$R = \frac{h}{l} \quad (2.2)$$

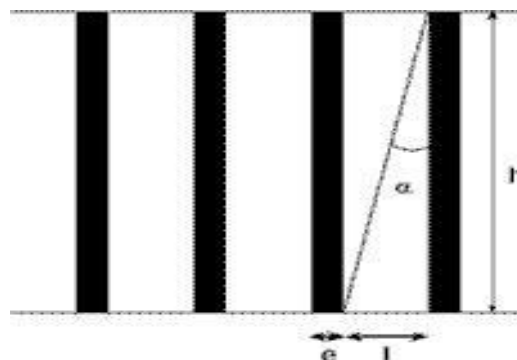


Fig. 2.14 rapports de grille.

(α) est l'angle qui détermine la limite au-delà duquel les rayons sont arrêtés. La valeur de R varie de 5 à 16. Plus le rapport R n'est élevé, meilleure sera l'élimination du rayonnement diffusé. L'espace clair intermédiaire, ayant l'épaisseur de la grille, ($I=300$ microns), est constitué d'un matériau mécaniquement résistant, Aluminium, Carbone, carton ou matière plastique ; toutefois, l'Aluminium épais de 300 microns absorbe une quantité non négligeable du rayonnement direct.

b) Poids en plomb :

Plus les lames de plomb sont épaisses pour un rapport de grille et pour un nombre de lignes au cm identiques, plus le poids en plomb augmente. Le poids de plomb par unité de surface peut indiquer, dans la mesure où les autres caractéristiques sont satisfaisantes, la qualité d'une grille. Ce poids varie de 50 g (grille légère) par décimètre carré à 100 g (grille lourde).

2.2.9 Cassettes :

Les cassettes sont les châssis régies ayant la forme d'une boîte plate destinées à maintenir un contact étroit entre le film et ses écrans renforçateurs et à protéger l'ensemble des heurts et le film de la lumière. La face antérieure de la cassette, traversée par le rayonnement est mince et de structure homogène, en alliage très léger (aluminium en général) ou en matière plastique ; la face postérieure est plus épaisse et contient d'habitude de plomb pour éviter les effets de la rétrodiffusion.

Un contact uniforme est assuré par des ressorts et d'une feuille de feutre qui double le fond de la cassette, cela permet d'avoir une bonne cooptation entre le film et l'écran pour éviter la diffusion de la lumière ; la qualité du contact est très importante et il est nécessaire pour éviter un flou supplémentaire que l'épaisseur de la lame d'air qui sépare l'écran du film ne soit pas supérieure à 1/100 de millimètre.



Fig. 2.15 Cassettes.

2.2.11 Films radiographiques :

Le film radiographique est constitué par un support transparent en acétate de cellulose ou en polyester qui est incolore ou bleuté, et très peu inflammable. Sur chacune de ses faces est coulée une émulsion de gélatino-bromure d'argent qui forme les couches sensibles.

Les caractéristiques essentielles d'un film dépendent de la nature de l'émulsion, de la grosseur de ses grains et de la longueur d'onde du rayonnement incident. [10]

Il existe ainsi deux sortes de films :

- Les films dont l'émulsion est particulièrement sensible aux courtes longueurs d'onde des rayons X et qui à employer sans écrans renforçateurs. Pour pallier l'absence de renforcement des écrans, l'émulsion du film est aussi épaisse et contient un nombre élevé de grains de bromure d'argent par unité de surface.
- Les films dont l'émulsion est particulièrement sensible aux radiations lumineuses violettes des écrans renforçateurs et qui sont à employer avec ceux-ci. Dans ce cas l'émulsion est épaisse, les grains moins nombreux et plus gros car la définition des images dépend essentiellement de la finesse des écrans.

a) Radiologie digital :

CR 30-x («Computed Radiography») ou on l'appelle aussi le numériseur est représenté dans la (Fig.2.16), est la radiographie numérique ou la cassette avec le film est remplacée par une cassette avec une plaque au phosphore. La manipulation de cassettes reste mais la développeuse chimique est remplacée par un appareil lecteur/scanner approprié. Un système CR indirect convertit donc les rayons X par l'intermédiaire d'une plaque de phosphore en une image latente, qui dans un 2^{ème} temps est convertie en une image par un lecteur/scanner approprié utilisant un rayon laser pour la lecture et pour l'effacement de l'image. [17]



Fig.2.16 Le numériseur CR 30-X.

b) Imprimante :

Le Drystar 5302 est une imprimante numérique à sec de bureau destinée à la production d'image diagnostiques (voir Fig.2.17) Ce système est capable d'imprimer des films à base bleue et à base transparente en deux formats (11×14 ou 14×17). Il permet d'obtenir des images en niveau de gris à la fois nettes et denses. [18]



Fig.2.17 imprimante radiographique.



Fig.2.18 image d'un film radiographique.

PARTIE 2 : Fonctionnement de l'appareil

2.3. Fonctionnement

2.3.1 Schémas synoptiques :

L'entrée Panel Line fournit l'ensemble des Rayons X, y compris le générateur. Le module d'alimentation rectifie et filtre l'approvisionnement en ligne pour fournir la tension continue Pour l'onduleur de l'IGBT et également pour la DRAC (300 à 750 v). Le variateur fonctionne à la fréquence fixe de 25 kHz. Produire une tension alternative qui alimente le HVT, puis il convertit cette tension alternative à haute tension qui est redressé et filtré pour donner la haute tension (jusqu'à 150 kV) pour produire des Rayons X. [19].

Le contrôle de Filament produit le courant de chauffage pour les tubes (Grande et petite tache focale). Le LF-RAC (basse vitesse) ou DRAC (haute vitesse), est utilisé pour démarrer et freiner l'anode tournante. La carte d'interface, est utilisée pour changer le tube et le filament, aussi elle est utilisée pour allumer et éteindre le générateur. La console est utilisée pour contrôler et surveiller le générateur (également via l'option anatomique programmeur). La console contrôle également tous les compatibilités (Buckies, Tomo, AEC, Spot film, etc.)

Le générateur est sous tension dès que la ligne est présent (380v) et cela par le biais du transformateur principal qui est relié directement au réseau. La carte d'interface, la carte d'alimentation, la carte ATP console et la console est sous tension.

Le pupitre alimenté par 11 v initialement, commande la mise en marche du générateur en passant par l'ATP console, cette dernière qui est en communication bidirectionnelle avec la carte HT contrôleur active le relais de la carte d'interface, qui est lui-même active le relais générale permettant l'arrivée d'une tension de 240 v à la carte d'alimentation, celle-ci alimente toutes les autres cartes .

Après un certain temps correspondant à l'autotest, la carte d'interface libère une tension de 24 v qui excite la bobine du contacteur K5, et les condensateurs sont chargés à travers un filtre et la résistance R1. Une fois les condensateurs sont chargés, la carte charge et décharge envoie le signal ok à la carte HT contrôleur, celle-ci vérifie la valeur correcte de la charge et active le contacteur K6 et permet à la tension de passer au module de puissance. [19]

Le générateur est sous tension mais sans qu'il produise la haute tension, et la machine est prête à recevoir l'ordre de préparation et d'exposition des rayons X. L'ordre de préparation est envoyé de la console pour atteindre la carte ATP console qui est en communication avec la carte HT contrôleur, pour permettre à la carte chauffage des filaments de fournir la tension, nécessaire pour chauffer le filament et la carte LF-RAC de faire tourner le moteur de l'anode.

La machine est ainsi prête à faire une exposition, l'ordre d'exposition doit passer par la carte charge/décharge et la carte HT contrôleur permettant la décharge des condensateurs et la commande des IGBT pour faire passer la tension au bac HT. (Voir Fig. 2.19 et 2.20) .

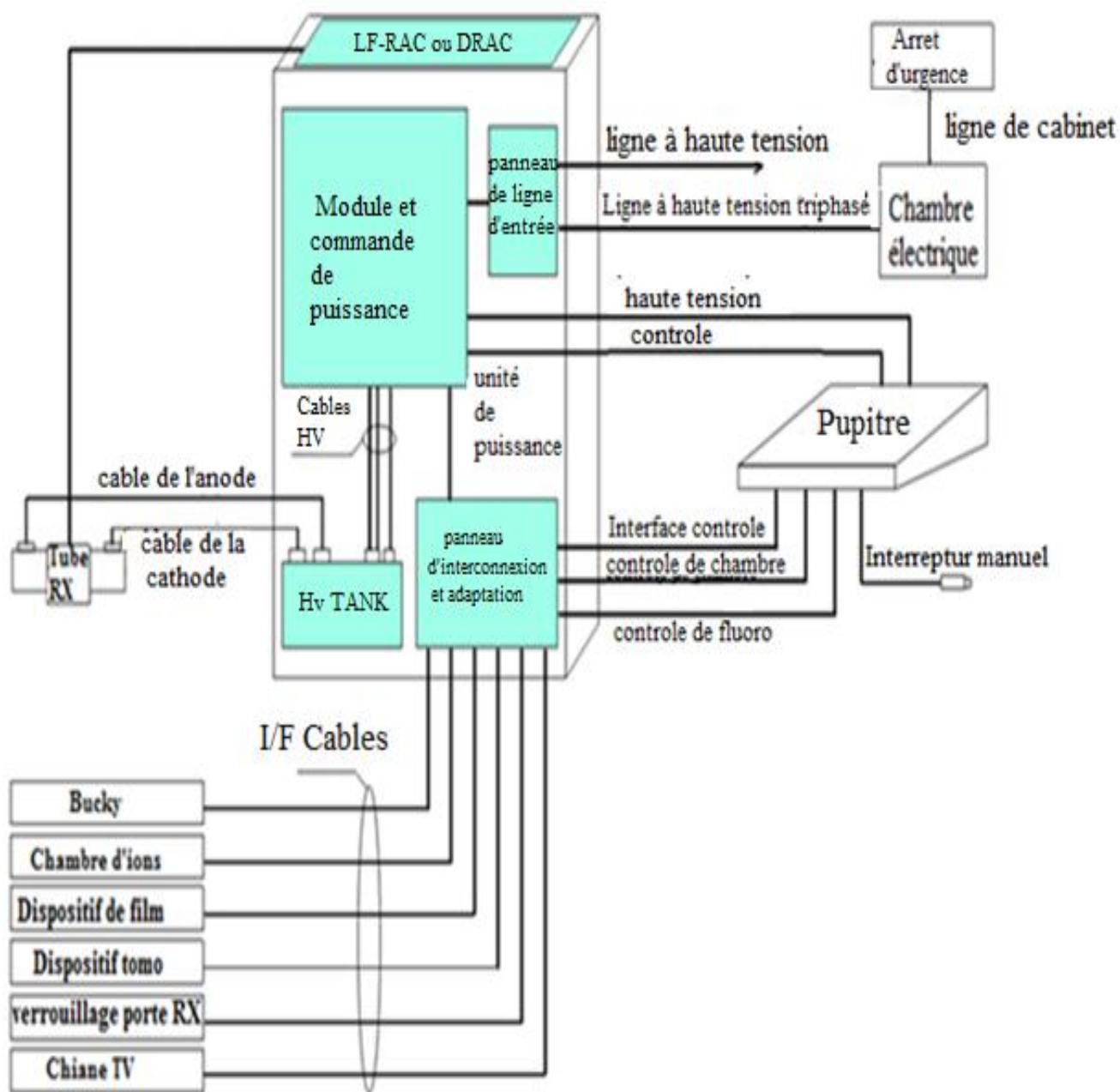


FIG.2.19. Système bloc diagramme

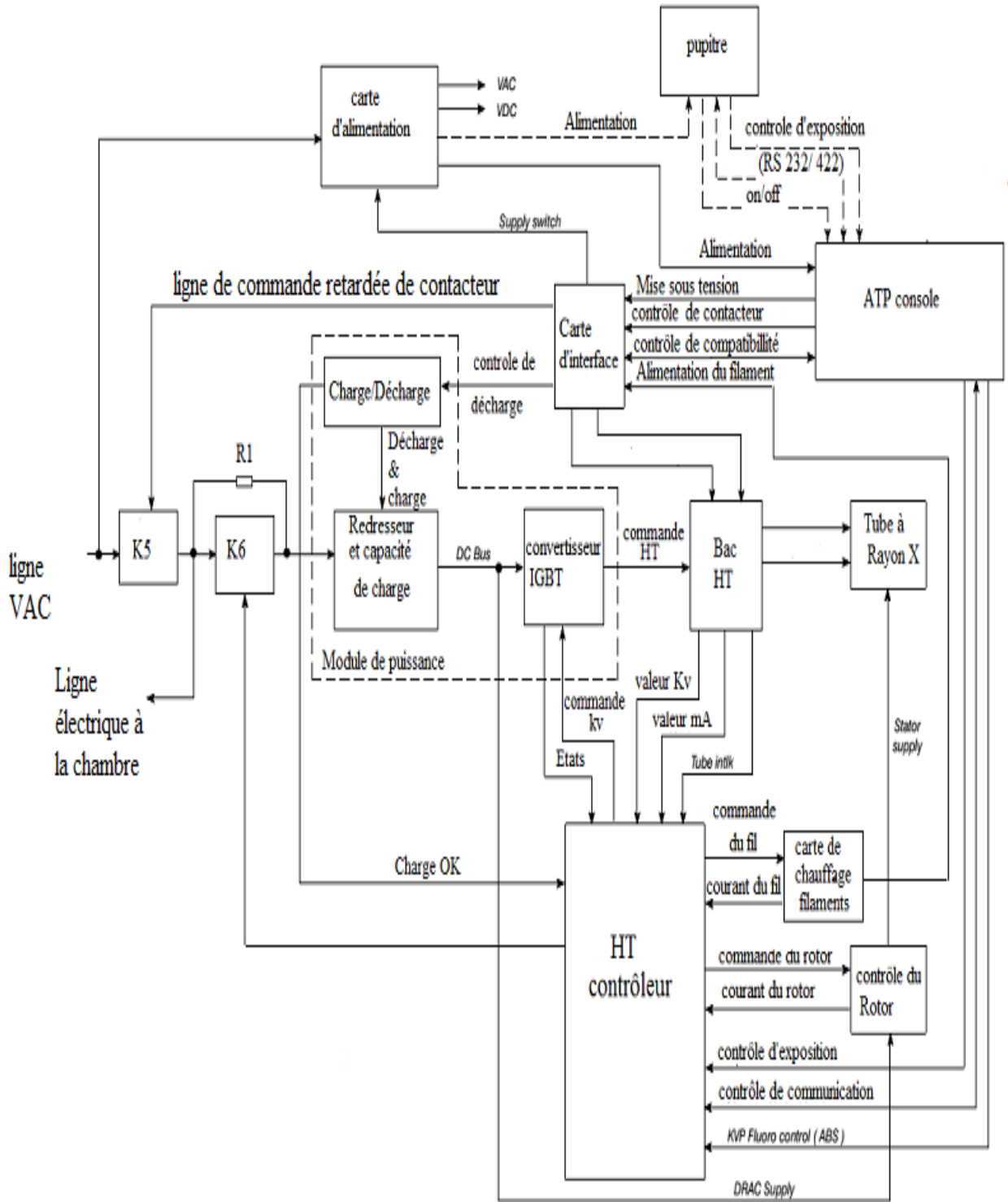


FIG.2.19. Le schéma synoptique

2.3.2. Mise en marche/arrêt

Une fois le bouton « ON » est relâché au niveau de la console :

- Le transistor mosfet Q1 est activé dans l'ATP console ;
- Dans le tableau de commande de la carte d'interface (panneau avant), k1 est alimenté à travers Q1.

Un contacte ouvert du même relais, maintient K1 auto alimenté.

- Le contacte K1 active K3 (dans le panneau de redresseurs). K3 est relais d'allumage général qui assure la puissance pour le panneau avant et la console.
- La console et l'étage cabinet sont fonctionnels, et effectuent un teste complet du système, le contacteur K5 n'est pas encore activé, ainsi que la sale n'est pas encore alimentée.
- Quand le bouton poussoir « OFF » est relâché au niveau de la console, le transistor MOSFET Q2 est activé au niveau de l'ATP console, celui-ci court-circuit K1 à la terre et désactive le relais K1. Le relais générale d'allumage K3 est désactivé également ainsi de l'appareil est arrêté. (voir Fig. 2.21)

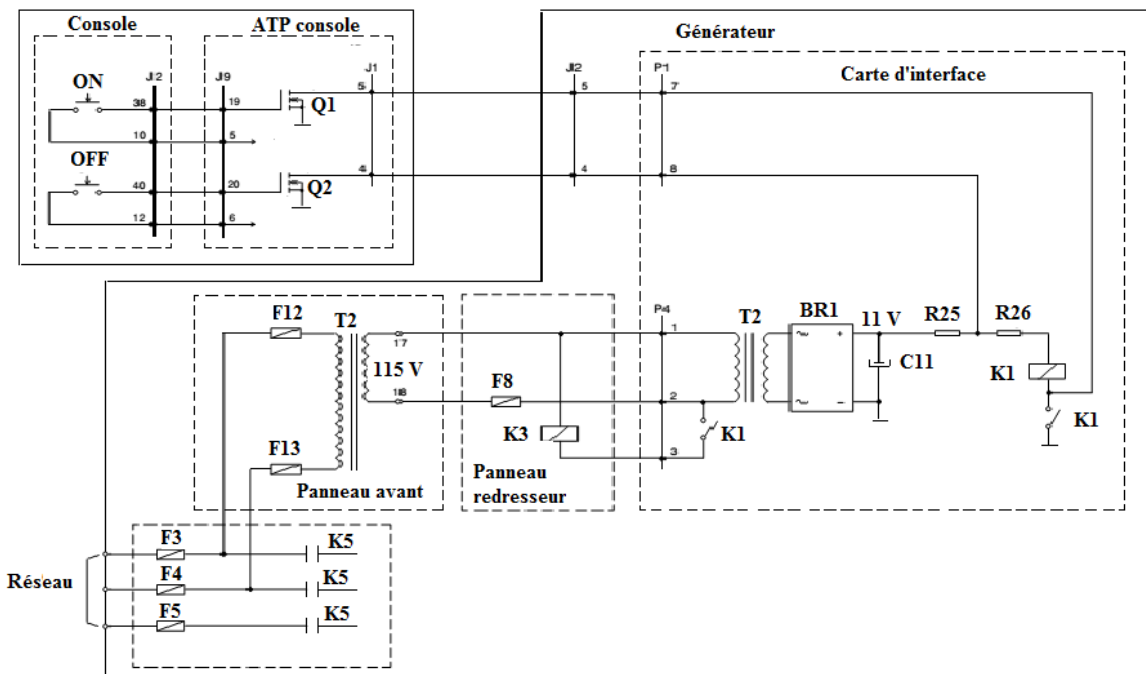


Fig. 2.21 Schéma électrique de la carte de contrôle : Marche /arrêt.

2.3.4. Liaison série:

La liaison série est totalement isolée, elle représente une communication synchrone entre la Console et le Cabinet (voir Fig. 2.22).

La console dispose de toute l'intelligence du générateur (protections de tube et le fonctionnement du système). Le Cabinet exécute les ordres reçus de la console. Toutes les données d'étalonnage sont stockées dans le Cabinet (U3). Pour transmettre un ensemble de données, il y a deux signaux, [19].

- Le signal d'horloge pour interrompre le micro-ordinateur et de synchroniser les données
- Le signal de données synchronisé à travers l'horloge.

Il y a deux LED pour vérifier la communication appropriée. La première LED électroluminescente (la DS1) est située dans le HT contrôleur. La deuxième LED est située dans l'ATP console (DS2).

La DS1 LED démarre à la lumière lorsque le micro-ordinateur reçoit les premières données, elle reste allumée jusqu'à ce qu'il termine, il est la transmission.

La DS2 LED commence à la lumière lorsque le micro-ordinateur envoie les premières données, elle reste allumée jusqu'à ce qu'il reçoit le dernier bit. En conclusion DS1 et DS2 sont l'éclairage lorsque la liaison série est occupé.

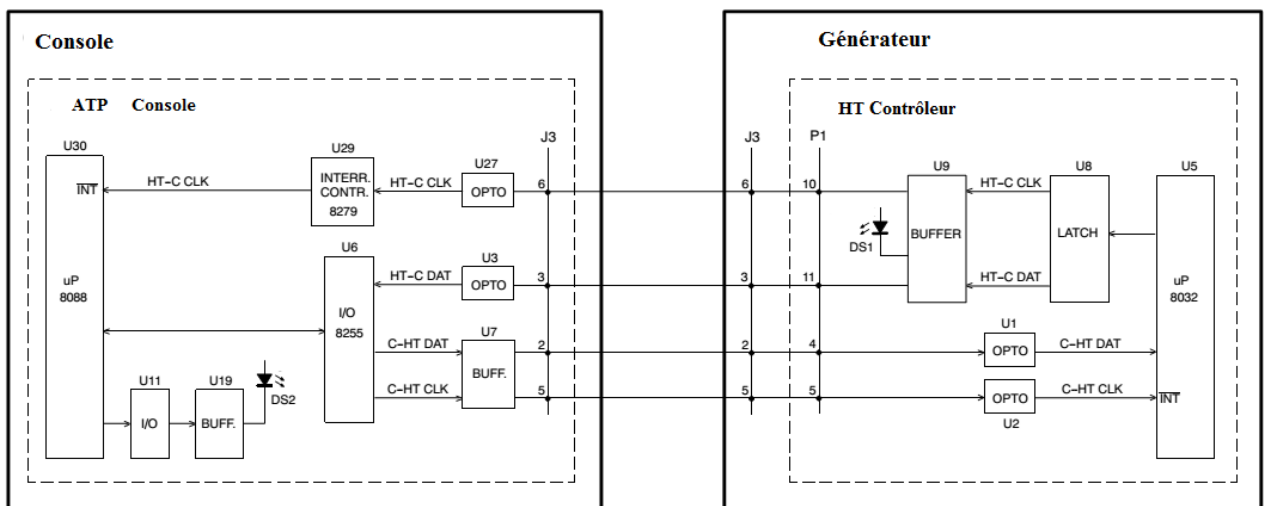


Fig. 2.22 liaison série entre la carte de contrôle et le générateur (HT).

2.3.5. ATP Console :

Le synoptique de la console, est représenté dans la (Fig. 2.23). Le noyau est le microprocesseur 8088 (U30). Le programme principal du générateur est stocké dans la mémoire 1 Mb EPROM (U24). Les EEPROM (U18) magasins (les mêmes données dans deux emplacements de mémoire différents, pour des raisons de sécurité).

Les NVRAM (U23) magasins:

- Les unités thermiques accumulées dans le tube Rayons X.
- La dernière sélection de la console (paramètres d'exposition, AEC et poste de travail) être sélectionné automatiquement, lorsque le générateur se met en marche.
- La copie d'exploitation de l'APR.

Tous les changements sont stockés dans la NVRAM et plus tard (dans la prochaine mise sous tension ON) copié dans l'EEPROM (U18). Le clavier est contrôlé par U25 et l'affichage est commandé par U11.

Le Temps d'exposition effectuée par U21, U29 est le contrôleur d'interruption pour gérer toutes les interruptions entrant dans le micro- ordinateur, U6et U15 sont des ports générales d'entrée/ sortie pour contrôler l'ensemble du système.

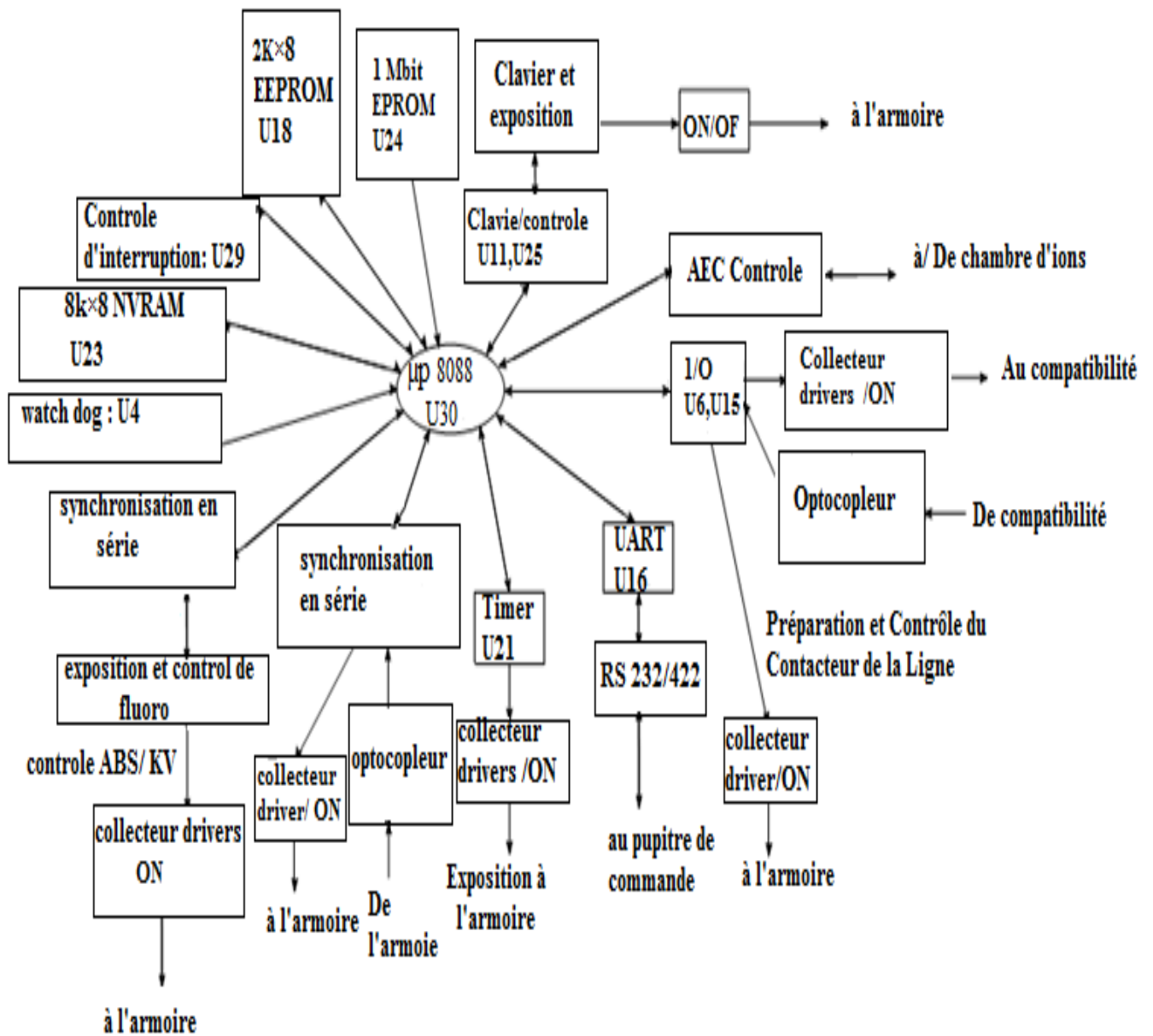


FIG.2.23. Le schéma synoptique de la console

2.3.6. Contrôleur HT:

Le synoptique de la PCB HT contrôleur il est représenté dans la (Fig. 2.24). Le noyau (U5), est le 89C55 (avec mémoire de programme inclus dans la puce).

Les données de calibrage sont stockées (les mêmes données dans deux emplacements de mémoire différents, pour des raisons de sécurité) dans une mémoire volatile (EEPROM) U3. Un ADC (U4) est utilisé pour surveiller et contrôler:

- le courant de rotor, pour vérifier l'état correct (accélération ou freinage) de la faible vitesse LF-RAC.
- le courant de filament, pour vérifier la valeur de chauffage correcte du filament.
- kVp, pour vérifier la valeur correcte (réelle) de l'exposition Rayons X.
- mA, pour vérifier la valeur correcte (réelle) de l'exposition Rayons X, et aussi de fermer la boucle de mA pour corriger automatiquement les variations.

Deux convertisseurs D/A sont utilisés:

- Le U22 pour produire le filament demande actuelle. L'U21 convertit les RMS valeur actuelle à une valeur DC. Le Modulateur U23 produit une PWM de 6,6 kHz, pour obtenir une bonne et stabilisation de la valeur du courant actuelle de filament chauffant.
- L'U17 pour produire la demande de kVp. Le Modulateur U19 produit une PWM de 25 kHz, pour contrôler le module d'alimentation.

Les sorties générales sont effectuées avec les pilotes à collecteur ouvert, et avec des entrées réalisées avec des optocoupleurs.

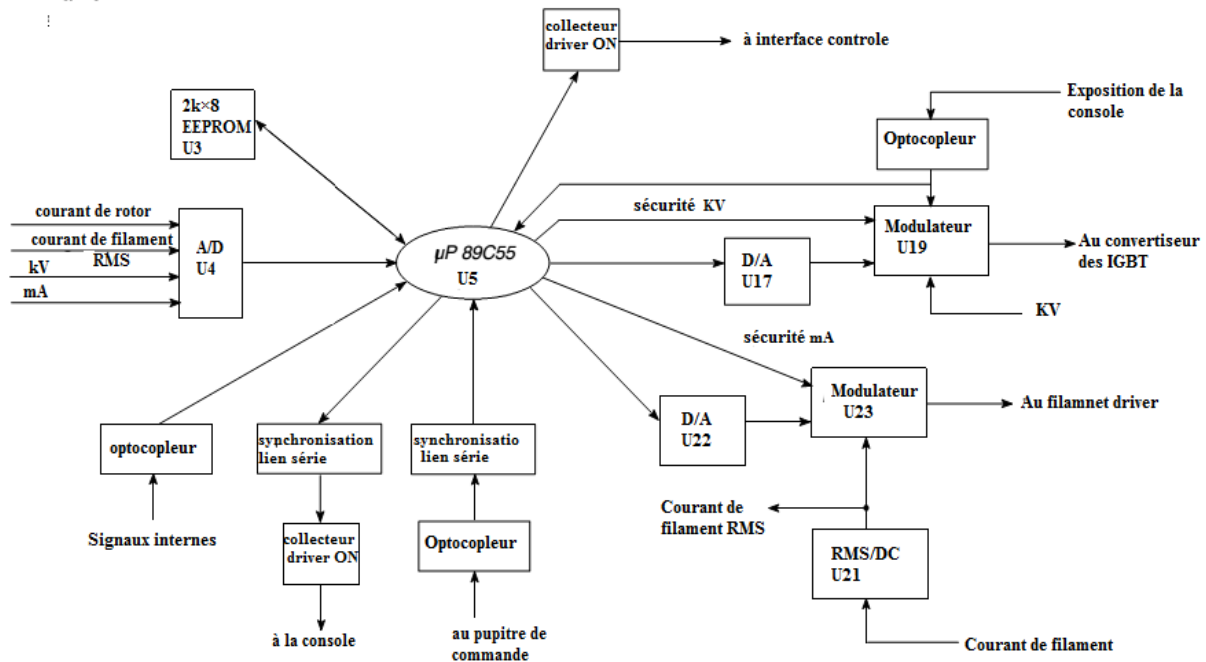


Fig.2.24 Le schéma synoptique de la carte de contrôle (HT).

2.3.7. Illustration préparation et exposition :

En appuyant sur le bouton « prep », un signal de préparation est envoyé au microprocesseur (8088) de la console à l'ATP console par l'intermédiaire de U25 (8279), ce signal atteint le microcontrôleur 89C55 via un optocoupleur U1.

Le microcontrôleur U5 envoie des signaux à la carte chauffage des filaments et le **LF-RAC** en passant par les **LATCHS** U10, U8 et les **BUFFERS** U11, U9.

Si tout fonctionne, le microcontrôleur envoie un signal PRET au microprocesseur U30.

Une fois U30 reçoit le signal, l'exposition est prête à être exécutée.

En appuyant sur le bouton « EXP » le signal d'exposition parvient U30 via U25.

U30 réalise les fonctions suivantes :

- Charge la durée d'exposition dans le temporisateur U21(8253) ;
- Envoie l'ordre d'exposition au microcontrôleur par l'optocoupleur U2 et atteint le modulateur U19 qui nous donne un signal **PWM** de 25 KHz.

Le microcontrôleur U5 peut arrêter l'opération s'il reçoit le signal « FAULT » des IGBT en envoyant un signal d'interruption au modulateur.

Une fois l'exposition est finie, le temporisateur U21 interrompt le microprocesseur U30 par le contrôleur d'interruption U29. (Voir Fig. 2.25)

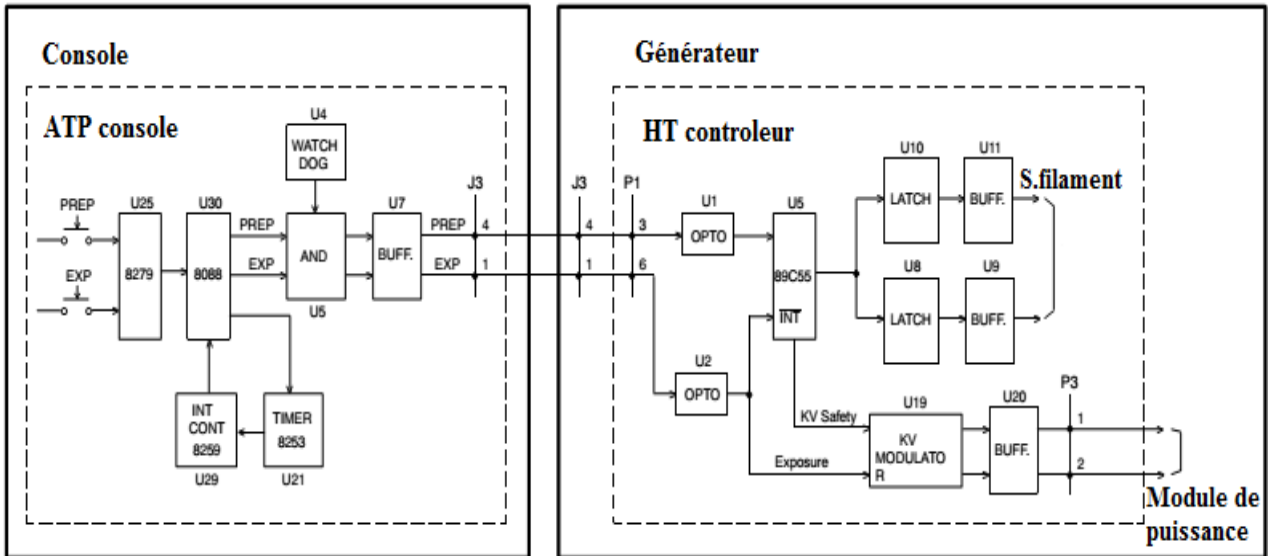


Fig. 2.25 Préparation et l'exposition des rayons X.

2.3.8. Fonctionnement en boucle fermée :

Le générateur a deux différents types de boucles, des boucles de matériel et de logiciels. (Voir Fig.26)

La première boucle de matériel est le courant de filament. Le micro-ordinateur envoie U5 de la demande de filament à travers U22 selon les données calibrées. Le modulateur U23 génère une PWM de 6,6kHz. Pour garder le courant de filament constant selon la demande reçue de l'U5. Le convertisseur U21 garantit la valeur stabilisée RMS dans le filament (la valeur appropriée pour le chauffage).

La deuxième boucle du matériel est le kV. L'U5 de micro-ordinateur envoie la demande kV à travers le modulateur U17 à U19, en fonction des données d'exposition transmis par la console. Le modulateur U19 génère une PWM de 25 kHz, En fonction de la demande reçue d'U5 et la réaction reçue à partir du HVT. La PWM est envoyé au module de puissance pour conduire le HVT.

Le premier Logiciel de boucle est le mA. Le U5 de micro-ordinateur lit le mA par U4. Si le fonctionnement mA en boucle fermée est sélectionné (HT contrôleur SW2--4 en position OFF), le micro-ordinateur U5 régule la demande de filaments pour obtenir le bon mA dans le tube rayons X. L'opération mA en boucle fermée est nécessaire de maintenir la constante de la valeur de Ma à des expositions de longues durée, en raison de l'effet de refroidissement du filament est quand émettre de sélections à l'anode.

La deuxième boucle est le logiciel kV. L'U5 de micro-ordinateur lit le Kv à U4. Si le fonctionnement kV en boucle fermée est sélectionné (HT contrôleur SW2--3 en position OFF), le micro-ordinateur U5 régule la demande de kV pour maintenir la constante. Il est conseillé de garder le kV boucle ouverte (SW2--3 ON) pour des conditions normales, parce que la forme d'onde de kV est plus plat. Seulement lorsque le générateur est relié à une seule phase (et mauvaise réglémenté) en ligne est préférable de fermer la boucle pour avoir une meilleur réglémentation. [19]

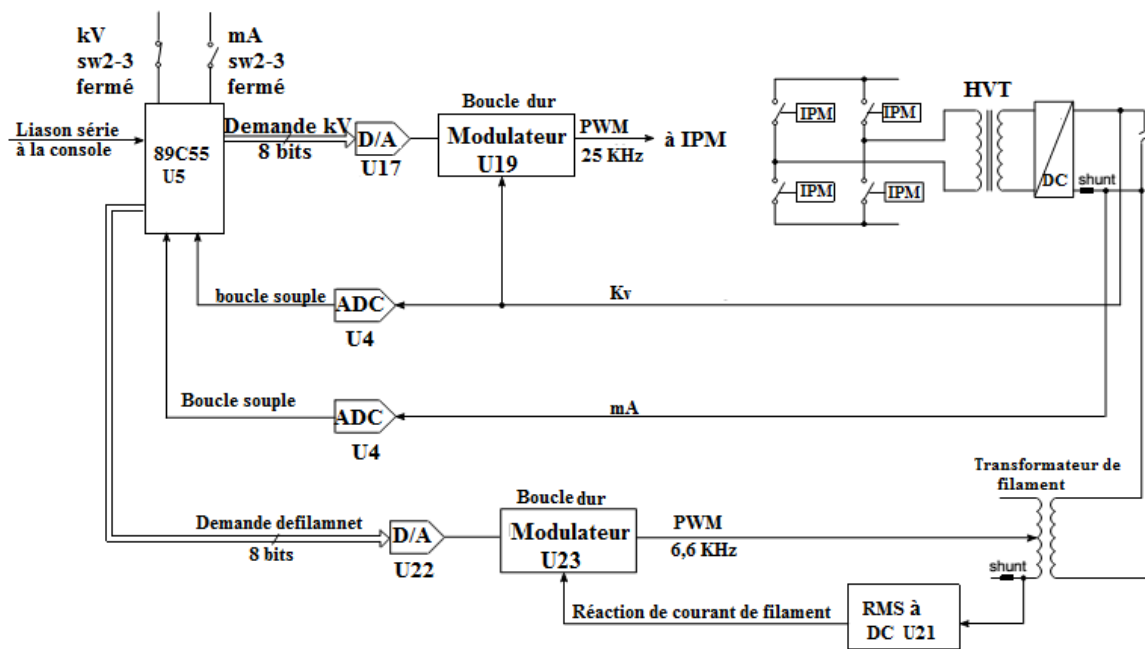


Fig. 2.26 Schéma de la boucle fermée.

2.3.9. Le module de puissance

La carte contient également R--C établit des contacts pour les diodes. Il y a aussi des condensateurs reliés de ligne fondez pour filtrer la haute fréquence menée (EMI) bruit. Filtrez les condensateurs C1 à C4 sont chargés à travers l'inductance L2, limiter le bruit à haute fréquence.

Les deux, charge / décharge surveille les commissions ont l'objectif suivant:

- Pour égaliser la tension dans les condensateurs connectés en série afin d'éviter une surtension.
- Pour obtenir une décharge rapide du condensateur (C1 à C4) lorsque le générateur est éteint
- d'informer le contrôleur HT la bonne charge des condensateurs. Chaque module contient un onduleur IGBT demi-point (vertical).

Le pilote IPM convertit la tension basse PWM (25 kHz. Signal provenant du contrôleur HT) à la tension nécessaire pour le module IGBT. Aussi chaque module IGBT a une surintensité et la détection de surchauffe, de protéger l'étage de puissance de tout dommage dû à une surcharge dans la haute tension (HVT). Cette protection envoie le signal IGBT défaillance du contrôleur HT qui affiche "Générateur de surcharge" dans la console.

L1 est une inductance à noyau d'air pour adapter l'impédance d'entrée du HVT pour l'obtenir le maximum de puissance de l'onduleur IGBT

C9 est un condensateur en série pour annuler la composante continue dans le côté primaire du HVT. Le condensateur permet d'éviter la saturation du noyau HVT raison de l'élimination de la composante continue. [19]

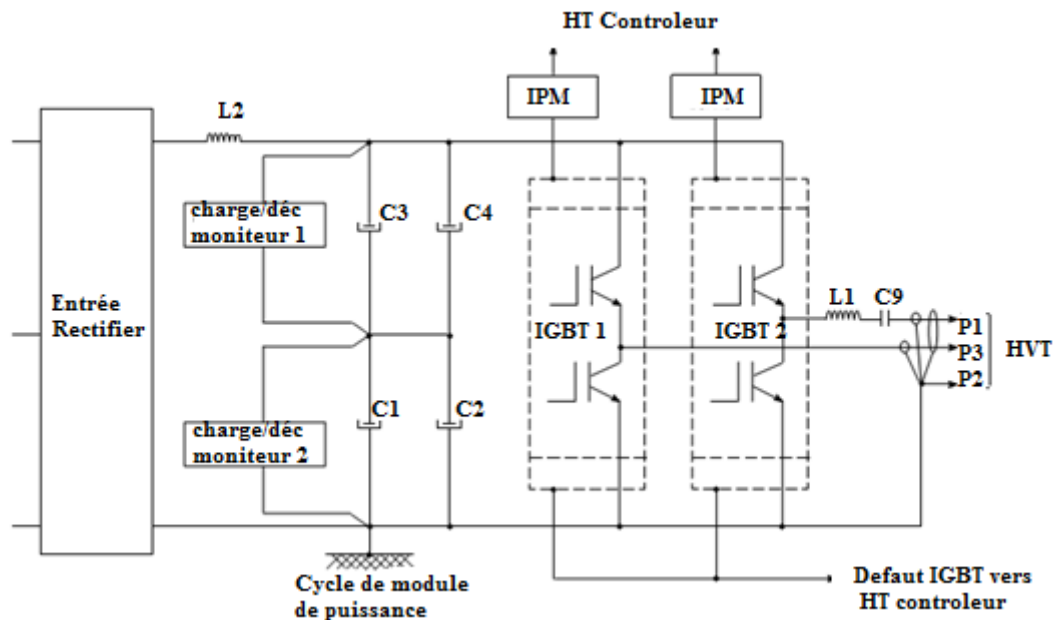


Fig. 2.27 Module de puissance.

2.4 CONCLUSION :

Les différents blocs cités ci-dessus font de cet équipement radiographique, un appareil fiable et facile à manipuler, par contre il est configuré seulement aux examens Os-Poumons.

Chapitre 3

La maintenance et tests

3.1 Préambule:

L'exigence de la compétitivité oblige aujourd'hui les entreprises à développer tous les gisements de productivité ce qui nécessite, entre autres :

- Sur les plans des investissements, de minimiser les aléas et les risques, aussi bien quantitatifs que qualitatifs.
- Sur le plan de structures, d'engager les actions de décloisonnement, de mobiliser les intelligences et d'entraîner les hommes dans le travail d'équipe vers les objectifs liés à la finalité de l'entreprise.
- Sur le plan de prix de revient, de réduire et optimiser les coûts.

L'exploitation de l'outil de production doit aujourd'hui être conduite avec le double souci de sécurité et d'économie, et ceci même pour les entreprises qui se trouvent dans une phase transitoire de sous activité.

3.2. Définition de la maintenance :

La norme française définit la maintenance comme étant ensemble de toutes les actions techniques, administratives et de management durant le cycle de vie d'un bien, destinées à le maintenir ou à le rétablir dans un état dans lequel il peut accomplir la fonction requise. [20].

- le choix des méthodes d'entretien (les différents modes de maintenances) ;
- les améliorations ;
- la place des équipements dans le procédé de fabrication (hiérarchisation) ;
- la formation de personnel d'entretien et de production ;

3.3. Les différents types de maintenance :

On distingue trois types de maintenance :

- La maintenance préventive qui vise à minimiser la probabilité de défaillance d'un système. Pour cela, il s'appuie sur la maintenance systématique et la maintenance conditionnelle.
- La maintenance corrective qui s'applique après la panne et consiste à un dépannage ou une réparation.

- La maintenance adaptative qui vise à aménager un équipement, en vue de prendre en compte des modifications sans impact sur le contenu fonctionnel.

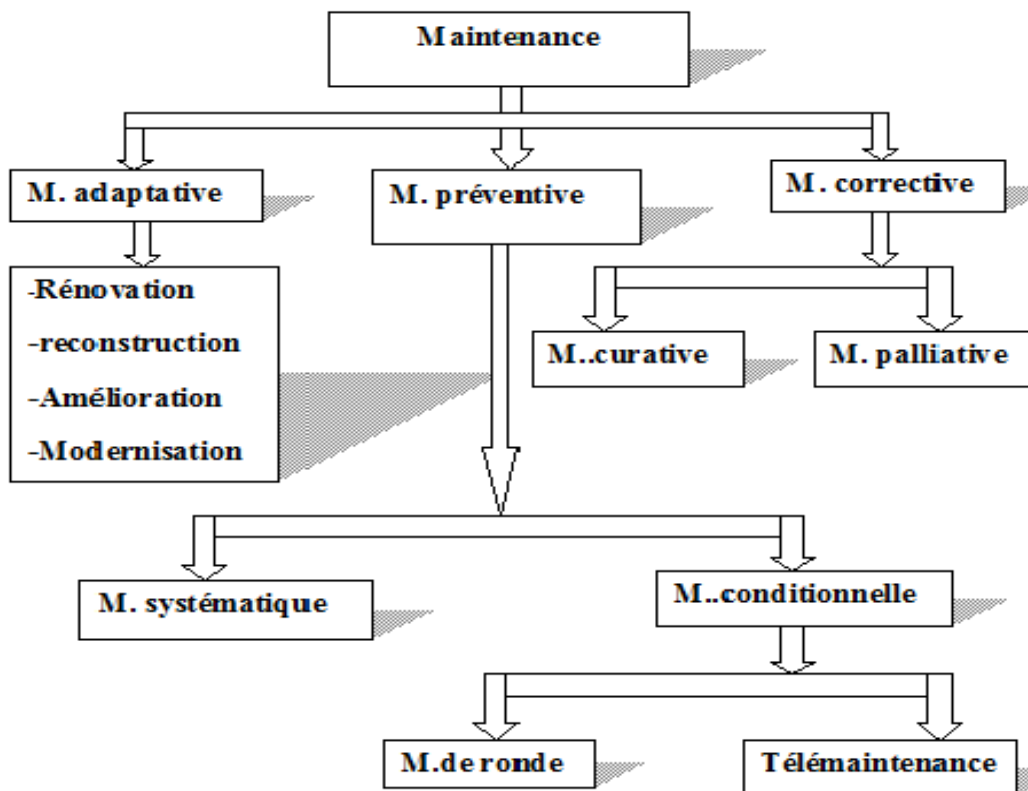


Fig.3.1. Diagramme de la maintenance.

3.3.1 La maintenance préventive

C'est une maintenance effectuée selon des critères de prédéterminés dans l'intention de réduire la probabilité de défaillance d'un bien. Elle s'adresse aux éléments provoquant une perte de production ou des coûts d'arrêts imprévisibles classer comme important dans l'entreprise. Il convient donc d'organiser un système de maintenance visant à minimisé ces arrêts tout en ne devant pas trop onéreux. [20]

Cette maintenance s'applique sous deux formes :

- La maintenance systématique ;
- La maintenance conditionnelle ;

a) La maintenance systématique :

C'est une maintenance effectuée selon un échéancier établi en fonction du temps .elle vise à minimiser les arrêts par des opérations planifiées de remplacement, de réglage et de contrôle avant l'apparition d'une panne. Par cette politique on arrive à réduire le nombre de défaillance (leurs couts), à améliorer ma disponibilité de l'équipement, la sécurité à augmenter sa durée de vie. [20]

Ce type de maintenance concerne plutôt :

- Des équipements dont une défaillance met en cause la sécurité des biens et des personnes ;
- Des équipements à couts de la défaillance élevée ;
- Des équipements dont l'arrêt(ou le redémarrage) est long ;
- Des équipements soumis à des obligations réglementaires ;

b) la maintenance conditionnelle :

C'est une maintenance qui effectue un diagnostic avant de remplacer l'élément défaillant. Elle s'applique pour les grandes machines tournantes, là ou un démontage et un remplacement coutent chers en perte de production et temps. Une idée de la maintenance vieillissement ou d'usure mettant en danger ses performances. Cependant on s'appuie sur la vibration, bruit et température.

On distingue :

❖ La maintenance de ronde :

C'est une maintenance qui se caractérise par ma surveillance régulière du matériel sous forme de rondes à fréquence courte, entraînant des petits travaux quand c'est nécessaire. Elle apparait à la fois comme une maintenance systématique et comme une forme de maintenance conditionnelle, puisque la surveillance opérée permet de déclencher des interventions. Elle nécessite une surveillance quotidienne de l'ensemble des équipements évitant ainsi l'apparition d'un grand nombre de défaillances qui pourraient à la longue avoir des conséquences majeures.

Les rondes sur matériel en service comprennent :

- La lubrification (contrôle, niveau, vidanges) ;
- Des contrôles de pression, de températures ;
- Des détections des fuites, d'odeurs, de bruits anormaux ;
- Des travaux mineurs : dépannage simple : réglage.

❖ Evolution à la télémaintenance :

Des capteurs sont reliés à une centrale de surveillance qui enregistre des alarmes et des mesures. Des tableaux synoptiques visualisent la localisation des informations, ce qui est une bonne sécurité de fonctionnement tout en économisant les déplacements liés à la ronde.

3.3.2. La maintenance corrective :

Maintenance exécutée après détection d'une panne et destinée à remettre un bien dans un état dans lequel il peut accomplir une fonction requise. [20]

a) la maintenance palliative :

C'est une remise en état de fonctionnement provisoire, elle caractérise de dépannage.

b) la maintenance curative :

Elle a un caractère définit, elle est effectuée parfois après dépannage. Elle caractérise la réparation. Pour un gain du temps, des méthodes de dépannage rapide (par organigramme ou arbre de maintenance) ont été développés. On trouve également des systèmes experts intégrés dans des logiciels de M.A.O (maintenance assisté par ordinateur). [10]

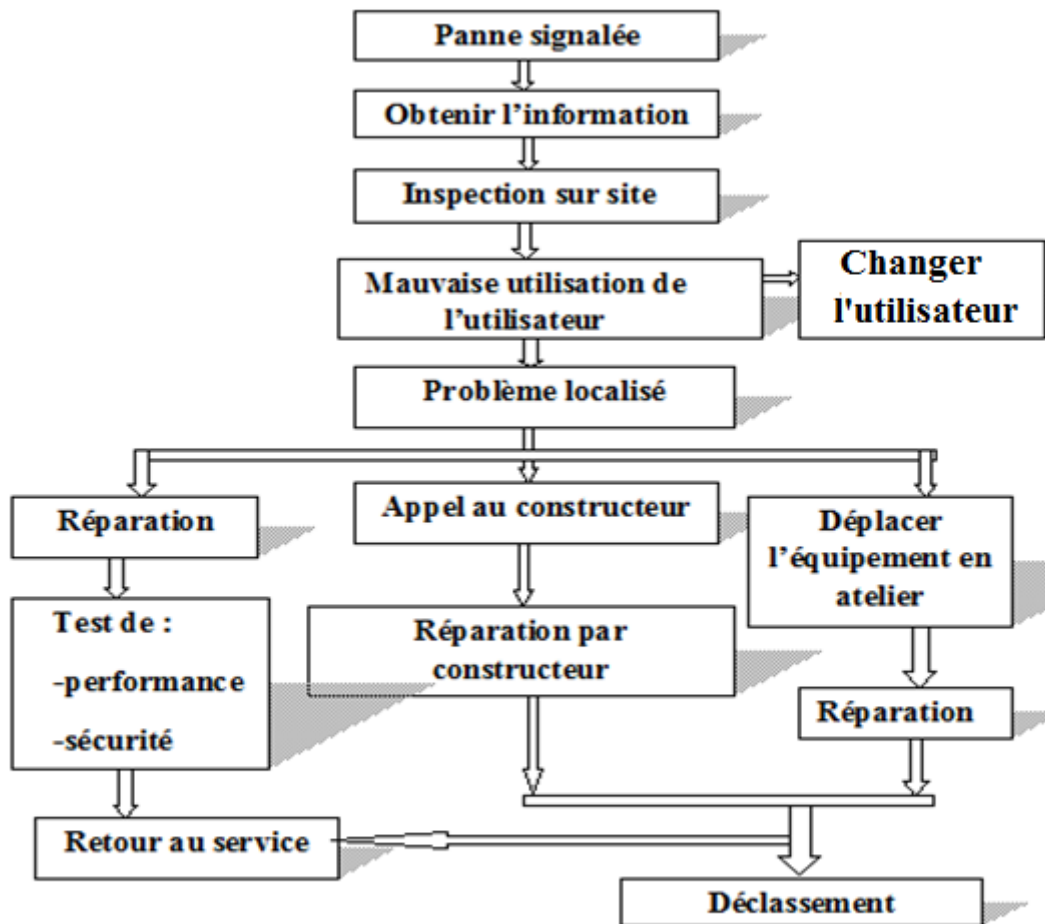


Fig.3.2 Diagramme de la procédure de réparation après défaillance

3.3.3 La maintenance adaptative :

a) la rénovation :

Les travaux de rénovations comprennent l'inspection complète de tous les organes suivi de :

- Réparation des éléments usés, corrodés ;
- L'achat d'éléments neufs lorsqu'une réparation n'est pas possible ;
- Le remontage et la vérification, de « relise a niveau » se fait par ma comparaison avec les performances initiales ;

b) la reconstruction :

Elles interviennent après une durée économique, lorsque se pose le problème de remplacement du matériel usé, c'est une option qui peut s'avérer intéressante. La reconstruction se fera selon un cahier de charge qui peut prévoir des performances différentes de celle d'origine.

Cette technique se développe dans la conjoncture économique actuelle « faire du neuf avec du vieux », ne correspond pas à une attitude dépassée, ou à un bricolage mais à une adaptation réaliste à des contraintes économiques sévères.

c) les travaux d'amélioration :

Il consiste à modifier un équipement ou un sous ensemble, après constatation d'un défaut, de façon à augmenter sa sécurité, sa fiabilité et sa disponibilité.

d) les travaux de modernisation :

Ils consistent à remplacer des composants âgés ou à leur adjoindre des composants d'une génération nouvelle.

Exemple : le remplacement d'une commande à relais par une commande à microprocesseur et une modernisation.

3.4. Objectif de la maintenance :

La maintenance joue le rôle important sein de l'entreprise, elle est devenue un acte primordial pour le bon fonctionnement et l'entretien des équipements, cette dernière assure les objectifs suivants :

- Diminuer la probabilité de défaillance en service ;
- Faciliter la gestion de la maintenance ;
- Favoriser la planification des travaux ;
- Augmenter la durée de vie du matériel ;
- Diminuer le temps d'immobilisation en cas de révision ou de panne ;
- Diminuer le budget de maintenance ;
- Eviter les périodes de dysfonctionnement avant panne, ainsi que les dégâts éventuels provoqués par une panne intempestive (inopportun) ;
- Augmenter la sécurité ;
- Prévenir et prévoir les interventions de maintenance corrective coûteuse ;
- Recherche des coûts optimaux ;
- Respecter les objectifs humains : condition de travail et de sécurité ;
- Préserver l'environnement ;
- Eviter la consommation anormale d'énergie ;
-

3.5 Les actions de maintenance

a) Actions préventive :

Le but de cet entretien périodique et d'assurer l'exécution sûre et continue du générateur de rayons X, d'augmenter son utilité, et par conséquent pour réduire les coûts (temps, réparations), et d'assurer la sécurité (risque personnel).

Les contrôles et les procédures de maintenance mis en place, ainsi que les intervalles suggérés, sont les recommandations du fabricant pour le programme d'entretien périodique le plus efficace pour ce générateur. Les tâches de service doivent être effectuées exclusivement par le personnel de service spécifiquement qualifié sur les générateurs de rayons X médicaux. Le premier service de maintenance périodique devrait être assuré six mois après son installation, et les autres services chaque douze mois.

❖ Procédures d'entretien périodique :

Afin d'assurer une sécurité continue par rapport au générateur, un programme d'entretien périodique doit être établi. Il est de la responsabilité du propriétaire de fournir et d'organiser ce programme. Il existe deux niveaux de maintenance, le premier se compose des tâches à effectuer par l'utilisateur/opérateur, le second se compose des tâches à effectuer par le personnel technique qualifié.

- Taches effectuées par l'opérateur :

Avant de procéder à un nettoyage, il est recommandé de suivre les étapes suivantes :

- N'essayer jamais de nettoyer ou manipuler le générateur de rayon X quand il est allumé.
- Couper l'interrupteur principal du générateur avant le nettoyage ou l'inspection.

- Taches effectuées par le personnel technique qualifié :

Seul le personnel technique spécialement formé à cet équipement est habilité à effectuer les tâches techniques de maintenance de l'équipement, en utilisant les équipements de test ci-dessous :

- Equipement standard de service ;
- L'oscilloscope ;
- Le MAS mètre.

Les étapes suivies par le technicien sont les suivantes :

- Exécuter obligatoirement les procédures respectives de configuration et de calibrage, quand l'un des principaux composants, tel que le tube à rayons X, le transformateur à haute tension ou carte principale, est remplacé dans le système.
- Si la carte de commande de la haute tension ou la carte d'unité centrale de traitement de console est remplacée, vérifiées particulièrement que des données de mémoire prolongée n'ont pas été perdues ou n'ont pas été modifiées avec le changement de carte.
- Faire quelque expositions en utilisant les différentes techniques, et vérifiez que des stations de mA sont calibrées correctement, sinon exécutez des procédures de calibrage.
 - ❖ Contrôles des câbles :

La conduction des câbles doit être vérifiée.

- ❖ Raccordements de câble de masse :

La référence centrale du système et du générateur de rayons X est située dans l'armoire d'alimentation.

La vérification des interconnexions de câble de masse par un multimètre.

- ❖ Approvisionnement de courant alternatif dans la salle :
 - On mesure les valeurs de l'approvisionnement à courant alternatif (AC) entre toutes les phases, neutre et terre.
 - On vérifié que ces valeurs sont conformes aux tolérances établies à l'installation originale.
- ❖ Etat de pupitre de commande :
 - On vérifie le raccordement et l'état des câbles d'interconnexion au dos de la console.

Si c'est approprié, on vérifie l'état de commutateur de main (poire de déclenchement), et que son câble de raccordement à la console est en bon état.

- On vérifie l'opération correcte des boutons poussoirs, des affichages et des indicateurs en réalisant l'essai suivant :
 1. On met le générateur en marche « ON » ;

2. On choisit une technique radiographique (APR) et l'observer :

- Des indicateurs du poste de travail choisis sont illuminés ;
- Des indicateurs de la taille du patient choisie sont illuminés et les vues anatomiques sont montrées sur l'affichage d'APR ;
- Des paramètres de techniques sont montrés sur la console ;
- On change les paramètres et on observe que des changements sont correctement montrés ;
- On choisit 70 Kv, 25 mA, 100 ms ;
- On passe la « préparation » et on vérifie que l'indicateur « prêt » est illuminé ;
- On libère la « préparation » et on observe que l'indicateur du « prêt » est éteint ;
- On fait une exposition typique, et on vérifie le signal sonore d'exposition radiographique et la fonction d'indicateur d'exposition (voyants lumineux).
- On choisit une vue et on observe que le choix est montrés sur l'affichage d'APR et ses paramètres correspondants sur l'affichage de RAD ;

❖ Etat de transformateur HT :

- On enlève la prise de suffisance d'huile du dessus du transformateur HT et on vérifie que le niveau d'huile est à moins de 20 mm de la surface supérieure du transformateur.
- On ajoute au besoin l'huile « shell diala AX ».

Assurez-vous que :

- Aucune fuite d'huile n'existe sue l'unité ou à proximité ;
- La graisse sur les bornes de câble HT (électrodes) est propre ;
- Les anneaux terminaux de câble de HT sont serrés.

❖ Etat du tube à rayons X :

Assurez –vous que :

- Qu'il n'y pas de fuite d'huile ;
- La graisse sur les bornes de câble HT est propre ;
- Les anneaux terminaux de câble HT sont serrés ;

b) Routine de démarrage :

Dès que l'appareil est alimenté par un réseau de 380 V, ce dernier est sous tension sans qu'il produise de la haute tension, une tension de 220 V se retrouve au niveau du transformateur abaisseur de tension (220V-24V).

En appuyant sur la touche « ON » du pupitre, l'appareil est mis en marche et le générateur entame alors sa routine de démarrage suivant un test automatique dont les résultats ne peuvent être exploités que par du personnel de maintenance.

Une fois la mise sous tension terminée, le tableau de commande affiche les paramètres radiographiques normaux. En cas de dysfonctionnement, des messages d'erreur s'affichent pour spécifier la nature de problème.

Pendant le processus de mise en marche, certains indicateurs du tableau de commande sont utilisés pour fournir des informations de maintenance. Ces indicateurs doivent être ignorés par l'opérateur jusqu'à ce que l'appareil ait terminé sa séquence de démarrage.

c) formation et préchauffage du tube à rayons X :

Les procédures de formation et de préchauffage du tube à rayons X assurent son fonctionnement correct, et doivent être réalisées de manière adéquate.

Dans le cas contraire, la durée de vie du tube peut être considérablement réduite ou subir des dommages irréparables. La gaine radiogène est équipée d'un interrupteur de sécurité thermique. Lorsque la température spécifique de la gaine est dépassée, l'interrupteur thermique ouvre les circuits d'exposition, ce qui empêche le rotor d'être alimenté et bloque les expositions supplémentaires. Dans ce cas l'appareil ne peut fonctionner que lorsqu'une température de service admissible est rétablie. Selon le système de refroidissement de la gaine, une période de 5 à 10 min de refroidissement peut être nécessaire pour réduire la température de la gaine. La procédure de formation (Running) doit être réalisée lors de la première utilisation du tube ou lorsque le tube n'a pas été utilisé pendant plus d'un mois. Ne pas réaliser la procédure de formation provoque la perte de la garantie du tube à rayons X. La procédure de préchauffage doit être réalisée chaque matin ou une heure après avoir effectué la dernière exposition.

c.1). procédures de préchauffage (tous les jours) :

1. On ferme complètement les volets du collimateur et on assure que personne ne risque d'être exposé par inadvertance au rayonnement.

2. On réalise les phases de graphie qui suivent :
 - 05 clichés consécutifs espacés de 20 secondes, 50 kV et 20 mAs, puis repos de 5 minutes ;
 - 05 clichés consécutifs espacés de 20 secondes, 70 kV et 20 mAs, puis repos de 5 minutes ;
 - 05 clichés consécutifs espacés de 20 secondes, 90 kV et 20 mAs, puis repos de 15 minutes ;
3. Maintenant, le tube est prêt à être utilisé normalement.

Une évaporation excessive du filament raccourcit la durée de vie du tube. Pour pallier ce phénomène, réduite au maximum la durée de « préparation » à l'exposition.

c.2). procédure de formation (running) (après un mois) :

1. On ferme complètement les volets du collimateur et on assure que personne ne risque exposé par inadvertance au rayonnement.
2. On assure que le tube est totalement froid (minimum 30 min sans faire l'exposition).
3. On sélectionne 70 kV, 10 mAs et gros foyer. On effectue une exposition par minute en augmentant de 5 kV à chaque exposition jusqu'à la tension maximale du tube.
4. Si aucun signe d'instabilité n'apparaît, le tube est prêt à être utilisé normalement.
5. Si, pendant la procédure, une instabilité apparaît, on réduit de 5 kV la valeur des kV sélectionnée, on réalise deux expositions consécutives et ensuite, on poursuit la procédure.

3.6. Actions correctives :

3.6.1 Asservissement de l'appareil :

Pour commencer la procédure d'asservissement, nous devons changer l'état des dipswitchs qui se trouvent au niveau de la carte ATP console et la carte HT contrôleur. Le dipswitchs de la carte HT contrôleur qui est initialement en position « ON » va être mis en position « OFF » ;

Le dipswitchs de la carte ATP console qui est initialement en position « OFF » va être mis en position « ON » ;

Une fois les dipswitchs sont à leur nouvel état, on met le générateur sous tension en appuyant sur la touche « ON » de la console (pupitre).

Pour avoir accès au mode technicien, nous devons appuyer simultanément sur les touches cellule, une LED commencera à clignoter sur le poste de travail indiquent la réussite d'accès ; après avoir eu la main sur le mode, deux asservissements peuvent être effectués, il s'agit de l'asservissement automatique et manuel.

Asservissement automatique

- Petit foyer :

On appuie simultanément sur la touche « ON » et les deux touches d'incrémentation « +kV » et « +mA » ; une fois la main est relâchée, l'afficheur des kV indique la valeur 222, on refait la même chose et cette fois les afficheurs s'éteignent et s'allument de nouveau pour donner des valeurs arbitraires. On procède ensuite à une exposition (soit par la poire ou le pupitre) tout en laissant la touche enfoncée jusqu'à 160 mA en passant par les valeurs 50 kV, 80 kV, 120 kV, 40 kV).

Exemple : pour la valeur 10 mA, l'appareil effectue les tirs suivant :

10 mA → 50 kV (premier tir) ;

10 mA → 80 kV (deuxième tir) ;

10 mA → 120 kV (troisième tir) ;

10 mA → 40 kV (quatrième tir) ;

Puis il passe à la valeur 160 mA → 40 kV ; à ce moment-là l'afficheur des kV indique le chiffre 999 ou 000.

Dès que l'on aperçoit ce chiffre on relâche le bouton d'exposition et l'asservissement du petit foyer est archivé.

- Gros foyer :

La procédure est similaire à celle du petit foyer. Une fois terminé avec le gros foyer, on remet les dipswitchs à leur état initial.

Asservissement manuel

On allume le générateur et on place un MAS mètre sur les bornes situés au-dessus du bac HT.

Sur le pupitre on introduit les valeurs 10 mA et 40 kV (la valeur des mAs 2,5 serait donnée automatiquement),

on fait un tir et on lit la valeur des mAs sur le MAS mètre :

- Si on lit 2,5 donc la valeur est bonne ;
- Si on lit une valeur supérieure à 2,5, on diminue les octets de chauffage en appuyant sur la touche de décrémentation de la densité ;
- Si on lit une valeur inférieure à 2,5, on augmente les octets de chauffage en appuyant sur la touche d'incrémentation de la densité.

On refait la même chose en gardant les 10 mA et en changeons les valeurs des kV :

10 mA → 50 kV

10 mA → 80 kV

10 mA → 120 kV

Une fois terminer avec 10 mA on passe à la valeur 12,5 mA et on fait des tirs pour chaque valeur de kV et ainsi de suite jusqu'à la valeur 630 mA → 120 KV.

(A partir de la valeur 320 mA la valeur des mAs donnée automatiquement est 3,2)

Après avoir fini avec ces valeurs, on éteint l'appareil et on remet les dipswitchs à leurs places.

3.7 Codes d'erreur :

En cas d'anomalie ou d'interdiction temporaire d'émission des rayons X, les codes d'erreur indiquent la cause possible d'une défaillance du système. Ils sont indiqués par intermittence sur l'afficheur des kV ainsi que des signaux sonores. En général, pour supprimer l'indication d'erreur du pupitre, garder l'appuie sur la touche « Reset AEC » jusqu'à ce que l'alarme s'arrête. Le tableau suivant résume les codes d'erreur : [19]

ERREURS	DESCRIPTION	QUE FAIRE ?
----- Sur les afficheurs	défaillance du système. Cette indication peut apparaître en même temps qu'une erreur sur le pupitre et indique que l'erreur ne peut pas être corrigée sauf si l'équipement est éteint (OFF).	Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.
E01, E02	Erreur de communication	Eteindre le générateur. Vérifier les connexions externes des câbles puis mettre en marche le générateur. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.
E 03	défaillance du système.	Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.
E 04	Armoire d'alimentation a activé la « Perp » sans que l'opérateur ne l'ait commandé le pupitre.	
E 06	Les commandes « expo » et /ou « Perp » sont activées pendant la mise sous tension.	Relâcher toutes les commandes. Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.
E 07, E 08	Erreur de configuration de tube.	Appuyer sur la touche « reset AEC ». Si le code erreur persiste. Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.

E09	Erreur de surcharge du générateur. L'exposition a été interrompue parce que durant l'exposition un amorçage ou une mauvaise fonction sur le circuit HT (tube, transformateur HT (tube, transformateur HT et /ou câbles etc.) s'est produite ou une défaillance du module IGBT (IGBT surchauffés ou défectueux) a été détectée	Pour cette erreur, pas besoin d'appuyer sur la touche « Reset AEC », l'indication disparaît automatiquement si le code erreur persiste étendre le générateur et attendre 30 min avant de le remettre en marche. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.
E10, E11	défaillance du système.	Appuyer sur la touche « Reset AEC ». Si le code erreur persiste éteindre et remettre le générateur. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique
E12	Valeur de mA en dehors de la plage.	Appuyer sur la touche « Reset AEC ». Répéter avec les mêmes valeurs. Si le code erreur persiste, essayer avec d'autres combinaisons de valeurs kV et de mA. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique
E13	Valeur de kV en dehors de la plage.	
E14, E15	défaillance du système.	Appuyer sur la touche « Reset AEC ». Si le code erreur persiste éteindre le générateur et attendre 30 min avant de le remettre en marche. Si l'équipement reste inopérant, l'éteindre et appeler le service technique.

E 16	KV et mA en dehors de la plage.	<p>Diminuer les kV et mA. Appuyer sur la touche « Reset AEC ». Si le code erreur persiste éteindre le générateur et attendre 30 min avant de le remettre en marche.</p> <p>Si l'équipement reste marche.inopérational, l'éteindre et appeler le service technique.</p>
E 17	Erreur de communication ou défaillance du système.	Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopérational, l'éteindre et appeler le service technique.
E 18	Erreur de rotor. L'anode du tube à rayons X ne tourne pas alors que la commande « Perp » est activée, interdisant l'exposition, ou l'anode tourne sans l'ordre de la console.	Pour cette erreur pas besoin d'appuyer sur la touche « Reset AEC », l'indication disparaît automatiquement. Si le code erreur persiste, essayer avec d'autres combinaisons de valeurs kV et de mA. Si l'équipement reste inopérational, l'éteindre et appeler le service technique
E19, E 20	Défaillance de système.	Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopérational, l'éteindre et appeler le service technique.
E23	Erreur de communication	Appuyer sur la touche « Reset AEC », Attendre 5min avant de faire une nouvelle « Expo ».
E24	Bucky non prêt pour une exposition.	

E33	Erreur de communication série.	Appuyer sur la touche « Reset AEC ». vérifier que le câble de connexion entre le générateur et le pupitre et correctement connecté. Si le code erreur persiste éteindre le générateur et attendre 30 min avant de le remettre en marche. Si l'équipement reste inopératif, l'éteindre et appeler le service technique.
E35	Erreur porte ouverte. La porte de la salle d'examen est ouverte alors que l'équipement radiogène.	
E36	Erreur de la charge thermique. Le thermostat du tube est ouvert parce que la gaine est en surchauffe, ou un dysfonctionnement du thermostat (la gaine est froide) les unités de chaleur peuvent augmenter.	Le message de ces erreurs disparaît automatiquement sans besoin d'appuyer sur le bouton de mise à zéro.
E37	Erreur de surcharge du tube. Les facteurs d'exposition sélectionnés dépassent les caractéristiques du tube à rayons X ou les conditions actuelle du tube ne permettent pas l'exposition (anode trop chaude). Le générateur peut limiter temporairement les paramètres pour l'exposition suivante (charger les facteurs d'exposition ou attendre que le tube se refroidisse).	Si le code erreur persiste. Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopératif, l'éteindre et appeler le service technique

E 47	Les condensateurs ne sont pas chargés lorsque la commande de préparation est activée. Toute exposition est interdite jusqu'à ce que les condensateurs soient chargés.	Appuyer sur le bouton de mise à zéro. Attendre 1 min pour le chargement des condensateurs avant d'activer à nouveau la commande de préparation. Si le code erreur persiste. Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopératif, l'éteindre et appeler le service technique.
E 50	L'exposition a été interrompue par l'opérateur.	Appuyer sur le bouton de mise à zéro. Si le code erreur persiste. Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopératif, l'éteindre et appeler le service technique.
E99	Défaillance de système.	Appuyer sur la touche « Reset AEC ». Si le code erreur persiste. Eteindre et allumer le générateur. Si l'équipement reste inopératif, l'éteindre et appeler le service technique.

Tab.3.1

Codes d'erreurs.

3.8 CONCLUSION :

La maintenance de l'appareil radiologie assure son bon fonctionnement, sa fiabilité ainsi une longue durée de vie. La maintenance préventive de cet appareil destiné à des fins médicales doit être suivie tout au long de son utilisation, afin de garantir une précision des résultats de diagnostic.

CONCLUSION GENERALE

Dans cette étude nous avons détaillé les différents blocs de l'appareil de radiologie (APELEM). Il est constitué d'une partie haute tension qui permet de générer des rayons X et d'une partie commande à base de microprocesseur et microcontrôleur.

De plus, nous avons étudié les différentes étapes de test et de maintenance de l'appareil.

Nous souhaitons que ce mémoire serve de référence pour les futures promotions.

A.1 LF-RAC (contrôleur du rotor de la vitesse de la basse) :

La tension de stator est sélectionnable haute (330V) ou basse (220V) pour chaque position du tube. Le condensateur de charge est sélectionnable (15 ou 30 microfarads) pour chaque position du tube. La tension du ventilateur est sélectionnable (220 ou 115 V) pour chaque position du tube. K1 est un relais d'accélération de l'état solide monté dans le panneau, il permet de se déplacer de tension d'accélération à l'exécution de la tension, sans passer aucun courant (voir Fig. A.1). Au temps 1, le relais K1 sélectionne la tension d'accélération (220 ou 330V).

Au moment 2 (50 ms plus tard) à l'état solide relais K1 est ON, le courant circulant à travers les bobines de stator. Le transformateurs T1 et T2 actuelle sent le courant. Dans RTRI apparaît 3,2 V, ce qui correspond au courant nominal de l'accélération.

Au moment 3, changements du relais de l'état solides FERMÉ autoriser le relais de l'accélération (K1) de faire la navette, à temps 4 (50 m plus tard), au voltage courant (60 ou 90 V). Au moment 5, relais d'état solide se rallume. La tension dans RTRI est maintenant de 1,6 V, ce qui correspond au courant de fonctionnement nominal.

Au moment 6, relais d'état solide éteint à nouveau, terminant l'état de fonctionnement. Au moment 7 (50 ms plus tard que le temps 6), le relais K1 commute au freinage ou tension d'accélération et K3 commute à la position de freinage, entre 8 (50 ms plus tard que le temps 7) et 9, le stator freine avec un DC tension appliquée (aux deux bobines) à travers CR6. A moment 10 (50 ms plus tard que le temps 9) accélération relais commute de nouveau à la position de tension faible, la fin de la séquence. Il y a plusieurs LED pour indiquer l'état de bon relais. Ces diodes sont les suivantes:

- DS1 indiquant haute tension appliquée au stator (accélération ou l'état de freinage).
- DS2 indiquant que le tube deux est sélectionné.
- DS3 indiquant l'état de freinage.
- DS4 indiquant que le courant circule à travers les deux bobines de stator, Haute intensité.

Lumineuse signifie l'état d'accélération. Signifie une faible intensité lumineuse état de fonctionnement.

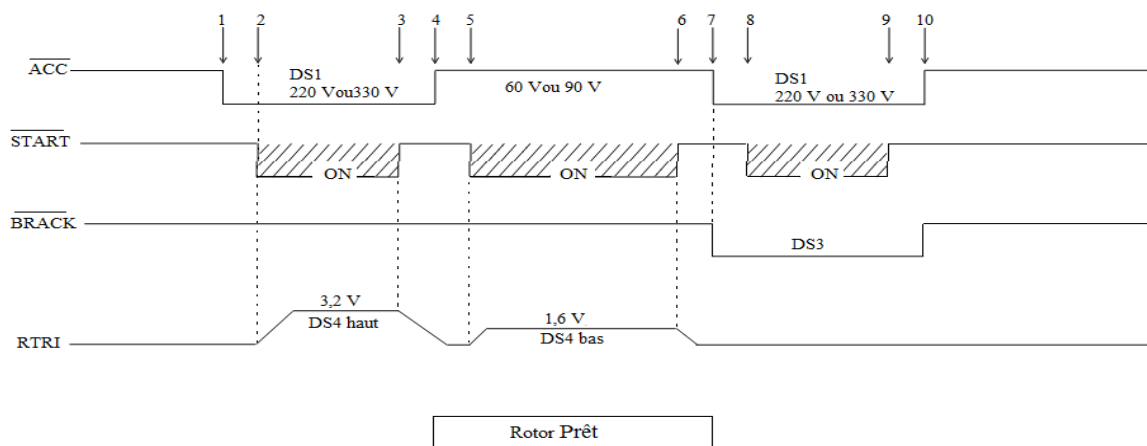


Fig. A.1 synoptique LF-RAC.

A.2 DRAC (Haute Vitesse Rotor Controller)

Le synoptique de la DRAC est représenté dans la (Fig. A.2), est un convertisseur d'état entièrement solide, qui génère numériquement, les tensions pour les deux bobines de stator décalées de 90^0 . Cette caractéristique donne deux avantages :

- Les condensateurs de décalage encombrants (pour haute vitesse, basse vitesse, bobine auxiliaire et la bobine principale) ne sont plus nécessaires, ni les contacteurs de les allumer.

- Toute combinaison de type de stator peut être sélectionnée pour chaque position de tube. Il est intéressant de remarquer, que le générateur essaye toujours de faire l'exposition à faible vitesse si elle est autorisée par le tube (afin d'économiser de la chaleur inutile et la fatigue mécanique pour les roulements). Cela signifie ce qui suit:

1. Pendant Fluoro, toujours à basse vitesse qui est sélectionné.
2. Au cours spot du film, deux modes de fonctionnement peuvent être configurés:
 - a. Toujours haut débit (SW3--3 ON).
 - b. Haute ou basse vitesse, selon les caractéristiques de la lampe, les unités de chaleur et d'exposition sont sélectionnées (SW3--3 OFF)

C. Pendant RAD, si l'exposition n'est pas autorisée par le tube à faible vitesse, c'est-à-dire que: la basse vitesse est sélectionnée, puis la haute vitesse sera sélectionné automatiquement, (Cela signifie qu'une série d'expositions peut être lancé à basse vitesse et se terminé à haut débit)

La commande d'entrée vient de la génératrice par optocoupleurs OP1 et OP2 à l'U17 de micro- ordinateur.

- TUBE 2. Est une entrée pour le DRAC pour sélectionner le tube 2 (J4--23 et J4--24). Les Rayons X type du tube, est sélectionné avec SW2--4 à SW2--8.

- TUBE 3. Est une entrée pour la DRAC pour sélectionner tube 3 (J4--21 et J4--22). Le contrôleur du rotor de la vitesse du bas type tube, est sélectionné avec SW3--4 à SW3--8.

- Pour sélectionner TUBE 1, les signaux d'entrée Tube2 et 3 doivent être OFF. Il est sélectionné avec SW1--4 à SW1--8.

Le U17, génère et commande la séquence logique en fonction de la configuration faite dans SW1 à SW4. L'amplitude de la tension des deux bobines sont commandés par PWM envoyé par U17 et U16 à la logique de commande.

L'U16 décode et génère tous les signaux nécessaires pour les IGBT (PTR1). Le contrôle de la logique limite également le courant de l'onduleur à travers U11 (la sortie de l'onduleur est entièrement court-circuit).

L'ADC est révélateur du micro-ordinateur de quatre importantes :

- La tension continue, afin de calculer la PWM, d'appliquer le stator de la tension appropriée, en dépit des variations de ligne (la tension appliquée au stator est maintenu constant avec les variations de ligne de 320 à 550 V).
- Le courant de fil auxiliaire, pour vérifier le bon fonctionnement du stator.
- Le courant de fil principal, pour vérifier le bon fonctionnement du stator.
- Le courant de fil commun (obtenue avec la différence entre les fils auxiliaires et principaux) afin de vérifier le bon décalage de phase de 90 °.

La puissance de sortie de l'onduleur de l'IGBT, est connecté à 2 transformateurs (principaux et auxiliaires) pour adapter la tension et d'isoler le stator de la ligne d'entrée (alimentation de l'onduleur).

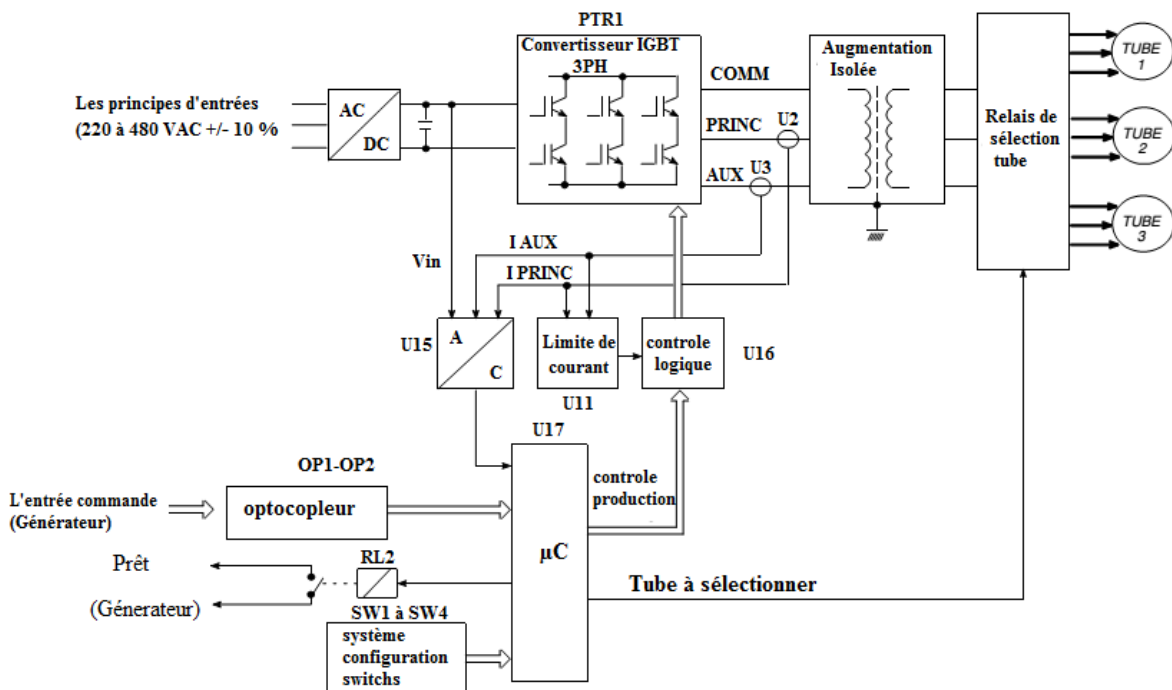


Fig. A.2 Le synoptique de DRAC.

A.3. Tube et changement filament

Le filament et le changement de tube sont réalisés dans la carte d'interface de contrôle situé dans le panneau avant (voir Fig.2.28).

Le changement du Tube 2, vient de la console ATP à HT – Contrôleur (à travers la liaison série) et ensuite au contrôleur Rotor (LF - RAC ou DRAC). Plus tard, est envoyé à la commande de l'interface (P4--18) activant le relais K5. Puis il envoie l'ordre au HVT pour charger la Haut Tension de commutation poste.

Le HVT renvoie à la console ATP la position réelle de la connexion à haute tension pour vérifier la sélection correcte du tube.

La sélection du filament vient du contrôleur HT (P1 -13) à l'interface Commande (P4 -19), l'activation du relais K7.

C17, BR2, K11 et son circuit associé détecte la sélection de filament, renvoyer (par P4--22) à l'HT Controller (P1--8) afin de vérifier le fonctionnement correct. [36]

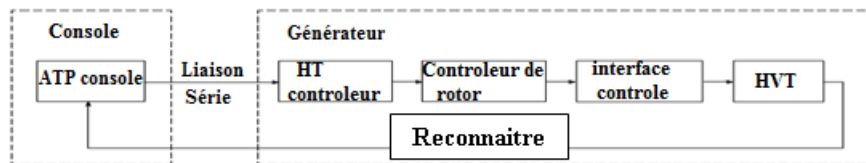


Fig.A.3 Tube d'échange des filaments.

A.4 Fonctionnement AEC pour ion chambre :

Le circuit commande les quatre chambres ioniques possibles pour être installé dans le Système, et fournit la référence de tension pour éteindre l'exposition lorsque AEC est ON (une zone de chambre Ion sélectionné). Voir Fig. A.3

Lorsque AEC est OFF (ou le générateur n'est pas fourni avec AEC), l'exposition le temps est contrôlé par la minuterie de générateur qui est déterminé par le Mas sélectionné sur la console. Lorsqu'AEC est ON, le temps d'exposition peut être automatiquement commandé par la lecture du niveau de la dose d'exposition au film à l'aide d'ions Chambers. Le Fonction de AEC dépend de l'action du comparateur U8 (Ramp et de références entrées) avec le signal de sortie AEC arrêté. La tension sur l'entrée de référence du comparateur est le résultat de la valeur dans la mémoire étendue (nombre AEC Calibration) à travers un DAC (U3), qui est fonction de la densité, KVP, et Film vitesse de l'écran sélectionné sur la console. Cette tension de référence pourrait nécessiter un ajustement supplémentaire avec le potentiomètre R22

(définir la position du cavalier B) lorsque la sortie de rampe de l'Ion Chambre est trop faible (chambre Ion avec une faible sensibilité).L'entrée du comparateur de rampe est une rampe de tension développée dans le Ion Chambre préliminaire - Amp (Sortie Rampe). Lorsque la tension de rampe est égale à la tension de Référence, le signal AEC STOP sur la sortie du comparateur passe au niveau haut logique et arrêter l'exposition. Le U5 commutateur analogique sélectionne l'entrée appropriée à circuit intégré selon à la Chambre Ion sélectionné

La tension de la rampe doit être proche ou égale à 0 VDC avant le début de la l'exposition, en raison de la STRT DR (Reset) le signal réinitialise la Chambre Ion Pre - Amp. .Aussi, La sélection de la zone envoyée à la Chambre Ion thru U6 Driver est réalisé conformément à la zone sélectionnée sur la console. Les valeurs typiques de la mémoire étendue (nombre AEC Calibration) vont de 20 à 80 (des valeurs plus élevées à court d'espace pour la tête dans le comparatif, et inférieure, les valeurs ont un effet sur l'exactitude de l'AEC à cause du bruit du signal). Voir (Fig. A.4) pour des formes d'onde en fonctionnement AEC avec Ion Chambre.

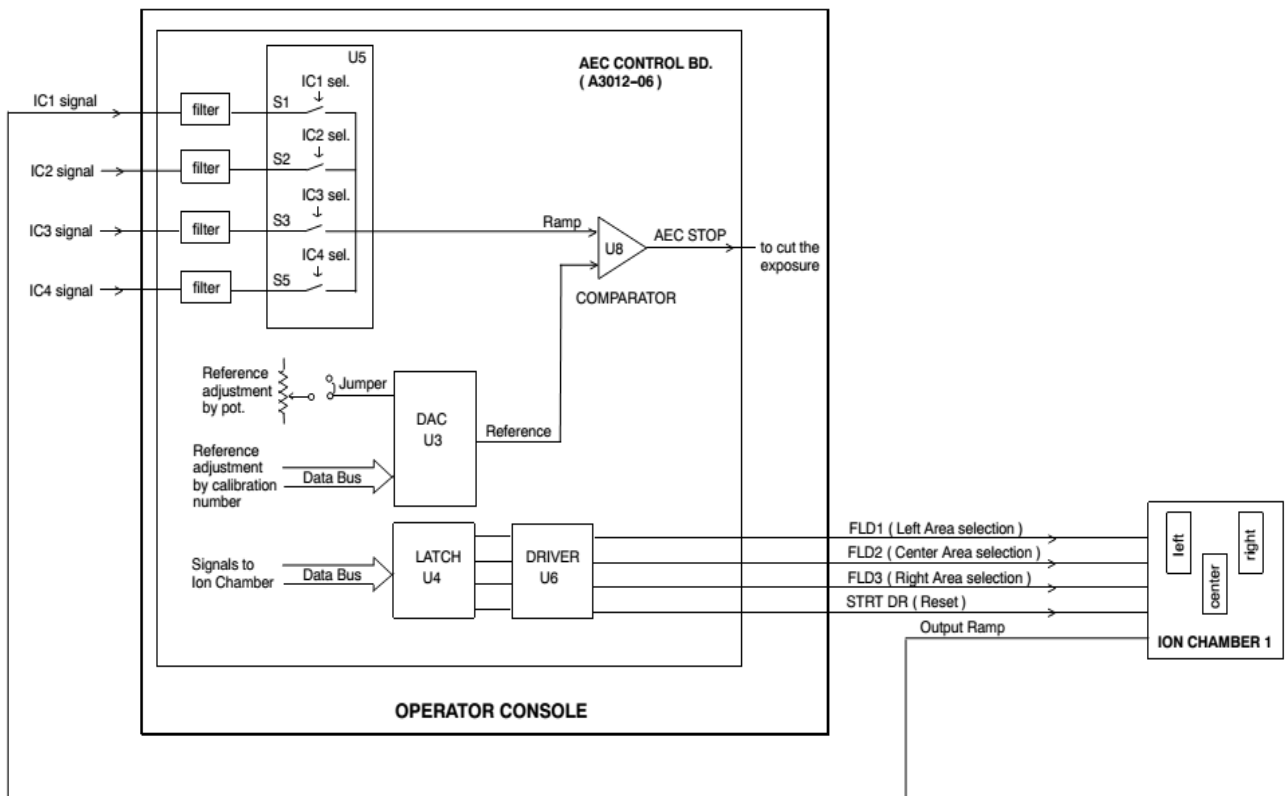


Fig. A.4 Système AEC avec Ion Chambre.

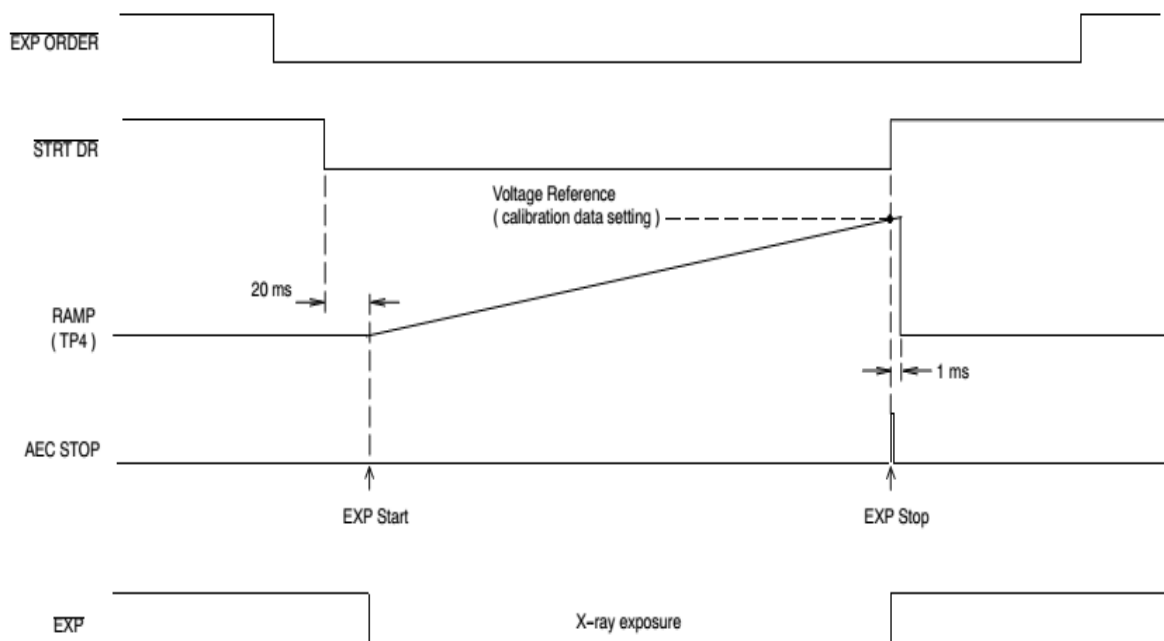


Fig.A.5 Formes d'onde pour AEC le fonctionnement avec Ion Chambre.

A.5 Contrôleur d'interruption

U29 est le contrôleur d'interruption pour gérer toutes les interruptions entrant dans le micro-ordinateur, qui sont les suivantes: (**voir Fig. 2.23**)

- (IR0) AEC Stop, pour terminer l'exposition aux rayons X par l'automatique Contrôle de l'exposition (AEC).
- (IR1), les données de transmission d'interruption, de contrôler la liaison série de sortie.
- (IR2) le contrôle de la minuterie de l'exposition.
- (IR3) l'entrée de données de liaison série Fluoro.
- (IR4) l'entrée de données de liaison série HT contrôleur.
- (IR5) pour l'entrée synchro externe pour Fluoro.
- (IR6) la minuterie général et exposition Horloge de réserve.
- (IR7) l'UART (U16) RS232 / 422 de série contrôle de liaison.

U6 et U15 sont des ports générales d'entrée / sortie pour contrôler l'ensemble du système. Le contrôle AEC est une option directement connecté au bus de données du micro-ordinateur. Selon les paramètres choisis (données kV, la densité, la vitesse du film et de calibration) le micro-ordinateur donne une demande analogique qui est comparé avec la rampe de sortie de la Chambre d'ionisation afin de terminer l'exposition Rayons X.

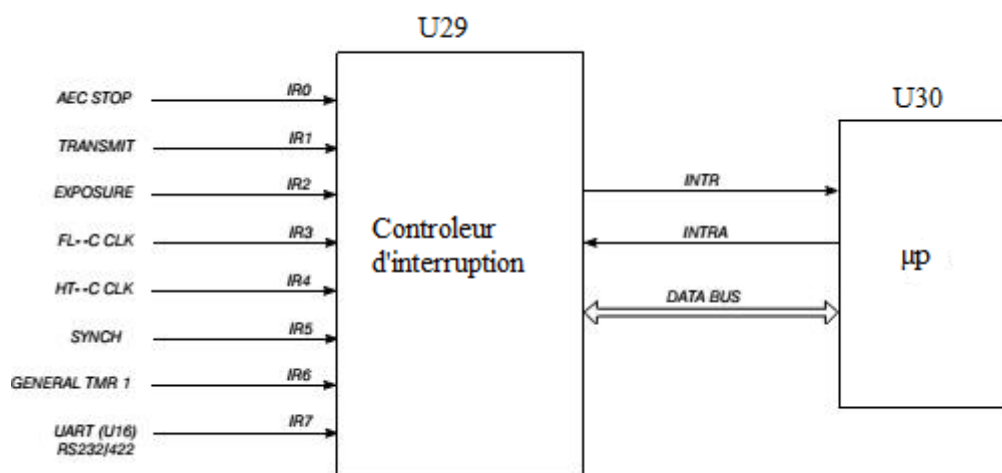


Fig. A.6 Contrôleur d'interruption.

- Transformateur d'entrée T2 : SAT-50509027 ;
- BAC HT : 150 KV/ tube 220 V ;
- IGBT : 300 A / 600 V : SAT-53416012 ;
- IPM Driver : SAT-A 3063-03 ;
- Contacteur K5, 03 phases / 24 V/ 50 A : SAT-51405001 ;
- Contacteur K6, 03 phases / 24V/ 50 A : SAT-51405001 ;
- K1 : relais autoalimenté : SAT-514008 ;
- K3 : relais général (ON/OFF) / 110 V : SAT-51401012 ;
- Condensateurs (C1 à C4) : 3700mF / 450 VDC : SAT-540020011 ;
- Condensateur C11 : 470 μ F : SAT-54008002 ;
- Transistors Q1, Q2 (Mofette canal-N) : MTD 3055 ;
- Fusibles F12, F13, F14, F15 : 10 A/ 250 V : SAT-53801008 ;
- Fusibles F3, F4 : 15 A/ 250 V : SAT-53801003 ;
- Fusibles F8: 3 A/ 250 V : SAT-53801003 ;

B.1 Microprocesseur 8088

- Interface à 8 bits de bus de données ;
- Architecture interne de 16 bits ;
- Possibilité d'adressage directe à 1 Méga Octet de mémoire ;
- 24 modes d'adressage d'opérande ;
- Arithmétique signé et non signée à 8 bits et de 16 bits dans le binaire ou décimal ;

Cette architecture est représentée dans la fig. (B.1) ci- dessous :

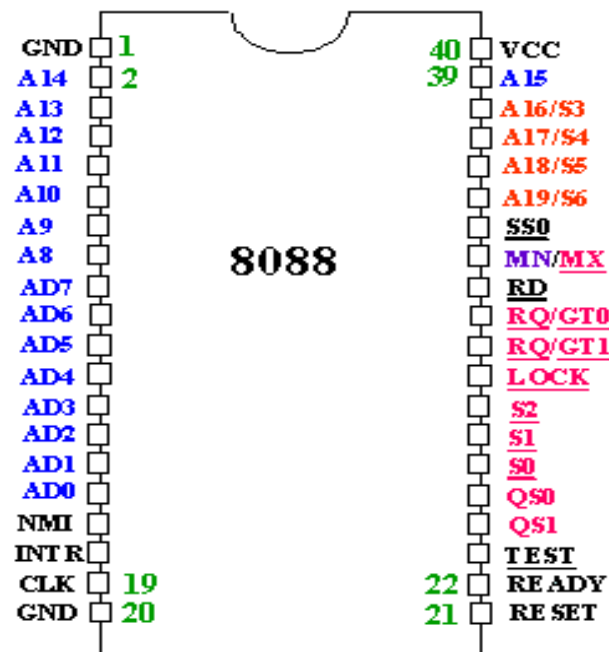


Fig. B.1 Architecture interne de 8088

B.2 Microcontrôleur 89C55

- Compatible avec les produits de MCS-51™ ;
- 20K octets de mémoire Flash reprogrammable dans le système ;
- Opération entièrement statique : 0 HZ à 33 MHZ ;
- Serrure à trois niveaux de mémoire de programme ;
- 256 de RAM interne à 8 bits ;
- 32 lignes programmables d'entrée – sortie ;
- Trois temporisateurs / compteur de 16 bits ;
- Huit sources d'interruption ;

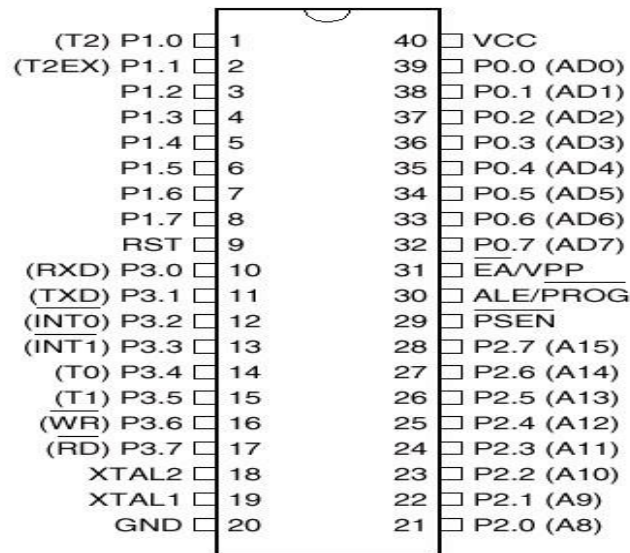


Fig. B.2 Architecture interne de 89C55

B.3 8279 : Interface programmable de clavier et affichage

Intel 8279 est un dispositif d'usage universel d'interface d'entrée- sortie d'affichage conçu pour l'usage avec des microprocesseurs INTEL.

La partie clavier peut fournir une interface balayée de 64 touches, il contient une RAM de 16×8 KO qui peut être chargée ou interrogée par l'unité de centrale de traitement.

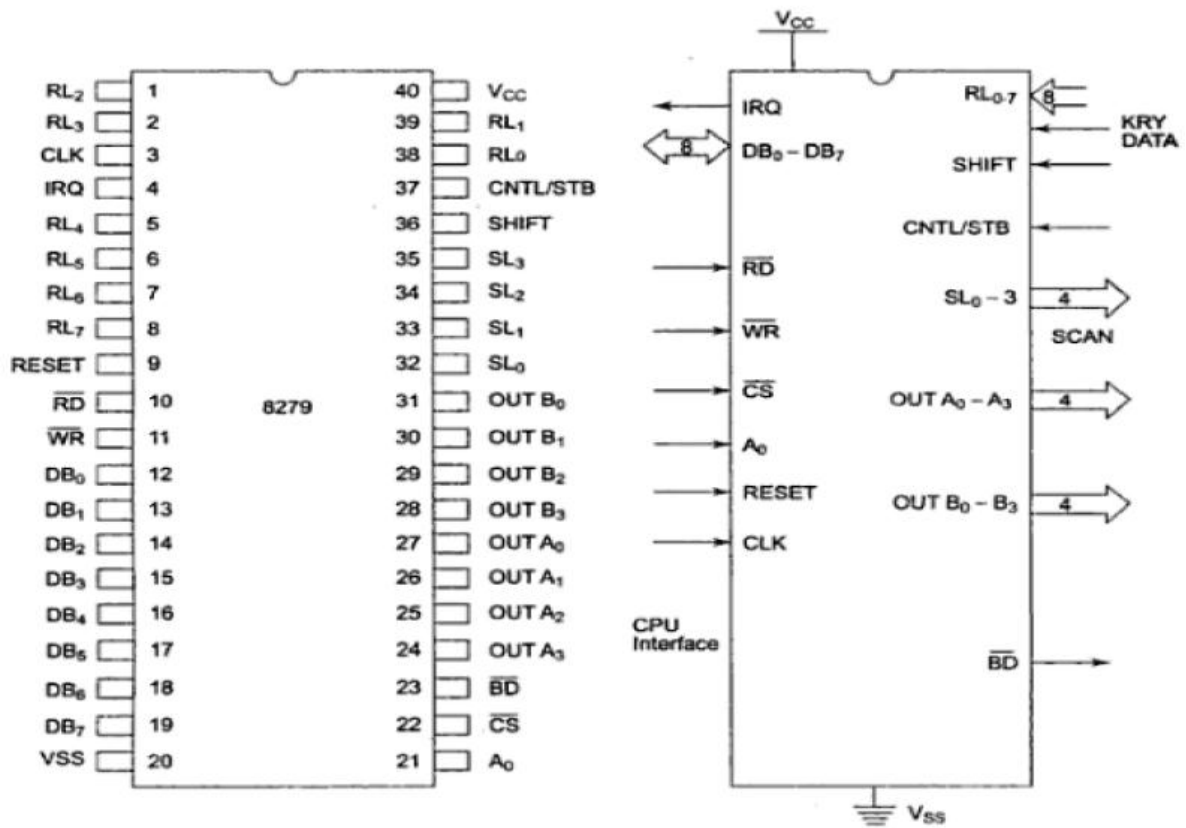


Fig. B.3 Architecture interne de 8279

Bibliographie :

- [1] Auteur : Adrey,Favre. « Les corps Humains – Incroyable RX », Editeur : PAUL.Bech, 25 octobre, 2012.
- [2] : Kwan-Hoong, Non-radiations ionisantes, oct. 2003.
- [3] : John E. Moulder, Statique champs électriques et magnétiques et la santé humaine, 2003.
- [4] : EH & S, des dangers de Lumière ultraviolette.
- [6] : W. C. Röntgen, "A propos d'un nouveau type de rayons" Reproduction dans les Annales de Physique et Chimie, 64, 1898.
- [7] : Presse universitaire de France, RAYON-X, première édition, 1984
- [8] : Bertojo, H, Garreta, L, Ducloux, J.M, Editeur : Vigot, « Notions théoriques d'électroradiologie médicale, 1967.
- [9] : D. A. Skoog, F. J. Holler, T. A. Nieman, « Principes d'analyse instrumentale », 2003, De Boeck.
- [10] : MEHDI.S « études d'un appareil radiographique Os- Poumons », Mémoire de fin d'étude ,2009.
- [11] : D. A. Skoog, F. J. Holler, T. A. Nieman, « Principes d'analyse instrumentale », 2003, De Boeck.
- [12] : Philippe Galez Mesures Physiques Annecy - 2011 Structure et Propriétés des Matériaux / Diffraction des Rayons X par la Matière Ordonnée / Compléments.
- [13] : Mohamed AMRANE, « REALISATION DE TECHNICAL DATA POUR UNE GAMME DE DISPOSITIFS DE RADIOLOGIE », Rapport d'un stage effectuer au sein de laboratoire de groupe DMS-APELEM, 2008.
- [14] :Delorme.G, Tessier.J.P, « Manuel d'électro-radiologique, bases physiques et biologiques »,1978.

[15] : <http://www.cardio-paramed.com/fr/rayons-x.html>

[16] : Sébastien GUY, Lachen MOURABIT, « Les dispositifs médicaux émettant les rayons X », Mémoire de fin d'étude, 2006.

[17] : Documentation, Meditrend SA, Brochure d'information concernant les systèmes de radiologie adaptés aux cabinets médicaux.

[18] : Documentation Drystar 5302.

[19] : DMS Groupe APELEM,- Documentation, « Série manuel avancé de générateur »

[20] : http://www.ingexpert.com/maintexpert/php_theorie_maintenance__definitions.php