

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la 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*  
**Azzedine LOUNIS**  
**Oussama YAMOUNE**

Mémoire dirigé par **Mounir SEHAD**

**Thème**

**Étude de l'Amplificateur de brillance d'un système de radiologies  
mobil pour bloc opératoire « Siemens Multimobil 5C »**

*Mémoire soutenu publiquement le : 21 septembre 2015 devant le jury composé de :*

<b>M. Mourad LAZRI</b>	M.C.A, UMMTO, Président
<b>M. Mounir SEHAD</b>	M.C.B, UMMTO, Rapporteur
<b>M. Fethi OUALLOUCHE</b>	M.C.B, UMMTO, Examineur
<b>M. Slimane HAMEG</b>	M.C.A, 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 MAMMERRI– 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 nous 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.*

# Sommaire

Introduction .....	1
--------------------	---

## Chapitre I Généralités sur les Rayons X

I.1 Préambule.....	2
I.2 La préhistoire .....	2
Décharges électriques dans les gaz .....	2
La découverte des rayons X .....	4
Développement de la radiographie à usage médical suite à sa découverte ....	5
I.3 Définition de l'atome .....	6
I.4 Cascade d'électrons .....	7
I.5 Les Rayons X.....	8
I.6 Production de rayons X.....	9
I.7 Tube à rayons X.....	14
I.8 Interaction entre les rayons x avec la matière .....	16
Les utilisations des rayons X .....	16
Atténuation et absorption du faisceau .....	17
I.9 Dangers des rayons sur le corps humain (liés à une surexposition) .....	19
I.10 Conclusion .....	24

## Chapitre II Description de l'appareil de radiographie « Siemens Mulimobil 5C »

II.1 Préambule .....	25
II.2 L'Amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C) .....	25
II.2.1 Descriptions de l'appareil de radiographie (Siemens Mulimobil 5C)..	27

A) Pupitre de commande .....	28
B) Le tube rayons X .....	31
C) Collimateur .....	32
D) L'amplificateur de brillance et la caméra .....	31
Ecran primaire .....	34
Accélération et focalisation de faisceau d'électron .....	36
Écran secondaire .....	37
La partie optique .....	38
E) La caméra et moniteur TV .....	38
F) Générateur de rayons X.....	40
<b>II.2.2 Le fonctionnement de l'appareil de radiologie</b>	
(Siemens Multimobil 5C) .....	41
II.2.2.1 Définitions .....	42
II.2.2.2 Mode radiographie.....	42
II.2.2.3 Mode radioscopie .....	45
II.2.3 Étude des différents blocs de l'Amplificateur de brillance .....	49
A) Alimentation de l'appareil.....	51
B) Les différentes Operations du moteur .....	53
C) L'onduleur principal.....	55
D) Régulation des Kilos Volts .....	59
E) Circuit du filament .....	61
II.2.4 Avantages et inconvénients de la radioscopie.....	65
II.2.4.1 Les avantages.....	65
II.2.4.2 Les inconvénients .....	65
II.3 Radioprotection .....	65
II.4 Conclusion.....	66
<b>Chapitre III Contrôle et maintenance de l'appareil de radiologie</b>	
(Siemens Mulimobil 5C)	
III.1 Préambule.....	67
III.2 Définition de la maintenance .....	67
III.2.1 Maintenance préventive .....	67

<b>III.2.2 Maintenance corrective.....</b>	<b>67</b>
<b>III.3 Niveau de la maintenance .....</b>	<b>69</b>
<b>III.4 Maintenance préventive de l'amplificateur de brillance Siemens Multimobil 5C.....</b>	<b>70</b>
<b>III.4.1 Contrôles et tests.....</b>	<b>70</b>
<b>III.5 Maintenance corrective de l'amplificateur de brillance Multimobil 5C .....</b>	<b>73</b>
<b>III.5.1 Exemples de code d'erreur .....</b>	<b>77</b>
<b>III.5.1.1 Erreur de mode radiographie.....</b>	<b>77</b>
<b>III.5.1.2 Erreur de mise en veille.....</b>	<b>79</b>
<b>III.5.1.3 Erreur d'exposition .....</b>	<b>81</b>
<b>III.6 Conclusion .....</b>	<b>81</b>
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>82</b>
<b>Annexe A les differentes carte de l'appareil « «Siemens Multimobil 5C » .....</b>	<b>I</b>
<b>A.1 Master card PCB D915 .....</b>	<b>I</b>
<b>A.2 Interface PCB D506.....</b>	<b>VI</b>
<b>A.3 Inverter PCB D61 .....</b>	<b>IX</b>
<b>A.4 Radiographie Display &amp; Mémoire Interface PCB D507 .....</b>	<b>XI</b>
<b>A.5 Contrôle collimateur et Interface ADR PCB D508.....</b>	<b>XIV</b>
<b>Annexe B les differents composants utilisés.....</b>	<b>XVII</b>
<b>B.1 Les differents composants utilisés.....</b>	<b>XVII</b>
<b>B.2 Carte d'exposition.....</b>	<b>XXII</b>

## **Bibliographie**

## La liste des figures

Fig. 1.1 Appareil de Faraday pour étudier les décharges électriques dans les gaz.....	2
Fig. 1.2 Tube de Crookes .....	3
Fig. 1.3 Mise en évidence des rayons cathodiques.....	3
Fig. 1.4 Premier cliché radiographique (Röntgen 1895) .....	5
Fig. 1.5 Première radiographie dentaire (Walkhoff) .....	5
Fig. 1.6 Radiographie des poumons par le docteur Bécclère .....	6
Fig. 1.7 Modèle de Bohr. Exemplification avec l'atome de chlore 17 électrons .....	7
Fig. 1.8 Énergie libérée sous forme de rayons X .....	8
Fig. 1.9 Une représentation d'un rayonnement électromagnétique .....	9
Fig. 1.10 Classification de rayonnements électromagnétiques en fonction de la fréquence. 10	
Fig. 1.11 Le Classement des rayonnements électromagnétiques en fonction de leur longueur d'onde .....	11
Fig. 1.12 la pénétration des rayonnements .....	12
Fig. 1.13 Procédure d'obtention des rayons X, tube à rayons X.....	13
Fig. 1.14 Rayonnement continu de freinage au de Bremsstrahlung.....	14
Fig. 1.15 Géométrie : fenêtre frontale .....	15
Fig. 1.16 Géométrie : fenêtre horizontale .....	15
Fig. 1.17 Tube de Coolidge (Anode tournante) .....	15
Fig. 1.18 Différence d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés.....	17
Fig. 1.19 Absorption des rayons X par la matière.....	18
Fig. 1. 20 les effets du rayonnement .....	19
Fig. 1. 21 L'ADN dans une cellule humaine .....	20
Fig. 1.22 L'ADN au niveau des brins ou au niveau des bases azotées.....	20
Fig. 1.23 Les cassures des brins .....	21
Fig. 1.24 La séparation de molécules d'eau dans les cellules .....	22
Fig. 1.23 Les dangers et les répercussions des rayonnements ionisants sur l'organisme .....	23
Fig. 2.1 Vue d'ensemble de l'appareil de radiologie .....	27
Fig. 2.2 Pupitre de commande .....	Erreur ! Signet non défini.
Fig. 2.3 Clavier d'entrée des données.....	30
Fig. 2.4 Tête du tube radiogène.....	33
Fig. 2.5 Constitution interne de collimateur .....	32
Fig. 2.6 Système amplificateur de brillance.....	33

<b>Fig. 2.7</b>	<b>Les composants de la partie amplificateur de brillance.....</b>	<b>34</b>
<b>Fig. 2.8</b>	<b>Écran primaire.....</b>	<b>35</b>
<b>Fig. 2.9</b>	<b>Focalisation et accélération de faisceau d'électron .....</b>	<b>36</b>
<b>Fig. 2.10</b>	<b>Écran secondaire .....</b>	<b>37</b>
<b>Fig. 2.11</b>	<b>La partie optique .....</b>	<b>38</b>
<b>Fig. 2.12</b>	<b>La caméra et moniteur TV .....</b>	<b>38</b>
<b>Fig. 2.13</b>	<b>Schéma simplifié des différentes parties d'un amplificateur de brillance ....</b>	<b>Erreur !</b>
	Signet non défini.	
<b>Fig. 2.14</b>	<b>Vue interne de l'unité du générateur.....</b>	<b>40</b>
<b>Fig. 2.15</b>	<b>Schéma de fonctionnement général d'un amplificateur de brillance .....</b>	<b>41</b>
<b>Fig. 2.16</b>	<b>Schéma présentant les principes de la fluorographie numérique.....</b>	<b>41</b>
<b>Fig. 2.17</b>	<b>Le schéma ci-après illustre le fonctionnement de l'Amplificateur de brillance Siemens Multimobil 5C en mode radiographie.....</b>	<b>44</b>
<b>Fig. 2.18</b>	<b>Le schéma ci-après illustre le fonctionnement d'amplificateur de brillance multimobile 5C en mode radioscopie .....</b>	<b>48</b>
<b>Fig. 2.19</b>	<b>Différents blocs de l'amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C) .....</b>	<b>49</b>
<b>Fig. 2.20</b>	<b>schéma synoptique de l'Amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C) ....</b>	<b>50</b>
<b>Fig. 2.21</b>	<b>Carte d'alimentation de l'Amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C) .</b>	<b>52</b>
<b>Fig. 2.22</b>	<b>La carte de contrôle du moteur .....</b>	<b>54</b>
<b>Fig. 2.23</b>	<b>Carte d'onduleur principale .....</b>	<b>56</b>
<b>Fig. 2.24</b>	<b>Carte de régulation des kilos volts .....</b>	<b>60</b>
<b>Fig. 2.25</b>	<b>Carte de circuit du filament.....</b>	<b>62</b>
<b>Fig. 2.26</b>	<b>Carte de circuit du filament (c'est le petit foyer qui est sélectionné).....</b>	<b>63</b>
<b>Fig. 2.27</b>	<b>Carte de circuit du filament (c'est le grand foyer qui est sélectionné) .....</b>	<b>64</b>
<b>Fig. 3.1</b>	<b>Organigramme de la maintenance .....</b>	<b>68</b>
<b>Fig. A.1</b>	<b>La Carte PCB D915.....</b>	<b>V</b>
<b>Fig. A.2</b>	<b>La Carte PCB D506.....</b>	<b>VIII</b>
<b>Fig. A.3</b>	<b>La Carte PCB D61 .....</b>	<b>X</b>
<b>Fig. A.4</b>	<b>La Carte PCB D507.....</b>	<b>XIII</b>
<b>Fig. A.5</b>	<b>La Carte PCB D508 .....</b>	<b>XVI</b>

## **La liste des tableaux**

**Table 2.1 les principales caractéristiques techniques de l’amplificateur de brillance (SIEMENS Multimobil 5C) ..... 26**

**Table 2.2 Affectation des touches de panneau de commande ..... Erreur ! Signet non défini.**

**Table 2.3 Affectation des touches de clavier ..... Erreur ! Signet non défini.**

## **Abréviation**

ABC : Automatique Brightness Contrôle

AC : Alternative Courant

AD : Analog Digital

ADC : Analog Digital Converter

ADN : Acide Désoxyribonucleique

ADR : Automatic Dose Regulation

AEC : Automatique exposition comonde

APR : Programmation anatomique

ATP : Acide adénosine triphosphorique

CCD : Charged Coupled Devive

CCU : Camera Control Unit

CIPR : Comission Iinternationale de Protection Radiologique

CPU : Central Processig Unit

CR : Computed Radiography

DC : Direct Courant

DDP : Difference De Potential

DRAC : Digital Rotary Anode Controller

DSP : Digital Signal Processor

EEPROM : Electrically Erasable Programmable Readonly Memory

EMI : Électromagnétique Interférence

EPROM : Erasable Programmable Readonly Memory

EV : Electron Volte

EXP : Exposition

HF : Haute Fréquence

HT : Haute Tension

HVT : Haute Voltage Transformé

IGBT : Insulated Gate Bipolar Transistore

keV : kilo électron Volte

k HZ : kilo Hertz

kV : kilo Volte

kW : kilo Watt

LED : Light Emetting Diode

LF-RAC : Low frequency – Rotary Anode Controller

LIH : Last Image Hold

mA : mili Ampère

Mev : Méga électron volte

Mo : Molybdène

NVRAM : Non Volatile Randomaccès Memory

NF : Non Fermer

NO : Non Ouvert

OMD : Onde électromagnétique

Pa : Pascal

PCB : Printed Circuit Borad

PWM : Pulsé largeur Modulation

RAD : Radiographie

RAM : Randomaccé Memory

Rh : Rhodium

RMAS : Record Management System

RX : Rayons- X

SID : Source Image Distance

SMPS : Switch Mode Power Supply

VCO : Voltage Control Oscillator

W : Watt

# Introduction générale

L'humanité a fait d'éminents pas vers l'avant depuis le 19<sup>ième</sup> siècle et cela grâce à la cohésion entre la science et la technologie depuis toujours dont l'objectif est d'offrir de bonnes conditions de vie et remédier aux embarras du quotidien de l'être humain.

La bonne étude et l'application correcte des phénomènes ondulatoires ont donné une bouffée d'air frais à la médecine et lui permis d'aller encore plus loin dans l'exploration de l'anatomie du corps humain, parmi ces derniers on trouve les rayons X qui permettent d'obtenir des images et des vidéos réelles de l'intérieur de notre organisme qui aide le personnel soignant à identifier la maladie et ceci, par le biais d'une technique biomédicale qui est l'imagerie médicale.

De nos jours l'imagerie médicale à une vaste application sous le même principe toujours, on trouve une grande diversité des équipements de radiodiagnostic selon la spécialité ou par d'autres termes selon l'examen demandé, à titre d'exemple ; le scanner, la radiographie, radioscopie et la mammographie.

Parmi ces équipements de radiodiagnostic, l'amplificateur de brillance qui est un dispositif qui permet de transformer le cliché obtenu par les rayons X en une image analogique qu'on peut amplifier. Il est équipé d'une chaîne de traitement d'image permettant une visualisation statique ou dynamique sur un écran de télévision dans des unités de soins intensifs et dans les services des urgences.

Notre mémoire est divisé en 3 chapitre dans le premier chapitre nous présentons des notions de base sur les rayons X.

Le deuxième chapitre est consacré à la description détaillé et au fonctionnement de l'amplificateur de brillance.

Les différentes étapes de test et de maintenance de l'amplificateur de brillance sont détaillées dans le troisième chapitre et enfin, nous terminons par une conclusion.

# Chapitre I

## Généralités sur les Rayons X

### I.1 Préambule

Comment peut-on étudier la physiologie ou le métabolisme du corps humain sans interagir directement sur l'imagerie médicale ? L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images sur la base de plusieurs phénomènes physiques et parmi ces phénomènes on a l'absorption et atténuation des Rayons X.

Dans le but de bien comprendre cette technique existante, nous aborderons avant tout les principaux éléments qui rendent possibles ce phénomène physiques tels que les concepts d'atome, la cascade des électrons, d'interaction des particules avec la matière ainsi que d'autres concepts aussi essentiels que les précédents.

Lorsque les concepts de base seront bien définis, nous expliquerons le fondement de cette technique d'imagerie médicale.

### I.2 La préhistoire

#### ➤ Décharges électriques dans les gaz

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 ». [1]



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 (Fig.1.2 et Fig.1.3). Ces rayons seront nommés « rayons cathodiques ». Il montre également que les rayons cathodiques peuvent être déviés par un aimant.

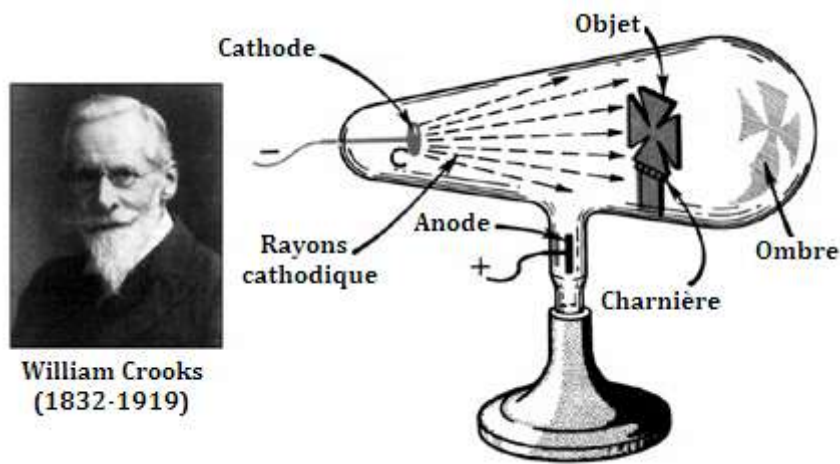


Fig. 1.2 Tube de Crookes.



Fig. 1.3 Mise en évidence des rayons cathodiques.

L'arrivée des rayons cathodiques sur la paroi du tube provoque la fluorescence du verre, la croix de malte fait obstacle à ces rayons, on en voit l'ombre sur la paroi du tube.

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. [2]

### ➤ **La découverte des rayons X**

En 1895, le physicien allemand Wilhelm Röntgen alors âgé de 50 ans étudie le rayonnement cathodique avec des tubes de Crookes. Il s'intéresse plus précisément à la pénétration des rayons dans le verre. Il a déjà été constaté à l'époque que les rayons cathodiques peuvent franchir la paroi du tube et pénétrer de quelques centimètres dans l'air.

Dans la soirée du 8 novembre, au cours de ses travaux préliminaires il décide de recouvrir le tube d'un cache en carton noir. Il constate alors qu'un écran recouvert d'une couche de platinocyanure de baryum placé fortuitement en face du tube devient fluorescent lors de la décharge. Or il sait qu'à cette distance, la fluorescence ne peut pas être due aux rayons cathodiques. Il éloigne encore l'écran et constate que la fluorescence persiste malgré l'augmentation de la couche d'air à traverser. Puis il intercale des objets entre l'ampoule et l'écran : une feuille de papier, une feuille d'aluminium, du bois, du verre et même un livre de mille pages. À chaque fois la fluorescence persiste : il en conclut qu'il vient de découvrir un rayonnement distinct de celui émis par la cathode, très pénétrant puisqu'il est capable de traverser la matière. Ces rayons étant inconnus jusqu'alors, il les nomme « X » du nom de l'inconnue en mathématiques.

Il consacre les dernières semaines de 1895 à manipuler en solitaire et parvient à attribuer les caractéristiques suivantes aux rayons X :

- Ils sont faiblement absorbés par la matière. Mais cette absorption augmente avec la masse atomique des atomes absorbants : une fine couche de plomb suffit à stopper le rayonnement produit avec ses sources de rayons X.
- Ils sont diffusés par la matière. C'est l'origine du rayonnement de fluorescence.
- Ils impressionnent une plaque photographique.
- Ils déchargent les corps chargés électriquement.

Il montre également que les rayons ont pour origine la paroi du tube de verre à l'endroit où arrive le rayonnement cathodique.

Dans sa première communication faite à la Société Physico-Médicale de Würzburg « Sur un nouveau type de rayon » il remarque que « si l'on met la main entre l'appareil à décharges et l'écran, on voit l'ombre plus sombre des os de la main dans la silhouette un peu moins sombre de celle-ci. » Röntgen décrit la première image radiographique. Il réalise également le premier cliché radiographique le 22 décembre 1895 en intercalant la main de son épouse entre le tube de Crookes et une plaque photographique (Fig. 1.4). Les parties les plus denses et épaisses sont les plus sombres sur la plaque : on distingue une bague sur le majeur. [3]



**Fig. 1.4** Premier cliché radiographique

Röntgen se verra attribuer le premier Prix Nobel de physique en 1901 en récompense « des services extraordinaires rendus possibles par sa découverte des rayons remarquables qui portent son nom ».

### ➤ Développement de la radiographie à usage médical suite à sa découverte

Les rayons X suscitent immédiatement un vif intérêt au sein du public : les premières radiographies font le tour du monde par voie de presse et il ne faut pas longtemps pour que la radiographie devienne une attraction de foire.

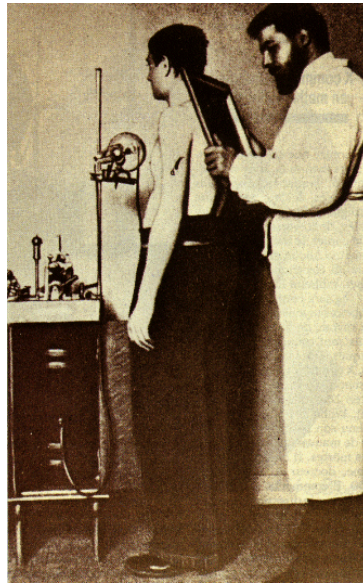
Le corps médical saisit très vite l'intérêt offert par cette technique d'imagerie. Le dentiste allemand Walkhoff présente la première radiographie dentaire deux semaines seulement après la communication de Röntgen à la Société Physico-Médicale de Würzburg (Fig. 1.5) Le temps de pause est très long, 25 minutes, et la qualité du cliché ne permet pas le diagnostic, mais les perspectives ouvertes sont importantes. [4]



**Fig. 1.5** Première radiographie dentaire

L'usage des rayons X pour réaliser des images médicales se répand dans le monde entier dès 1896. En 1897, la France se dote du premier laboratoire de radiologie grâce au docteur Bécclère qui met en place, à ses frais, une installation radioscopique dans son service de médecine générale à l'hôpital Tenon. Une radioscopie du thorax des patients permet le dépistage systématique de la tuberculose. Il inaugure également des cours de radiologie médicale, persuadé que cette technique

va devenir indispensable à la pratique médicale. Ses efforts lui valent dans un premier temps d'être méprisé par ses collègues médecins qui lui reprochent de « déshonorer le corps médical en devenant photographe » avant d'être reconnu comme le pionnier de la diffusion de cette technique. [5]



**Fig. 1.6** Radiographie des poumons par le docteur Bécquere.  
(Source : Institut Curie.)

De nos jours, les rayons X sont utilisés dans de nombreux domaines, avec différentes formes d'application (Images fixes, films et images 3D). Ils sont principalement utilisés en :

- Médecine (L'imagerie médicale).
- Sécurité (aéroports, etc...).
- Minéralogie.
- Astronomie.

### I.3 Définition de l'atome

L'atome est la plus petite division d'un élément dans lequel l'identité chimique est maintenue. Il est composé d'un noyau dense, chargé positivement qui contient des protons et des neutrons et un nuage extranucléaire d'électrons chargés négativement. Dans un état non-ionisé, l'atome compte autant de charges positives que négatives.

Dans le modèle de Bohr, (Niels Bohr, 1913) les orbites des électrons sont à distance fixe du noyau. Chaque électron occupe un état d'énergie fixe, ce qui confère à l'atome des couches électroniques. Chaque couche ne peut contenir que  $2n^2$  électrons. Donc, la couche K ( $n=1$ ) ne peut contenir que deux électrons, la couche L ( $n=2$ ) peut en contenir  $2(2)^2=8$ , etc. [6]

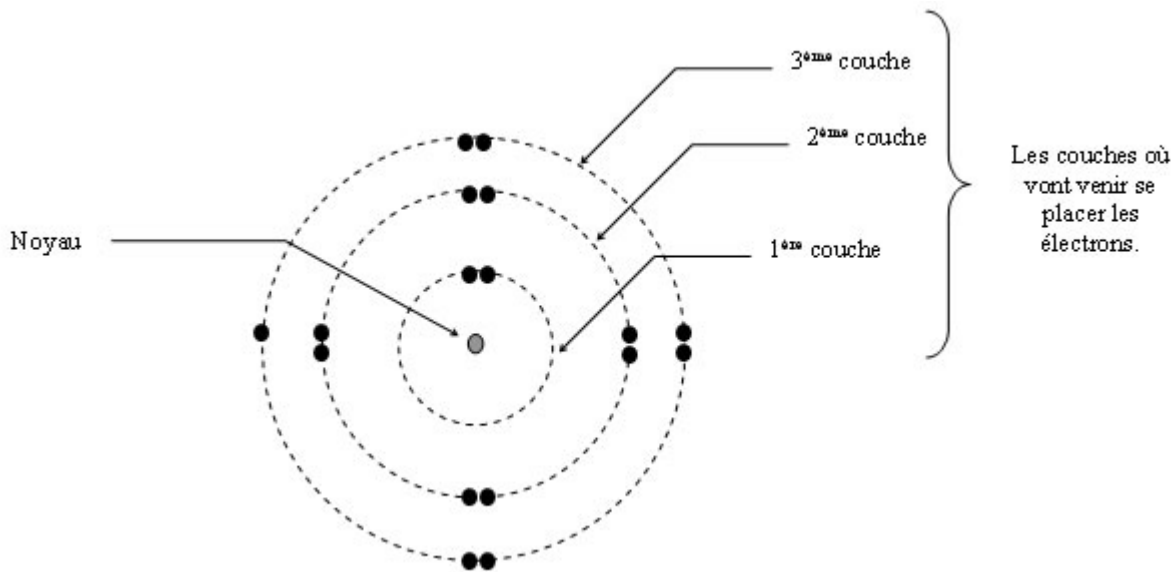


Fig. 1.7 Modèle de Bohr. Exemplification avec l'atome de chlore 17 électrons.

Le noyau de l'atome est composé de neutrons (éléments sans charge électrique) et de protons (éléments de charge électrique positive). Le nombre de protons correspond au numéro atomique  $Z$  et le nombre de protons et de neutrons dans un noyau correspond au nombre de masse  $A$  (à ne pas confondre avec la masse atomique qui correspond à la masse de l'atome au complet). À titre d'exemple, le nombre de masse  $A$  de l'oxygène - 16 est 16 (8 neutrons et 8 protons) alors que la masse atomique est 15.9949 u (unité de masse atomique unifiée)

La notation est habituellement la suivante:  ${}^A_Z X_N$ .

Dans cette notation,  $Z$  et  $X$  sont redondants puisque le nombre de protons est généralement contenu dans le nom chimique (notamment  $H$ , Hydrogène, correspond à  $Z=1$ ,  $He$ , Hélium, correspond à  $Z=2$ , et ainsi de suite, en suivant le tableau périodique). Le nombre de protons est calculé par  $N=A$  (nombre de masse) –  $Z$  (nombre de protons). La charge de l'atome est donnée par un exposant à droite.

Dans le noyau, il existe une force nommée force nucléaire. Une force autre qu'électrostatique ou électromagnétique s'exerçant entre nucléons (éléments du noyau) et qui assure la cohésion du propre noyau. Une telle force est essentiellement attractive et à très court rayon d'action. Un atome (même un ion ou une molécule en général) a un niveau d'énergie associé. Le niveau d'énergie est un état quantique stationnaire équivalent à une énergie interne particulière. Cette énergie s'exprime souvent en électronvolts mais, de préférence, en kilojoules par mole (unité du système international).

#### I.4 Cascade d'électrons

Lorsqu'un électron est retiré de sa couche par un photon  $X$  ou gamma, il subsiste une lacune dans la couche. Cette lacune est généralement remplie par un électron provenant d'une couche supérieure, qui lui-même est remplacé par un électron d'une couche supérieure et ainsi de suite. C'est ce qu'on appelle la cascade d'électrons. L'énergie libérée est équivalente à la différence

d'énergie de liaison entre la couche d'origine et la couche finale de l'électron. Cette énergie est libérée sous forme de rayons X. [7]

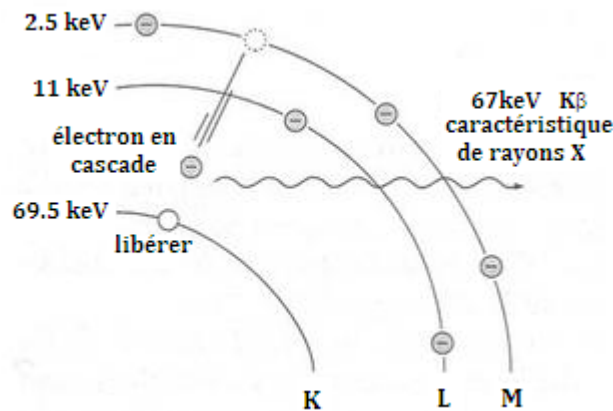


Fig. 1.8 Énergie libérée sous forme de rayons X

Une transition de la couche M à la couche K d'un atome de Tungstène produirait un rayon X de :

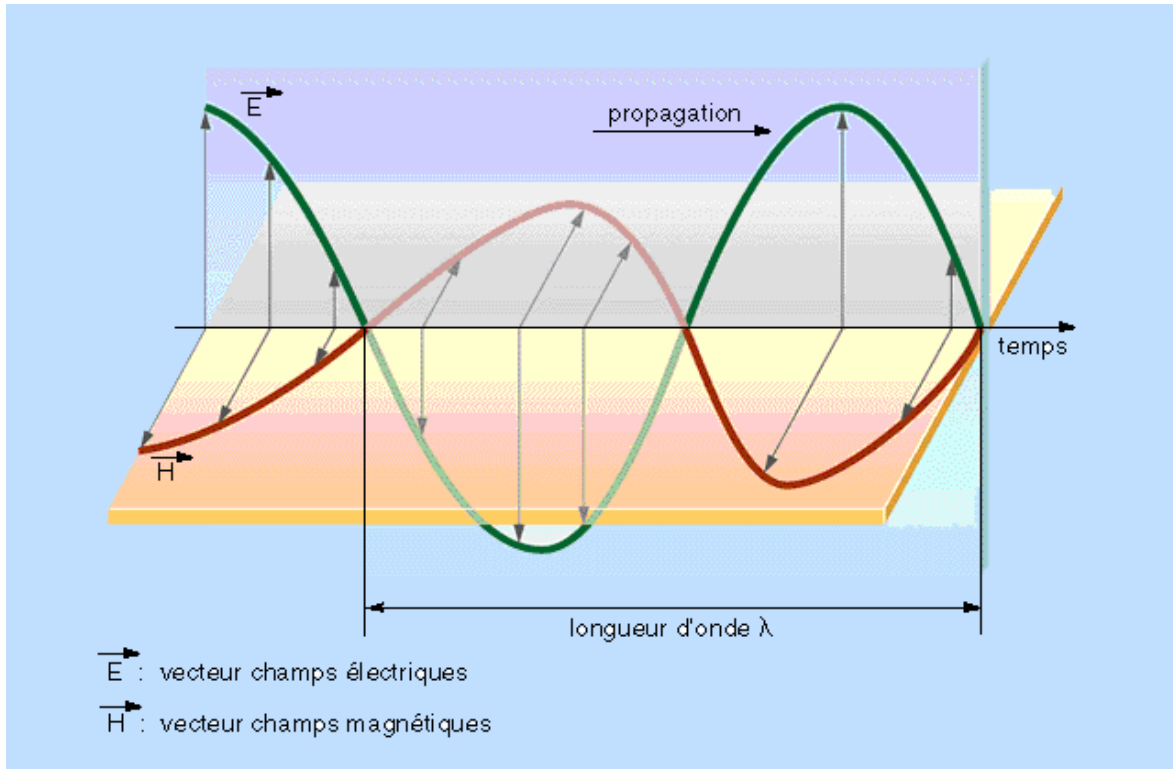
$$E(K\beta) = EK - EM = 69.5 \text{ keV} - 2.5 \text{ keV} = 67 \text{ keV}. \quad (1.1)$$

E : L'énergie de liaison étant « E ».

### I.5 Les Rayons X

Les rayons X composés de photons (comme la lumière visible) sont des rayonnements électromagnétiques (comme les micro-ondes, les ondes radios, les rayons gamma et la lumière). Cependant, contrairement à la lumière, les rayons X ont la particularité d'avoir une longueur d'onde ( $\lambda$ ) très courte entre (0.03 nm et 10 nm). Ils sont donc indétectables par l'œil humain.

Les rayonnements électromagnétiques sont des quantités d'énergie voyageant sous la forme d'une combinaison entre un champ électrique et un champ magnétique. Ces deux champs d'énergie sont perpendiculaires l'un à l'autre et possèdent chacun une intensité. Cette intensité est représentée par une courbe sinusoïdale. [8]



**Fig. 1.9** Une représentation d'un rayonnement électromagnétique.

On a en vert le vecteur de propagation des champs électromagnétiques et en rouge celui des champs magnétiques. Les deux vecteurs se propagent de gauche à droite (en suivant l'axe du temps). C'est la combinaison de ces deux vecteurs qui forme le rayonnement électromagnétique.

Cinq grandes familles de rayonnements sont ainsi identifiables en fonction de la longueur d'onde qui leur est propre :

- Les ondes radioélectriques
- Les rayonnements infrarouges
- Les rayonnements visibles
- Les rayonnements ultraviolets
- Les rayonnements X et  $\gamma$

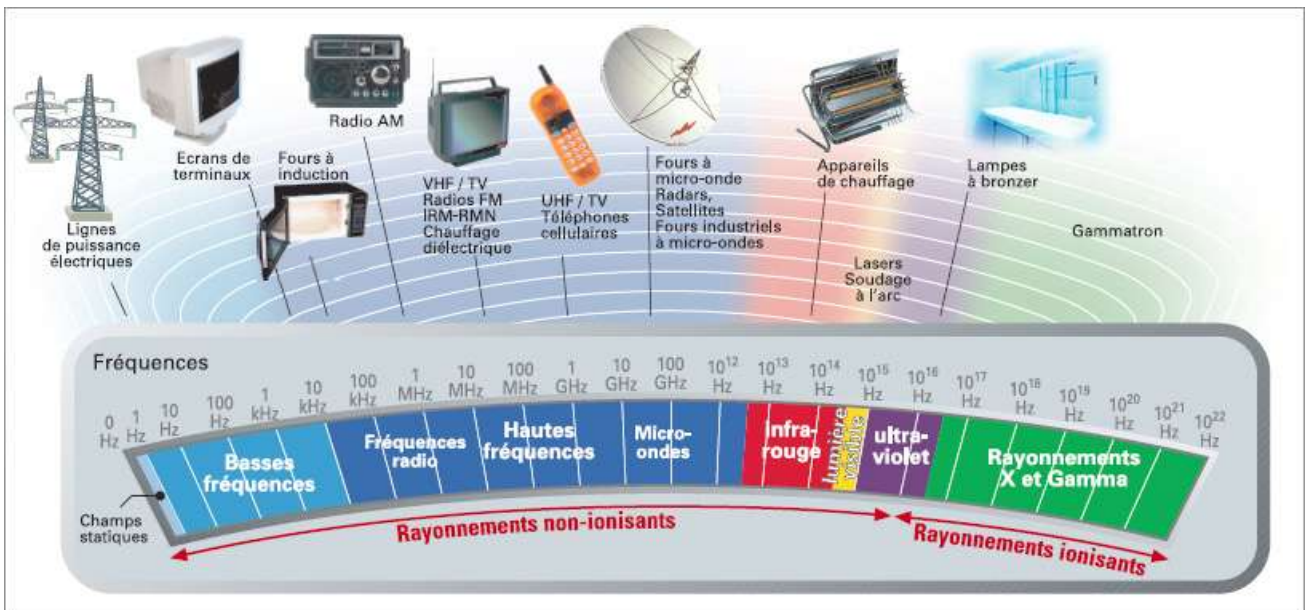


Fig. 1.10 Classification de rayonnements électromagnétiques en fonction de la fréquence.

On a à gauche les rayonnements possédant une faible fréquence (ondes très basses-fréquences, ondes radios, ...) et à droite, les rayonnements possédant une haute fréquence (rayons X, gamma, ...).

Comme nous l'avons dit précédemment, les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques. Ces rayonnements sont aussi une onde.

• **Rappel sur les ondes**

Une onde est une vibration qui se propage dans l'espace. Les ondes sont le produit du cycle « aller-retour » de la combinaison d'un champ magnétique avec un champ électrique. Pour cela, on utilise 5 propriétés :

- Elle a une période (elle dessine une variation qui se répète dans le temps de façon périodique). Il s'agit de la durée d'un motif élémentaire (en secondes).
- Elle a une amplitude (valeur sur l'axe des ordonnées, il s'agit de la « hauteur » de la courbe).
- Elle a une fréquence (nombre de périodes par unité de temps, exprimée en Hertz ou s<sup>-1</sup>).
- Elle a une longueur d'onde (distance entre deux sommets d'une oscillation, exprimée en mètres, ou nanomètres).
- Elle a une vitesse à laquelle l'onde se déplace puis le résultat de multiplier  $\lambda$  par  $\mu$ . Exprimée en nanomètres par seconde.

Ces propriétés s'appliquent à tous les rayonnements électromagnétiques. On trouve à une extrémité les rayonnements qui ont une grande longueur d'onde et une faible fréquence, comme les ondes électriques et de radiodiffusion. Au milieu, on trouve l'infrarouge, la lumière visible et l'ultra-violet. Et à l'autre extrémité, on trouve les rayonnements avec une faible longueur d'onde et une haute fréquence (comme les rayons x, gamma et cosmiques).

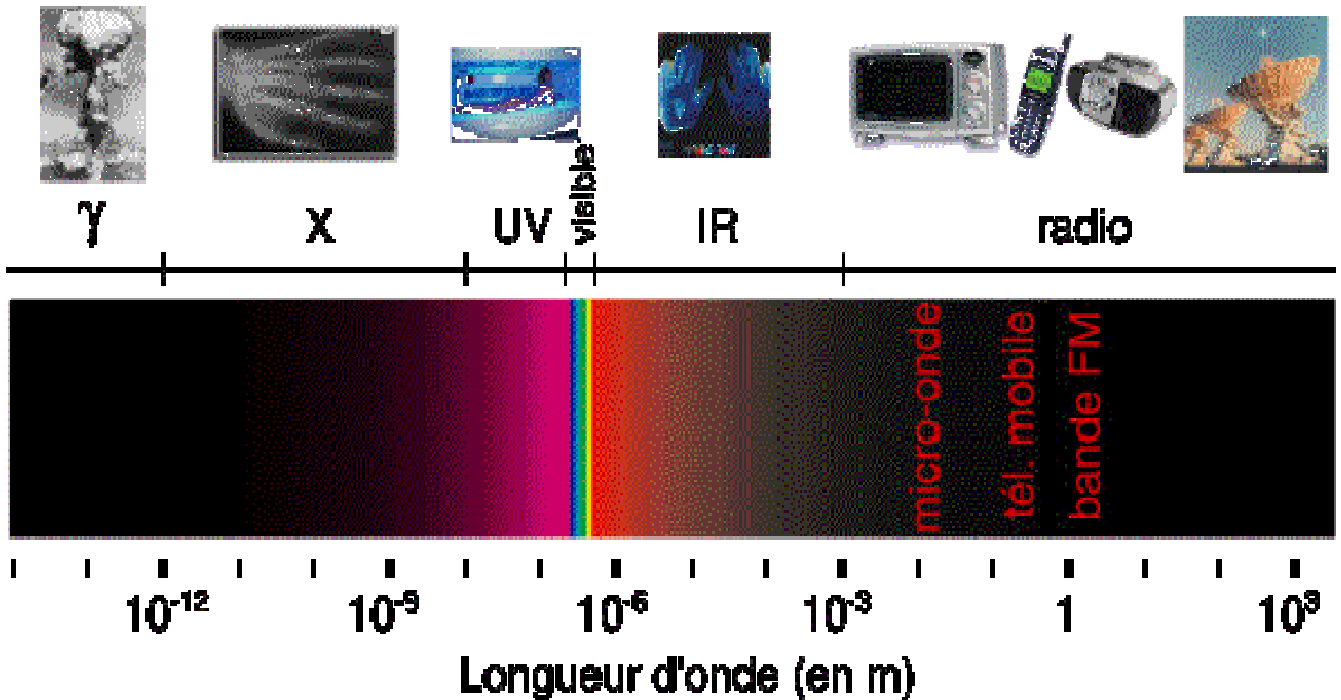


Fig. 1.11 Classe des rayonnements électromagnétiques en fonction de leur longueur d'onde.

A droite on a les rayonnements avec une petite longueur d'onde (rayons X, gamma, ...) et à gauche on a ceux avec une grande longueur d'onde (ondes radios, ondes très basses-fréquences, ...).

Les rayons X possèdent donc une énergie E :

$$E = u \cdot v = \frac{h \cdot c}{\lambda} \tag{1.2}$$

Avec :

h : constante de Planck,  $h=6.6 \cdot 10^{-34}$ J.S

c : la vitesse de la lumière

$\lambda$  : la longueur d'onde

v : fréquence du rayonnement

Qui peut varier entre 1 eV et 1,24 MeV. On remarque que cette énergie peut être très élevée (1,24MeV). Les rayons X possèdent une énergie suffisante pour interagir avec la matière, il s'agit donc de rayonnements ionisants. Comme les autres rayonnements ionisants, les rayons X possèdent plusieurs propriétés:

- Ils traversent certains matériaux (dont le corps humain) et en ressortent avec plus ou moins d'intensité (ou d'énergie).
- A forte dose, ils sont responsables d'une détérioration du matériel génétique et par conséquence, des mutations (comme avec les rayonnements gamma). Voir partie sur les dangers.
- Ils provoquent l'illumination de certains sels minéraux (propriété utilisée pour les clichés radiologiques). Voir partie sur l'angiographie.
- Ils se déplacent en « ligne droite ». [9]

Cette image nous montre que les rayonnements X et gamma peuvent traverser différents matériaux.

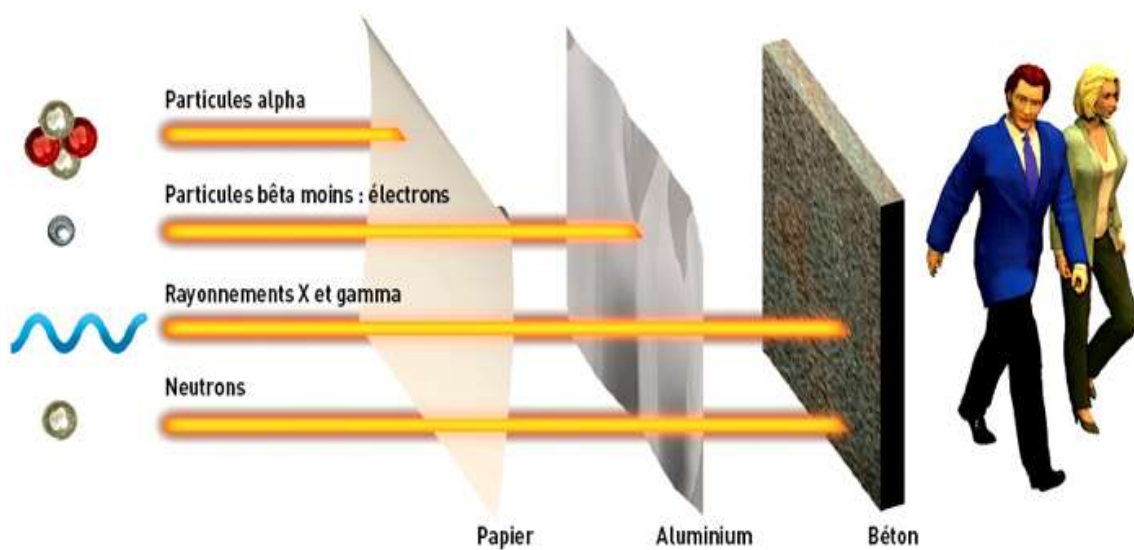


Fig. 1.12 la pénétration des rayonnements

## I.6 Production de rayons X

Les rayons X peuvent être produits de deux manières différentes. La première manière est la fluorescence X, qui est liée aux changements d'orbite des électrons. Des rayons X sont produits par des transitions électroniques qui font intervenir les couches internes proches du noyau. Ces transitions peuvent être données lors d'un rayonnement incident de rayons X vers l'atome ou bien par un bombardement d'électrons, fait qui peut provoquer l'ionisation de l'atome. Si l'électron éjecté est proche du cœur, un électron de la périphérie va occuper sa position (processus de désexcitation) en émettant un photon qui va appartenir au domaine X.

La deuxième façon de produire les rayons X est basée sous le principe d'accélération (freinage et changement de trajectoire) d'électrons. Un tube à rayons X sera alors nécessaire.

Le principe est le suivant :

Lorsqu'on applique une haute tension électrique (de l'ordre de 20 à 400 kV) entre deux électrodes, un courant d'électrons, de la cathode vers l'anode (appelée aussi anticathode ou cible), est produit. Lorsque le faisceau d'électrons avance vers la cible, les électrons sont freinés par les atomes de celle-ci, en provoquant un rayonnement continu de freinage ou de Bremsstrahlung, dont une partie du spectre est dans le domaine des rayons X. En même temps, les rayons résultant provoquent l'excitation des atomes de la cible, réémettent un rayonnement X grâce au phénomène de la fluorescence X. [10]

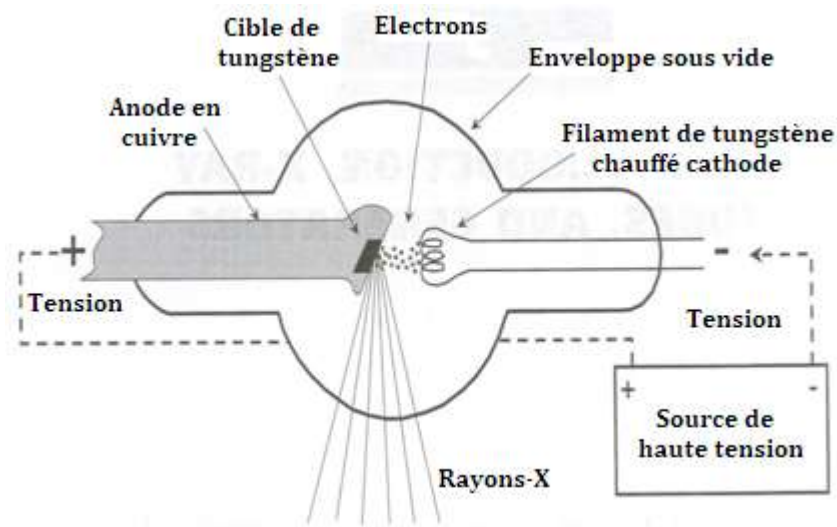


Fig. 1.13 Procédure d'obtention des rayons X, tube à rayons X

Le tube donnera un spectre résultant de la superposition du rayonnement de freinage et de la fluorescence X (raies  $K\alpha_1$ ,  $K\alpha_2$ ,  $K\beta_1$ ) de la cible.

### ➤ Rayonnement continu de freinage ou de Bremsstrahlung

Ce rayonnement électromagnétique est créé par le ralentissement des charges électriques lorsqu'une cible solide est bombardée par un faisceau d'électrons. Ce ralentissement est dû aux champs magnétiques des noyaux de la cible, qui font varier la vitesse des électrons constituant le faisceau. Par ailleurs, comme les équations de Maxwell le disent, toute charge dont la vitesse varie (en valeur absolue ou en direction), rayonne. Le flux de photons crée un spectre en énergie quasiment continu. [10]

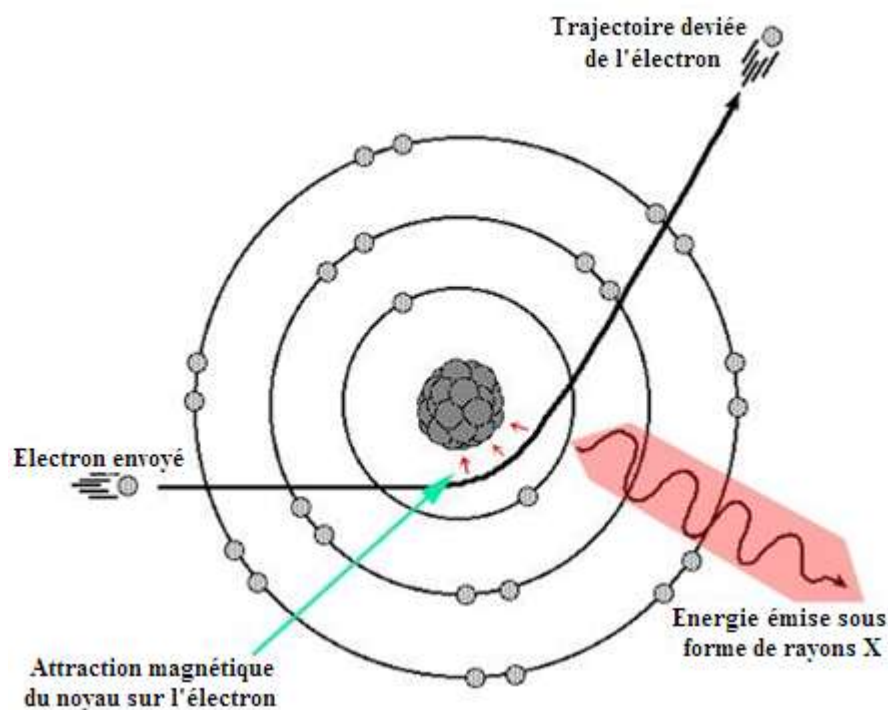


Fig. 1.14 Rayonnement continu de freinage ou de Bremsstrahlung.

## I.7 Tube à rayons X

Le tube à rayons X le plus largement utilisé est le tube de Coolidge (encore appelé tube à cathode chaude). C'est un tube sous vide poussé (proche des  $10^{-4}Pa$  et des  $10^{-6}mmHg$ ), recouvert d'une enceinte plombée. Un filament de tungstène chauffé par un courant électrique (effet Joule) est chargé d'émettre les électrons composant le faisceau qui servira à bombarder l'anode. Ce filament constitue la cathode du tube. Deux sortes de géométries existent : le tube à fenêtre latérale (le filament est un solénoïde d'axe rectiligne, il est placé face à la cible, et où la trajectoire des électrons

est une droite), et le tube a fenêtre frontale (le filament est un solénoïde à axe circulaire entourant l'anode et en donnant une trajectoire courbée aux électrons). [11]

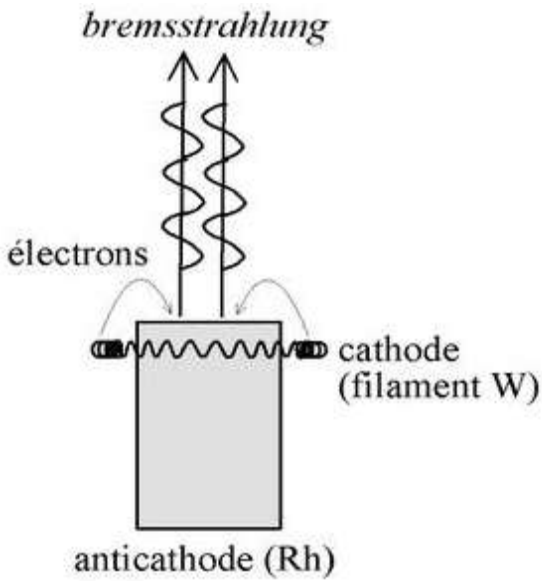


Fig.1.15 Géométrie : fenêtre frontale.

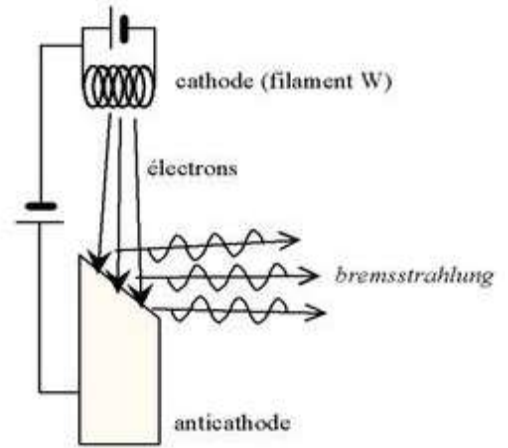


Fig.1.16 Géométrie : fenêtre horizontale.

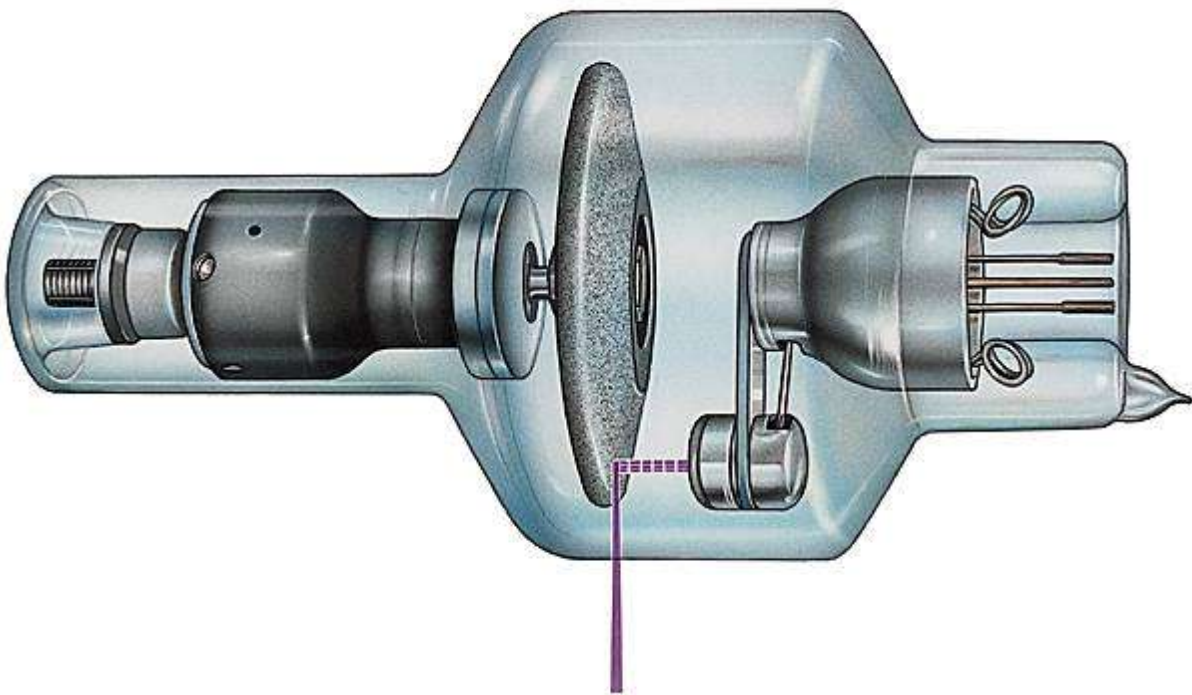


Fig. 1.17 Tube de Coolidge (Anode tournante).

Une amélioration des tubes permet avoir des intensités de rayons X plus importantes. Ce système d'amélioration est appelé sous le nom de tubes à anode tournante, où une anode de grandes dimension et en forme cylindrique est tournée de sorte que chaque partie de celle-ci ne soit irradiée que pendant des courts intervalles de temps. On réussit, avec cette méthode à faciliter la dissipation de la chaleur.

Afin de procurer un spectre continu, une énergie maximale, une quantité élevée des rayons émis et une intensité la plus importante possible, il faut bien étalonner les principaux paramètres des tubes à cathode chaude. Il faut faire surtout très attention aux trois paramètres suivants :

- La composition chimique de la cible,
- la tension anode-cathode, et
- l'intensité du filament.

En ce qui a trait à la composition chimique de la cible, celle-ci déterminera le spectre et fera varier les énergies/longueurs d'onde des raies  $K\alpha_1$ ,  $K\alpha_2$ ,  $K\beta_1$  des atomes de la cible. Ensuite, en ce qui a trait à la tension anode-cathode, il faut assurer une tension élevée entre ces deux électrodes car c'est ce paramètre qui va déterminer la forme du spectre continu de freinage et des autres grandeurs comme l'énergie maximale des rayons X émis. Plus on augmente la tension, plus l'énergie maximale des rayons X (énergie des photons) augmente, et par conséquent, plus la longueur d'onde minimale diminue.

L'énergie des électrons émis par le filament de tungstène et accélérés par le tube suivent cette équation :

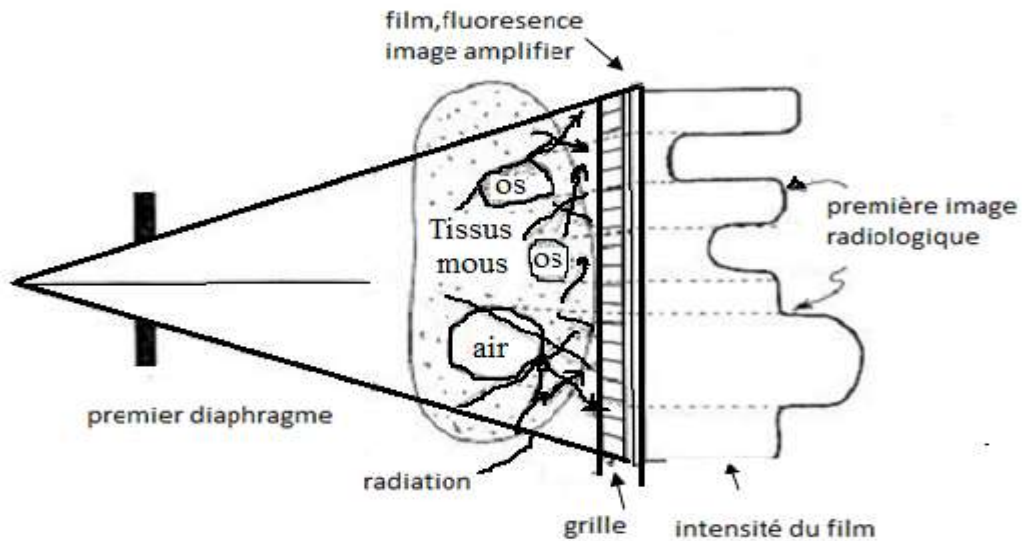
$$E_0 = V \cdot e \quad (1.3)$$

Où «  $E_0$  » est l'énergie cinétique exprimée en (keV), «  $V$  » est la tension entre anode-cathode et «  $e$  » est la charge de l'électron. Une  $E_0$  supérieure à l'énergie d'ionisation des électrons des couches internes des atomes de l'anode provoquera, en plus du rayonnement continu de freinage, la fluorescence de la cible. On verra donc des raies  $K\alpha_1$ ,  $K\alpha_2$ ,  $K\beta_1$  des atomes de la cible. À l'inverse, une  $E_0$  inférieure à cette énergie d'ionisation procurera seulement le rayonnement continu de freinage. Finalement, pour assurer une bonne quantité de rayons X émis, il faut bien étalonner l'intensité parcourant le filament, intensité qui est directement proportionnelle à celle des rayons X. [11]

## 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. [12]



**Fig. 1.18** Différence d'atténuation des rayons X dans les milieux traversés.

- **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, transfert qui, entre parenthèses, 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. [13]

- Les rayons X sont traversent sans être affectés : ces rayons forment les partie 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 devisés 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),  $\mu$  : 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. [13]15

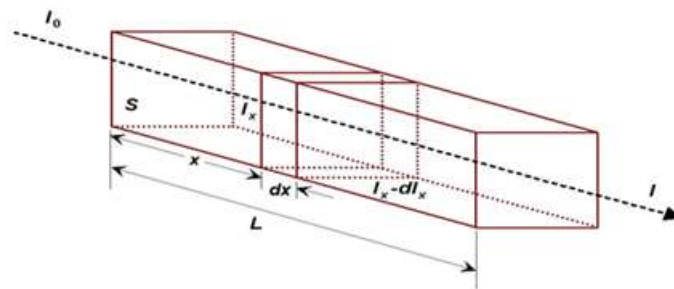


Fig. 1.19 Absorption des rayons X par la matière.

$I_x$  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 (1.4) 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 :

$$I_L = I_0 \exp(-\mu L) \tag{1.4}$$

$I_L$  : 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.

## **I.9 Dangers des rayons sur le corps humain (liés à une surexposition)**

Les effets biologiques des rayons X à faible dose ne sont pas vraiment établis et ils sont le sujet de beaucoup de débats dans le milieu médical. En revanche les effets d'une exposition à une forte dose sont connus et peuvent être dangereux.

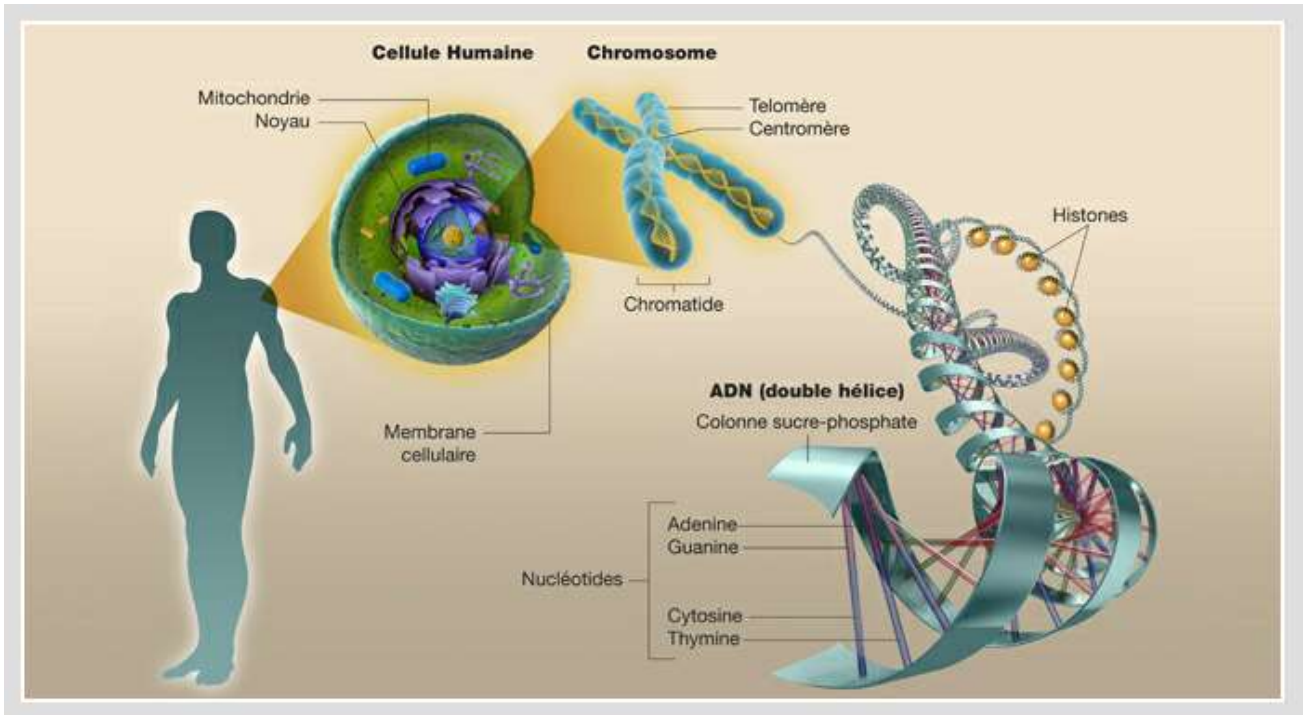
Quelques exemples sur effet du rayonnement est la radiodermite sur les mains des praticiens, une brûlure grave qui apparaît après un temps d'incubation.



**Fig. 1.20** les effets du rayonnement

Pour expliquer ces deux événements il faut faire un petit rappel sur le contenu d'une cellule.

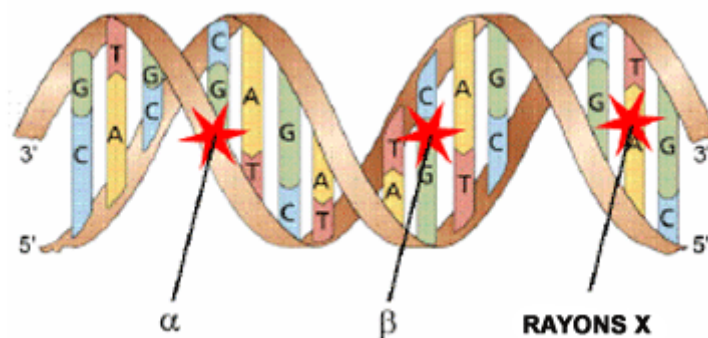
Toutes les cellules humaines sont constituées d'une membrane, du cytoplasme (réserve d'eau) et d'un noyau, chaque noyau contient l'intégralité de l'information génétique, c'est à dire, l'ADN (acide désoxyribonucléique).



**Fig. 1.21** L'ADN dans une cellule humaine.

L'ADN est constitué de deux brins qui forment une double hélice. Les deux brins sont constitués de sucre-phosphate, et ils sont reliés par des bases azotées qui fonctionnent par paires ainsi la guanine se lie avec la cytosine et la thymine se lie avec l'adénine. La suite de plusieurs nucléotides forme les gènes. Ils sont le plan de fabrication des protéines.

Lorsque les cellules sont exposées aux rayons X, ceux-ci créent des ions qui brisent l'ADN au niveau des brins ou au niveau des bases azotées (fig. 1.22).



**Fig. 1.22** L'ADN au niveau des brins ou au niveau des bases azotées.

Si la rupture de l'ADN est au niveau des bases azotées elle peut se réparer naturellement. Il existe trois formes de réparation : par excision de base, par relégation des extrémités d'ADN cassés ou par recombinaison homologe.

La réparation la plus fréquente est celle par excision de base, elle comporte trois étapes : des endonucléases coupent l'ADN usagé, l'ADN polymérase assure une resynthèse de l'ADN original et enfin la relégation donne lieu à la réparation du squelette sucre-phosphate.

L'ADN étant continuellement sollicité, les réparations sont très efficaces. Cependant si la réparation est mal faite, voici les différentes erreurs qui peuvent subvenir :

- **Les substitutions** : C'est le remplacement d'une base par une autre. Par exemple, si une molécule d'ADN renferme habituellement de la guanine à un certain endroit mais que l'adénine prend la place de la guanine, il y a substitution des bases.

On observe deux types de substitution des bases :

- a) **les transitions** : c'est-à-dire le remplacement d'une purine par une autre purine (adénine et thymine) ou d'une pyrimidine par une autre pyrimidine (cytosine et guanine).
  - b) **les transversions** : c'est-à-dire le remplacement d'une purine par une pyrimidine ou vice versa.
- **Les mutations** : c'est-à-dire un changement du cadre de lecture (le code triplet). Il y a deux types de mutation par décalage de code :
    - **Les insertions** : c'est-à-dire l'insertion d'un ou de plusieurs nucléotides supplémentaires dans la chaîne d'ADN.
    - **les délétions** : c'est-à-dire la perte d'un ou de plusieurs nucléotides de la chaîne d'ADN.

Si la rupture est au niveau d'un brin (cassure brin simple) sucre-phosphate, il est facile de réparer celui-ci en le constituant selon le modèle de l'autre brin. Ceci dit des substitutions de paires de bases et des mutations par décalage de codes peuvent encore se produire. Mais si les deux brins sont brisés (cassure double brin) ils seront très difficiles à réparer et ils entraîneront une mutation ou le mort cellulaire (cassures cytotoxiques) (Fig. 1.23). Les mutations peuvent conduire à la création de cellules cancéreuses. Si la cellule mutée ne se suicide pas (apoptose), la mutation va être transmise et va provoquer un cancer ou une autre anomalie (qui peut se manifester à tout moment ou qui peut rester invisibles). [15]

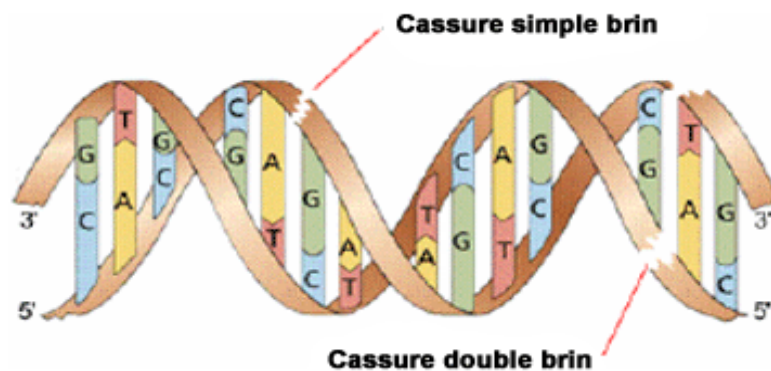


Fig. 1.23 Les cassures des brins.

Lorsque l'action des rayonnements est indirecte, la création de radicaux libres due à la séparation de molécules d'eau dans les cellules, forme des composés toxiques pour la membrane cellulaire. Ils entravent la respiration cellulaire et accentuent les effets néfastes sur la cellule.

Au niveau de l'ADN les lésions observées peuvent être : des ruptures de simples ou double brins, la mort cellulaire ou bien, des modifications structurales de l'ADN entraînant des modifications lors de la réplication et pouvant être à l'origine de mutation.

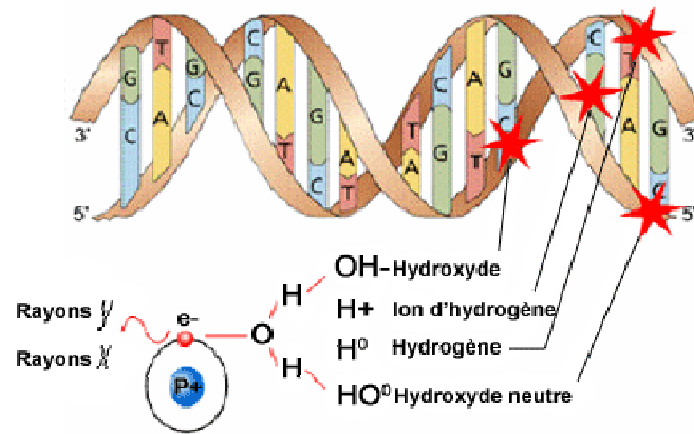


Fig. 1.24 La séparation de molécules d'eau dans les cellules.

Un exemple sur Les dangers et les répercussions des rayonnements ionisants sur l'organisme d'individus soumis à des expositions répétées.

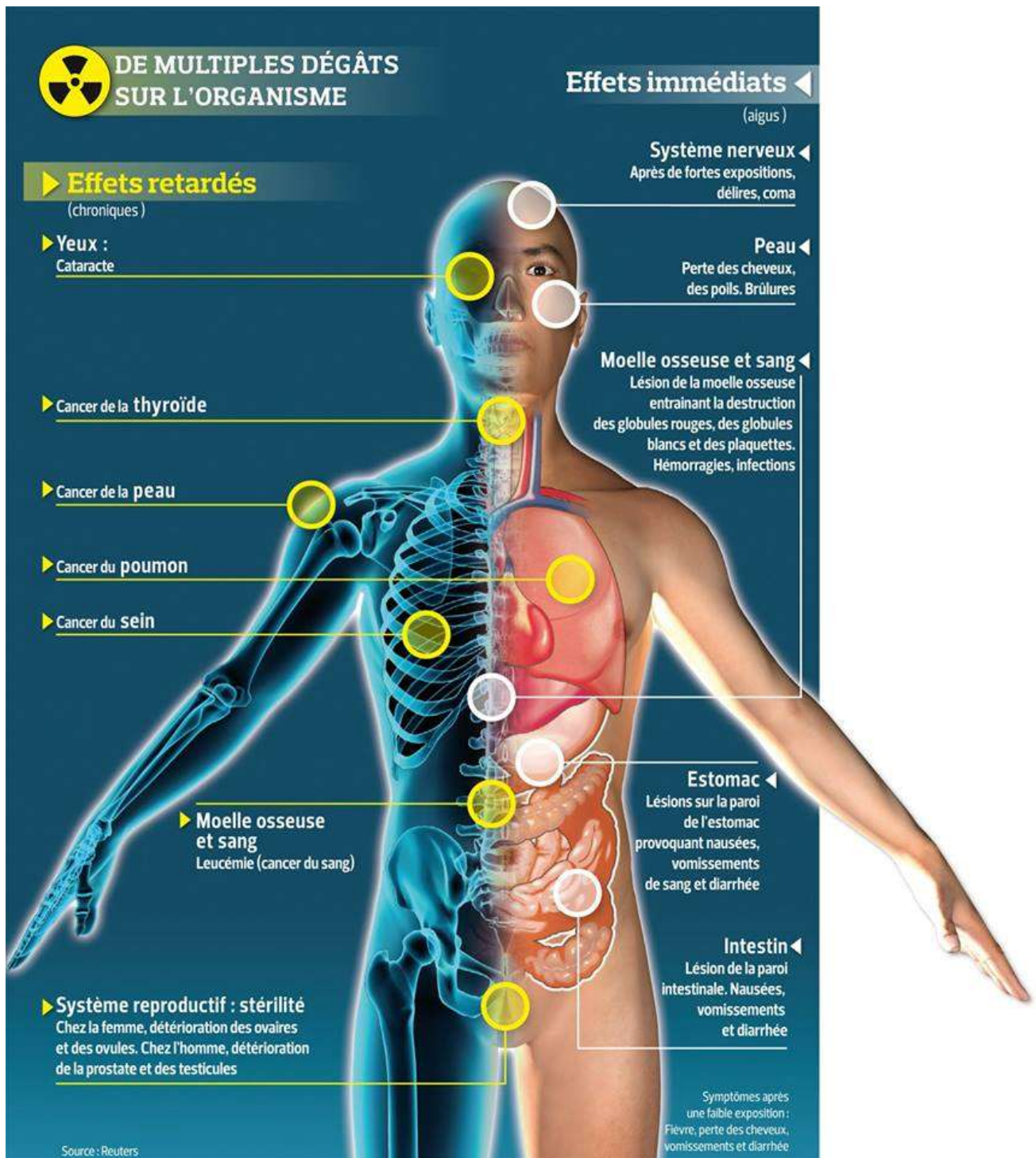


Fig. 1.25 Les dangers et les répercussions des rayonnements ionisants sur l'organisme

**I .10 Discussion**

Malgré des débuts contestables, notamment dus au non-respect du principe de précaution, les rayons X ont permis et permettent encore à l'heure actuelle de sauver des vies. Bien qu'il s'agisse de rayonnements extrêmement dangereux à forte dose, on les utilise quotidiennement pour soigner les patients. En effet, les doses employées en radiographie comme en thérapie sont bien en deçà des seuils extrapolés.

De plus, en Inde où le sol émet des rayons X à un seuil plusieurs centaines de fois supérieures à celles utilisées actuellement pour faire de la radiographie diagnostique, on n'a jamais constaté que le taux de cancer ou de malformations était plus élevé.

Grâce aux continuelles recherches sur ce sujet, on peut aujourd'hui affirmer que la radiographie dans un but médical est presque sans danger.

# **Chapitre II**

## **Description de l'appareil de radiographie « Siemens Mulimobil 5C »**

### **II.1 Préambule**

Notre travail porte l'étude d'un amplificateur de brillance. Par conséquent, Il est important de présenter ce dispositif sur lequel notre travail est basé. Après quelques notions de base sur les rayons x, nous présentons dans ce chapitre d'une part, les différentes parties de cet appareil, et d'autre part, nous détaillons le principe de fonctionnement d'un amplificateur de brillance.

### **II.2 L'Amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C)**

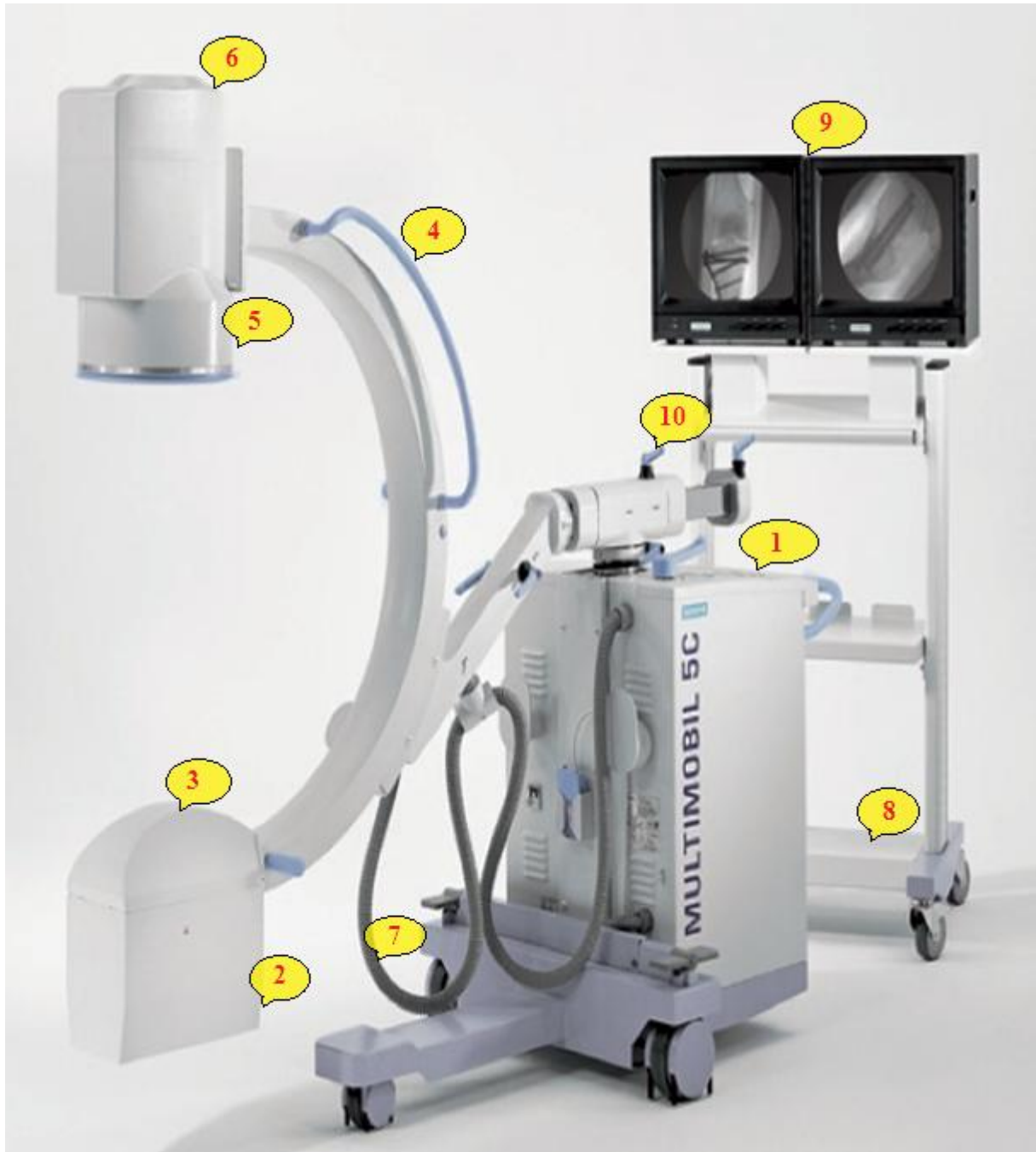
Amplificateur de brillance est un dispositif qui permet de transformer le cliché obtenu par les rayons X en une image analogique que l'on peut amplifier. Il est équipé d'une chaîne de traitement d'image permettant une visualisation statique ou dynamique sur un écran de télévision. [16]

L'appareil qui est l'objet de notre mémoire est un amplificateur de brillance de marque **SIEMENS**, gamme **multimobil 5C**, destiné à être utilisé dans des blocs opératoires, et dont les principales caractéristiques techniques sont regroupées dans le tableau suivant :

Paramètres	Valeur
Tension d'alimentation secteur	190V-220 V/50Hz
Puissance délivrée en radiographie	2,5 kW (100 kV, 25 mA)
Plage kV.	40-100kV en 20pas
Précision Kv	5 %
Plage Ma	13 - 62 mA en 24 pas
Temps d'exposition	20 ms - 5 s en 24 pas
Modes de fluoroscopie	ADR (Régulateur automatique de dose) : Anti-isowatt & Contraste.
Plage mA fluoroscopie	Anti-isowatt 0,5 à 5 mA Contraste 0,5 à 7 mA
Puissance fluoroscopie	550 W continu
Type et degré de protection contre les chocs électriques (EN 60601 -1)	Classe - 1, équipement de type B
Tube radiogène	Anode stationnaire DE-1 51 R

**Table 2.1** les principales caractéristiques techniques de l'amplificateur de brillance (SIEMENS Multimobil 5C). [Service manual version 5.0 copyright © siemens ltd. med india]

## II.2.1 Description de l'appareil de radiographie (Siemens Multimobil 5C)

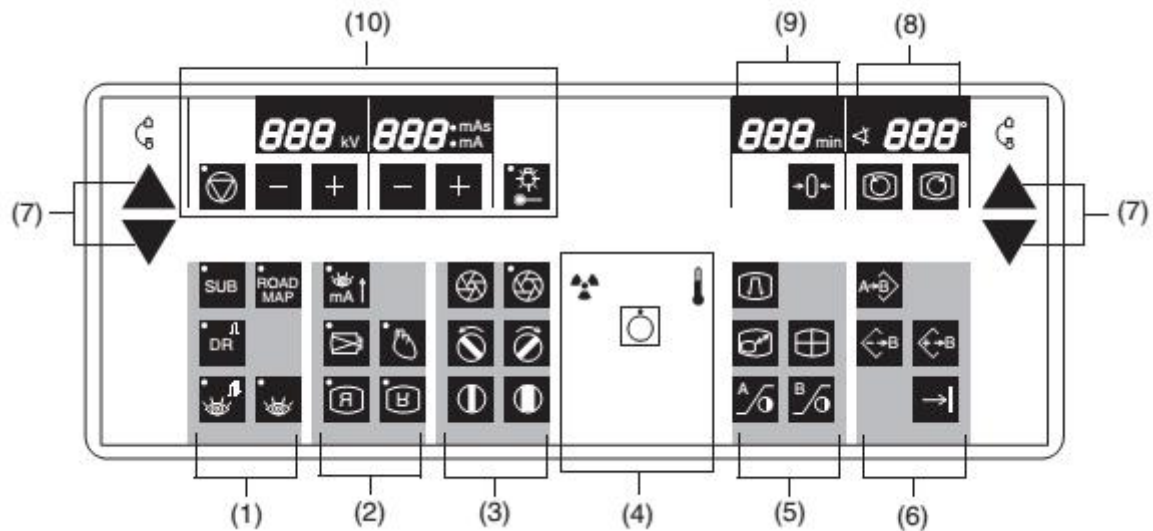


**Fig. 2.1** Vue d'ensemble de l'appareil de radiologie (Siemens Multimobil 5C).

- 1-Clavier de commande
- 2-Tube à rayons X
- 3-Collimateur
- 4- Poignets
- 5- Amplificateur de brillance

- 6- Caméra (CCD)
- 7- Câble de connexion
- 8-Chariot
- 9- Moniteur TV
- 10- Support de l'arc

## A) Pupitre de commande



**Fig. 2.2** Panneau de commande.

➤ Désignation de différents symboles sur le panneau de commande :

- (1) Sélection des modes de fonctionnement
- (2) Sélection du mode puissance, réglage des paramètres et touches d'inversion d'image.
- (3) Réglage du collimateur.
- (4) Témoin de rayonnement, interrupteur secteur et température du bloc radiogène.
- (5) Post-traitement d'image.
- (6) Sélection et sauvegarde des images.
- (7) Course verticale de l'arceau.
- (8) Rotation d'image.
- (9) Temps de pose.
- (10) Paramètres de radioscopie et sélection du centreur lumineux à laser du monobloc (en option). [16]



































Rangée de touches supérieure			
 40 kV	Tension de radioscopie ou radiographie (kV)	 20 mA	Valeurs pour radiographie sur cassette ou radioscopie
 3.1 min	Affichage de la durée de la radioscopie	 45°	Affichage de la rotation d'image
	Activer/Désactiver la fonction Stop régulation débit de dose		Activer/Désactiver le centreur à laser sur le monobloc (option)
	Réduire/Augmenter les kV et mA		
	Réinitialiser le temps de scopie		Tourner la caméra
			Arceau : Montée/Descente
Rangées de touches inférieures			
	Mode Soustraction		Mode Cartographie artérielle
	Mode Radiographie numérisée		
	Mode Radioscopie pulsée		Mode Radioscopie
	Sélectionner la radioscopie à haute résolution		
	Agrandir l'image temps réel		Réduction du bruit
	Inversion d'image gauche/droite		Inversion d'image haut/bas
	Fermer/Ouvrir le diaphragme iris		Tourner le diaphragme à volets
	Fermer/Ouvrir le diaphragme à volets		
	Indication du rayonnement dans tous les modes		Température du bloc radiogène
	Interrupteur : Mise à l'arrêt du système		
	Division d'écran horizontale/verticale		Sans fonction pour le Memoskop CX 200
	Zoomer les images sauvegardées		Renforcement de contours
	Réglage du contraste moniteur gauche/droit		Sauvegarder l'image du moniteur A
	Lecture d'images en mémoire, en arrière/en avant		Imprimer l'image au moniteur

Table 2.2 Affectation des touches de panneau de commande. [Service manual version 5.0

copyright © siemens ltd. med india]

➤ Clavier d'entrée des données sur le chariot porte-moniteur

Le logiciel d'application s'utilise via le clavier présent sur le chariot porte-moniteur pour préparer (par ex. saisie des données patient) et analyser les examens.

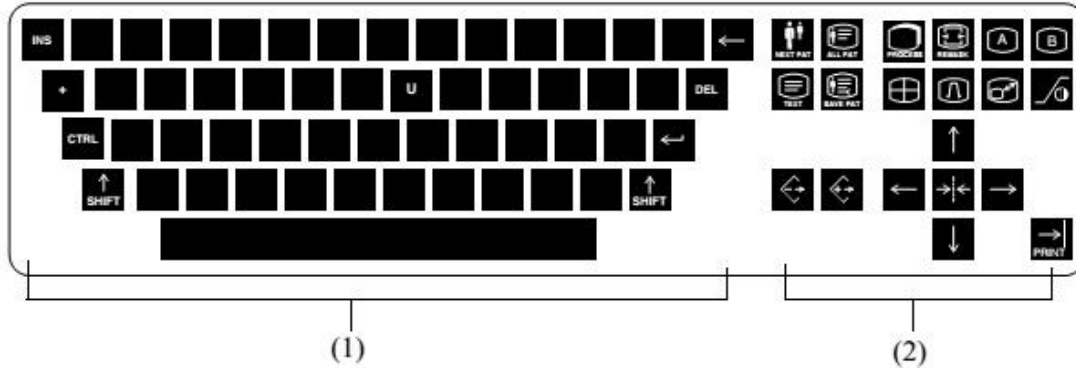


Fig. 2.3 Clavier d'entée des données.

- (1) Clavier alphanumérique.
- (2) Touches de post-traitement d'image, touches de fonction logicielle et touches curseur. [16]

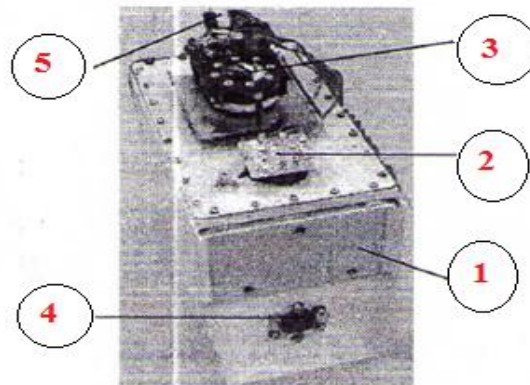
CTRL U	Lancer le programme utilisateur		
SHIFT	Touche SHIFT	RETURN	Touche RETURN
DEL	Touche DEL : Effacement d'un caractère	Normal text	fonction d'écriture normale
NEXT PAT	Patient suivant : Entrée des données patient	ALL PAT	Répertoire patients (sauf Memoskop C-E)
TEST	Activer/Désactiver les données patient	SAVE PAT	Protection en écriture des images patient
PROCESS REVERSE	Post-traiter des scènes sous-traitées	Zoom	Sélection d'un nouveau masque, décalage de pixels
Screen division	Division d'écran Sans fonction pour le Memoskop CX 200	Edge enhancement	Renforcement de contours
Monitor selection	Sélectionner le moniteur A/B		
Zoom	Zoomer les images sauvegardées	Contrast	Réglage du contraste
Image navigation	Parcourir les images : vers l'avant, vers l'arrière	PRINT	Imprimer l'image au moniteur
Cursor keys	Touches curseur	HOME	Touche HOME

Table 2.3 Affectation des touches de clavier. [Service manual version 5.0 copyright © siemens

## B) Le tube rayons X

C'est la partie où les rayons X sont produits. Il est composée de :

- **Cathode** : Représentant la partie négative du tube radiogène elle est composée d'un filament en forme de spirale faite généralement de tungstène.
- **Anode** : Représentant la partie positive du tube radiogène et elle correspond à la cible. Elle est composée généralement de tungstène (ou bien **Mo, Rh**) c'est là que sont produits les rayons X. [16]



**Fig. 2.4** Tête du tube radiogène.

1- Mono cuve

4-Soufflet en Caoutchouc

2- PCB D502

5-Contacteur temporisé de détection

3- Fenêtre de sortie des rayons

C) Collimateur

Composé des diaphragmes qui sont entièrement en plomb, il permettant la focalisation et la limitation de faisceau des rayons X.

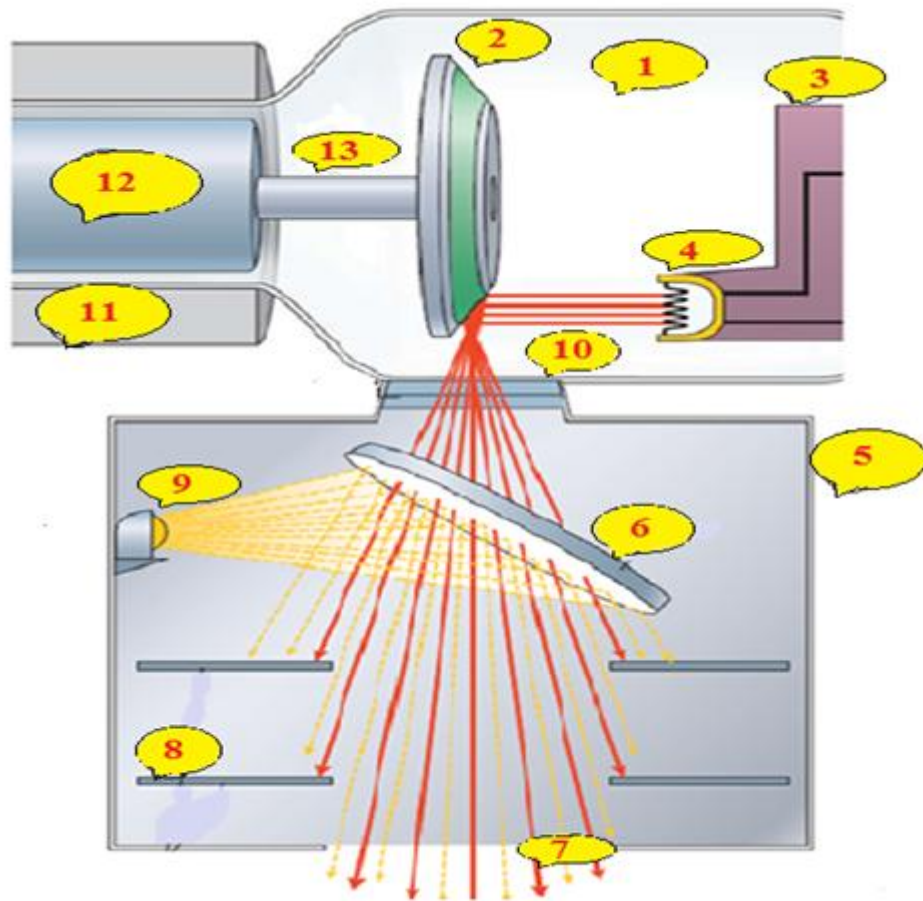
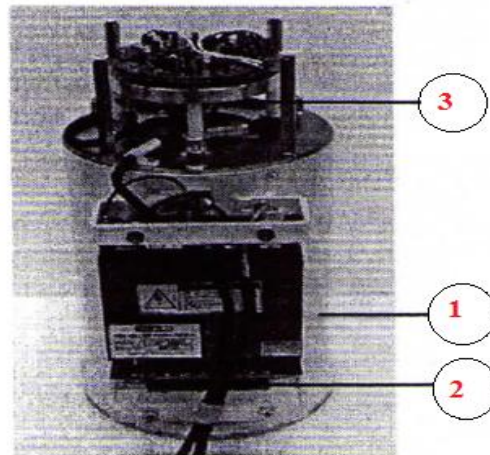


Fig. 2.5 Constitution interne de collimateur.

- |                       |                             |
|-----------------------|-----------------------------|
| 1- Enveloppe en verre | 8- Diaphragme               |
| 2- Anode              | 9- Source lumineuse         |
| 3- Cathode            | 10- Filtration en aluminium |
| 4- Filament           | 11- Stator                  |
| 5- Collimateur        | 12- Roter                   |
| 6- Miroir             | 13- Axe                     |

### D) L'amplificateur de brillance et la caméra CCD

L'amplificateur de brillance est un tube sous vide de forme bombée pour une protection contre les chocs par une gaine blindée. Il permet de transformer les rayons X en lumière visible.



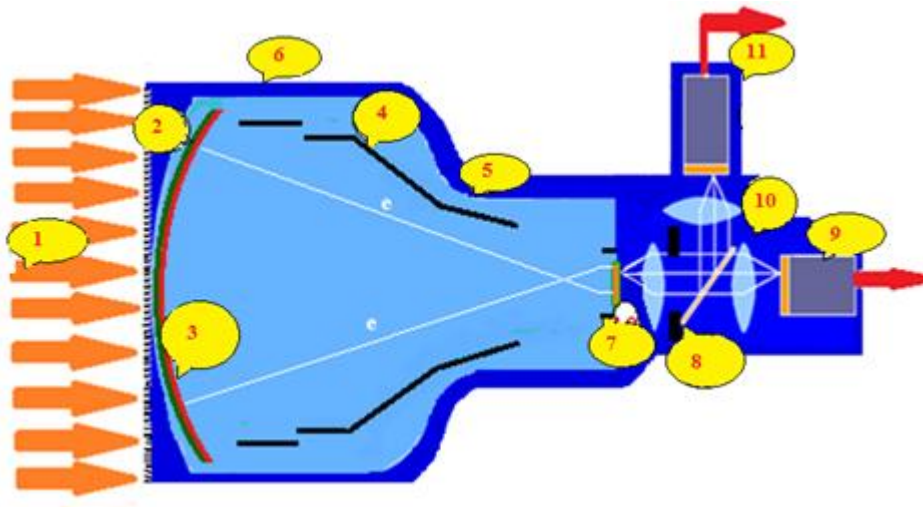
**Fig. 2.6** Système amplificateur de brillance.

1- Assemblage II

3- Caméra CCD

2- Bloc d'alimentation haute tension assemblage II

Le schéma ci-dessous représente les composants essentiels d'un amplificateur de brillance :



**Fig. 2.7** Les composants de la partie amplificateur de brillance.

- |                               |   |
|-------------------------------|---|
| 1- Rayons x                   | 7- Sortie de phosphore                  |
| 2- L'entrée du phosphore      | 8- Iris d'ouverture                     |
| 3- Photocathode               | 9- Vidéo ou CCD à l'image digitale      |
| 4- Focalisation des électrons | 10- Système optique et miroir assemblée |
| 5- Insertion évacuée          | 11- TV Camera                           |
| 6- Grille                     |   |

### ❖ Ecran primaire

Cette partie est constituée de 3 couches distinctes :

- **Couche d'aluminium** : C'est le support de la couche fluorescente d'iodure de césium.
- **Couche fluorescente (en phosphore)**: Chargée de convertir les rayons X en photon de lumière.
- **Couche photoconductrice (photocathode)** : C'est une couche qui permet de convertir la lumière en électrons. [16]

La figure ci-après représente les 3 couches de l'écran primaire.

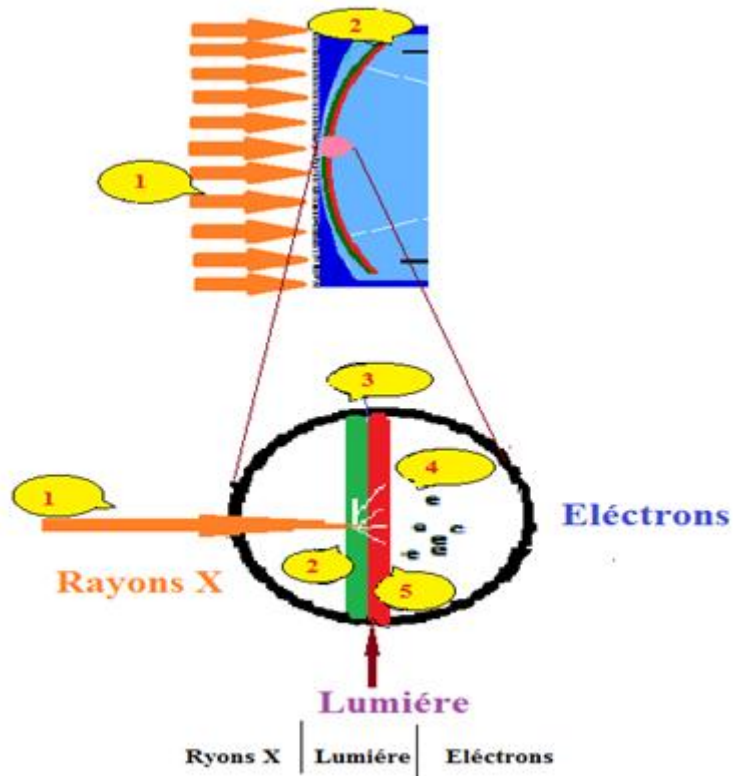


Fig. 2.8 Écran primaire.

- 1-Rayons X
- 2-Écran primaire
- 3-L'entrée de phosphore
- 4- Électrons à faible énergie
- 5- Photocathode

### ❖ Accélération et focalisation de faisceau d'électron

A la sortie de la photocathode, les électrons ont une énergie faible, une ddp croissante est alors appliquée afin de les accélérer et d'augmenter leur énergie.

Les électrodes de focalisation permettent d'orienter les électrons dans une seule et même direction. Cette focalisation peut être réglée par des variations de potentiel de sorte que l'écran secondaire recueille la totalité de faisceau d'électron ou seulement une partie de celle-ci ( focale variable). [20]

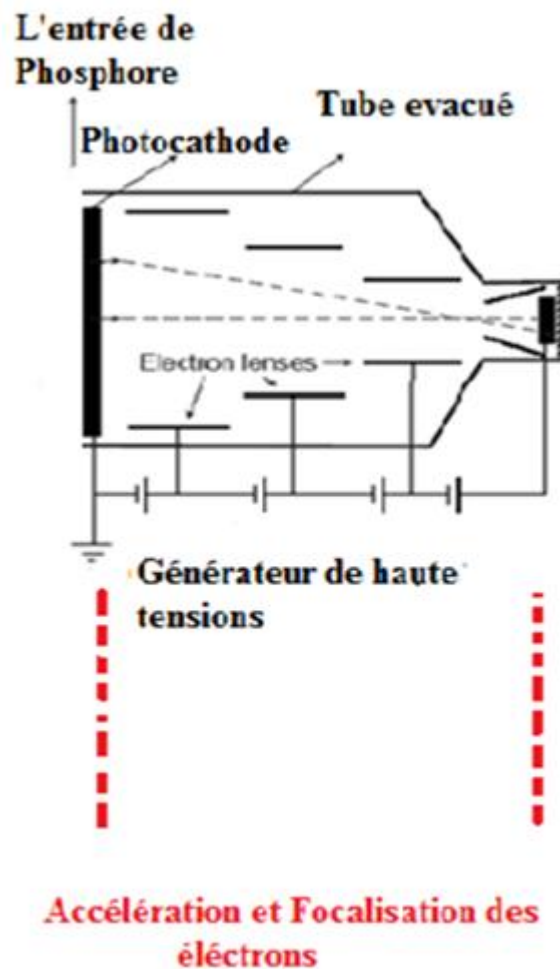


Fig. 2.9 Focalisation et accélération de faisceau d'électron.

❖ **Écran secondaire**

C'est une anode recouverte de sels fluorescents (phosphore).située à l'extrémité opposée du tube. Elle transforme le faisceau d'électrons en un faisceau lumineux.

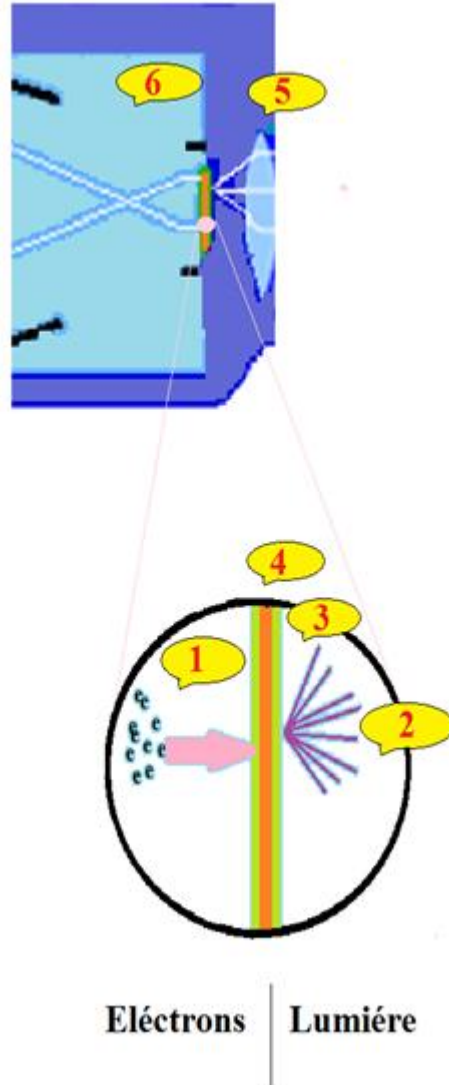


Fig. 2.10 Écran secondaire.

- 1- Électrons Accélérés
- 2- Lumière
- 3- Écran Secondaire

- 4-Sortie de Phosphore
- 5-Partie Optique
- 6-Partie amplification

• **La partie optique**

Un système optique recueille une part seulement des photons émis par une surface lumineuse, Un miroir qui fait un angle de 45°, dévie la lumière de 90°. La lumière peut être dirigée par un miroir basculant ou tournant dans l'axe du faisceau vers plusieurs utilisations successives. [16]

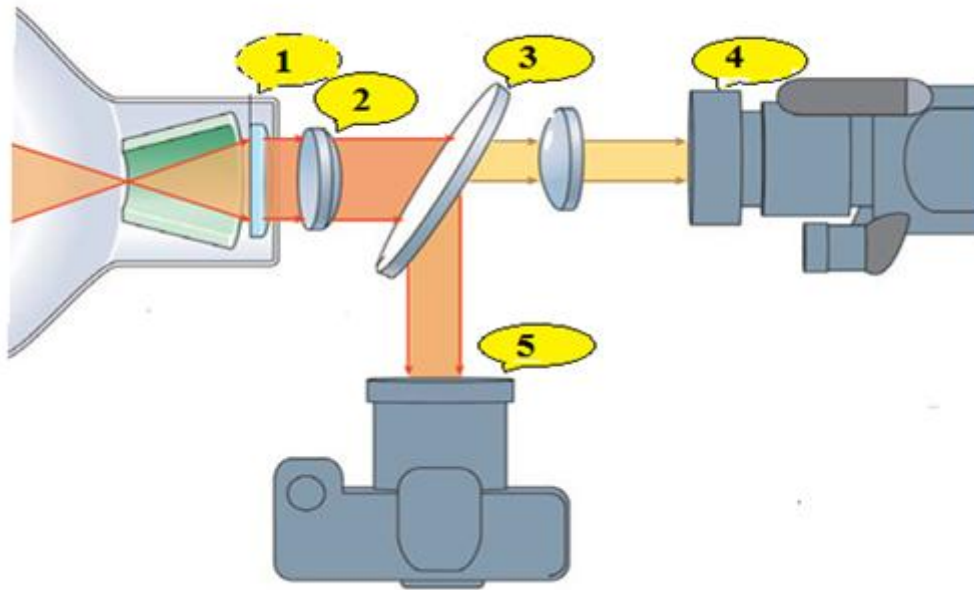


Fig. 2.11 La partie optique.

- |                     |                           |
|---------------------|---------------------------|
| 1- Sortie phosphore | 4- TV Caméra              |
| 2- Système optique  | 5-Caméra de film de tache |
| 3 - Miroir          |                           |

**E) La caméra CCU et moniteur TV**

❖ **Caméra**

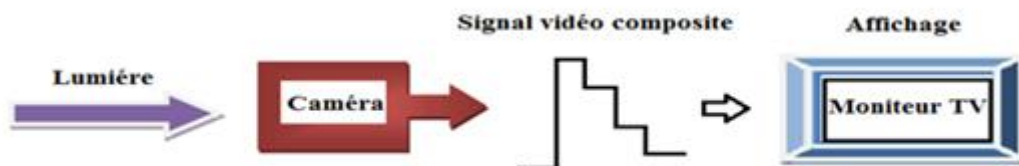


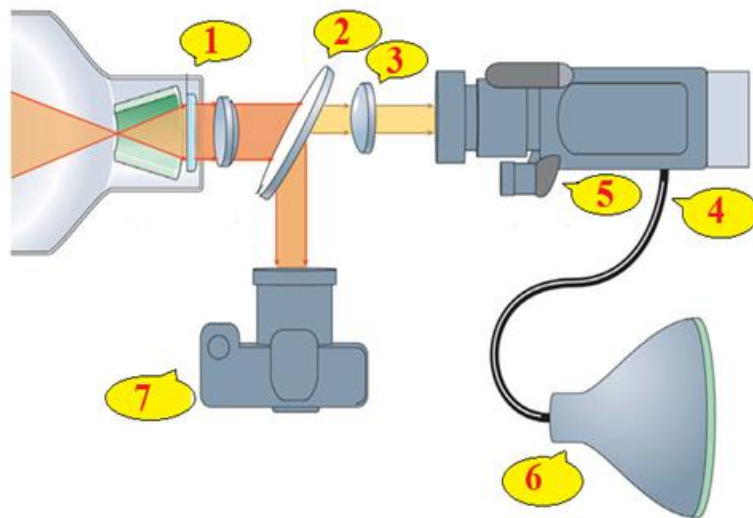
Fig. 2.12 La caméra CCU et moniteur TV.

C'est un tube analyseur capte l'image obtenue, par l'intermédiaire d'une optique à lentilles (répartiteur de lumière) ou d'une optique à fibres de verre.

Le principe est de transformer l'image radiante secondaire lumineuse en image radiante analogique.

Le moniteur peut être doté d'un ou de deux moniteurs, le premier pour les scopies en direct, la cartographie et le deuxième pour le maintien de l'image (mémorisation). Il permet la visualisation de l'image radiante analogique traitée.

La qualité de l'image doit permettre de mettre en évidence des informations d'ordre anatomique, physiologique et pathologique. [16]



**Fig. 2.13** Schéma simplifié des différentes parties d'un amplificateur de brillance.

1-Sortie phosphore

2-Miroir

3-Système optique

4-Signal vidéo à circuit fermé

5- Caméra TV

6-TV Moniteur

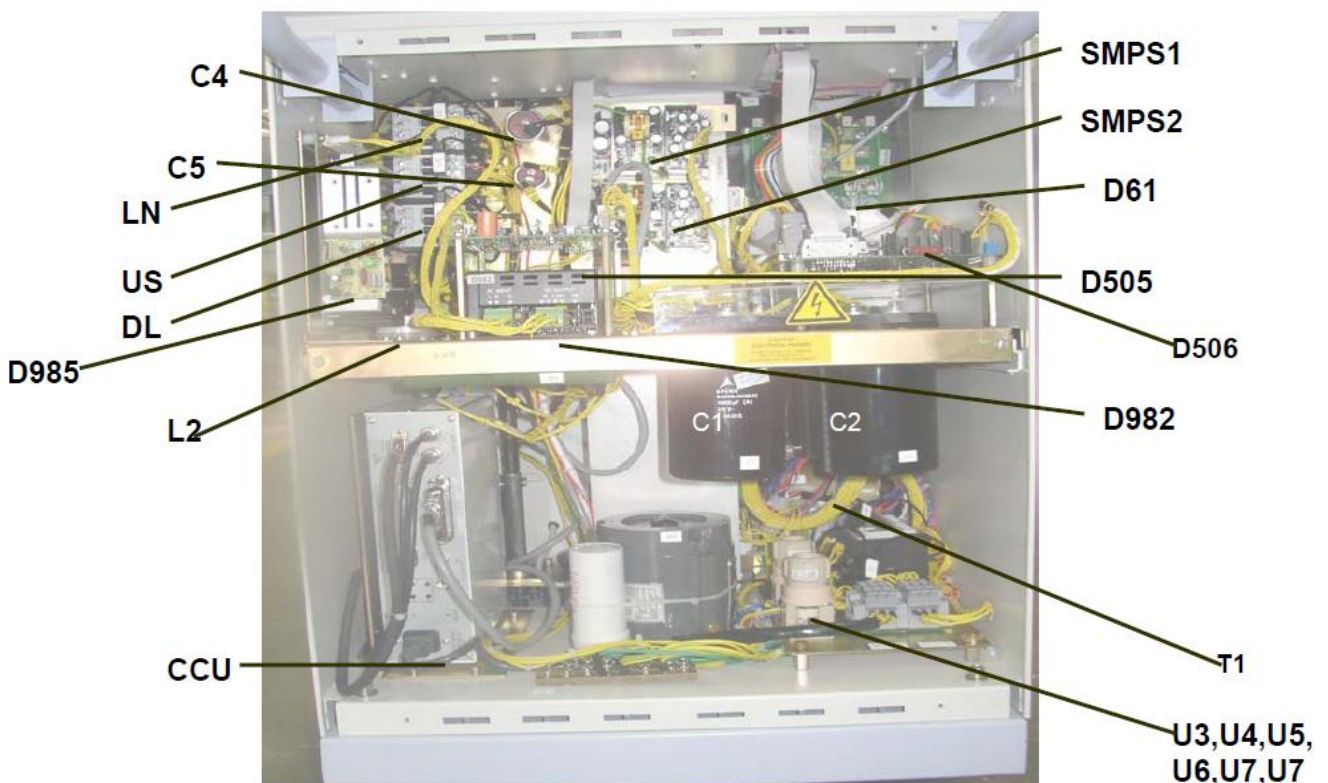
7-Caméra de film de tache

## F) Générateur de rayons X

Le générateur de rayons X appliqué à la radiologie humaine utilise une puissance qui est entre les 30 et 100 kW. On utilise une forte puissance étant donné que l'image doit être réalisée rapidement afin d'éviter le flou dû au mouvement du patient.

En ce qui concerne la tension, à titre d'exemple, pour faire une mammographie la tension d'émission est de 20 kV, Pour faire une radiographie pulmonaire, la tension monte jusqu'aux 150 kV. Pour un diagnostic radio thérapeutique, la tension peut atteindre les 250 kV.

Les générateurs d'aujourd'hui travaillent à haute fréquence. La haute fréquence sert à diminuer l'énergie qu'il est nécessaire de stocker dans les différents condensateurs du système. Cela permet de réduire l'encombrement de la partie haute tension et de diminuer l'énergie qui peut être accidentellement libérée dans le tube à rayons X lors de claquages. Dans le domaine médical, la haute fréquence permettra de réduire la dose de rayonnement mou reçue par le patient, qui n'est pas utile pour l'imagerie et moins encore pour le patient. [16]



**Fig. 2.14** Vue interne de l'unité du générateur.

II.2.2 Le fonctionnement de l'appareil de radiologie (Siemens Multimobil 5C)

Le schéma général du système de radiodiagnostic (Siemens Multimobil 5C) est donné par les figures suivantes :

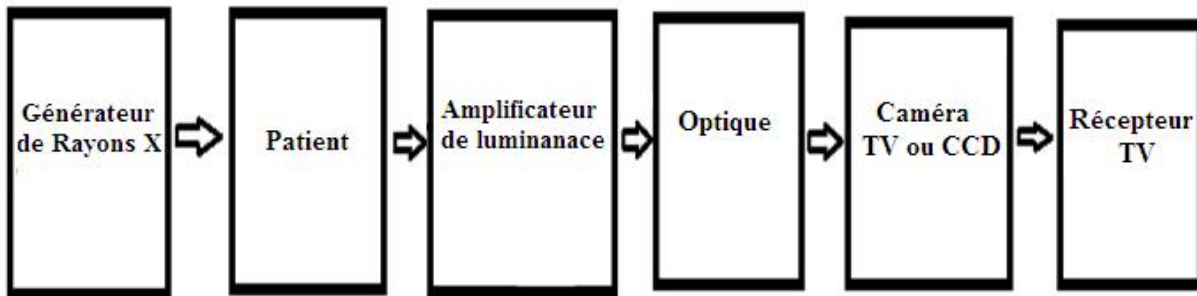


Fig. 2.15 Schéma de fonctionnement général d'un amplificateur de brillance.

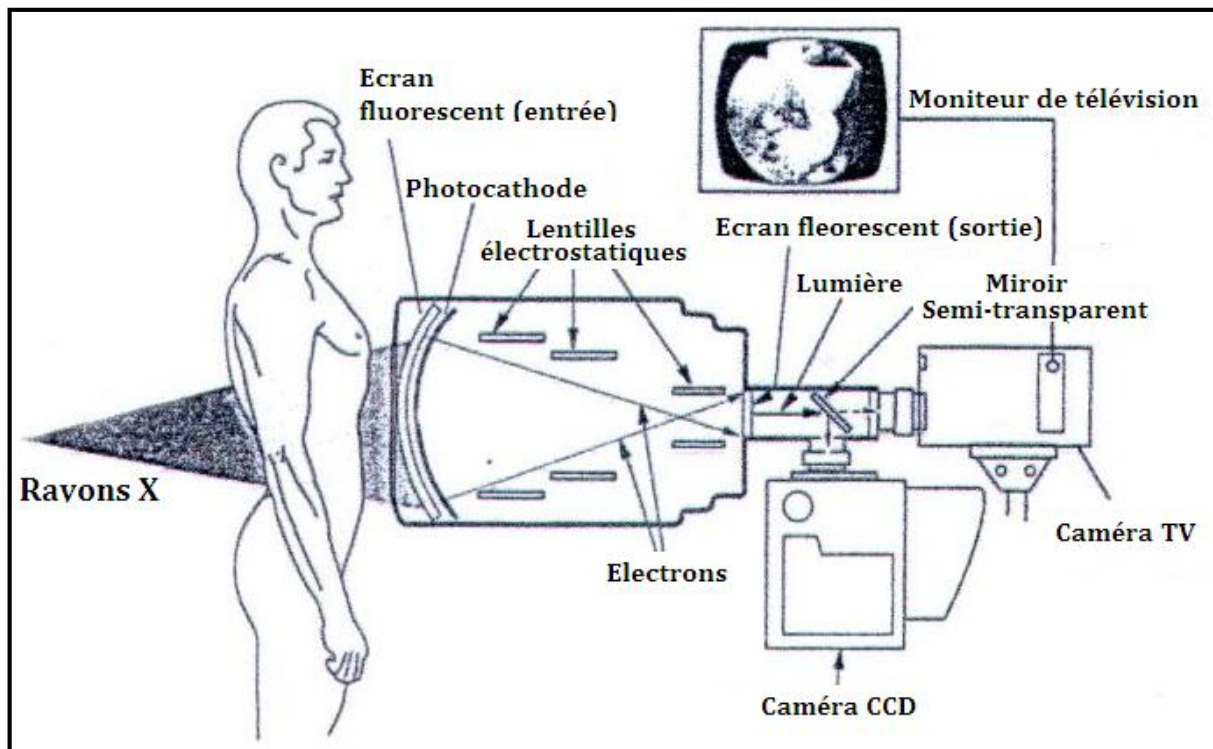


Fig. 2.16 Schéma présentant les principes de la fluorographie numérique.

L'amplificateur de brillance multimobil 5C possède en 2 modes de fonctionnements : La radiographie et la radioscopie.

### **II.2.2.1 Définitions**

- **Radiographie**

La radiographie est une technique qui permet principalement d'obtenir des clichés en deux dimensions des structures osseuses et articulaires. Elle permet aussi de visualiser certains organes ou parties creuses, habituellement invisibles aux rayons X, en les remplissant d'un produit de contraste, opaque aux rayons X : ce procédé spécifique est appelé la radiographie de contraste.

- **Radioscopie**

C'est un examen radiologique dans lequel l'image produite par les rayons X est projetée et observée sur un écran. L'appareil exploitant cette technique est désigné par «L'amplificateur de brillance». [18]

### **II.2.2.2 Mode radiographie**

- ❖ **La fixation du porte-cassette et la mise sous tension**

La fixation du porte-cassette sur la fente de l'anneau de l'amplificateur de brillance qui se fait au moyen de ses clips est la première étape dans ce mode puis il ya lieu de mettre l'équipement sous une tension alternative.

- ❖ **La sélection du mode radiographie et le réglage des paramètres**

La sélection du mode radiographie se fait au moyen de la touche de sélection de mode qui s'effectue de manière cyclique puis on doit ouvrir les iris du collimateur au maximum et on passe au réglage des paramètres d'exposition, kV et mAs qui sont sélectionnés manuellement par le biais de leurs touches respectives. Chaque appui succès dernière touche, engendre un court bip sonore de courte durée.

### ❖ **Commutateur de déclenchement manuel de la radiographie**

La poire de déclenchement dans le mode radiographique fonctionne en une seule étape. En appuyant sur le commutateur, on active la préparation et l'affichage de la tension d'alimentation (tolérance = 2%) pendant 2 s, la tension d'alimentation réelle, par exemple 230, s'affiche sur l'écran kV et mAs en alternance avec les paramètres de radiographie.

### ❖ **L'exposition**

Lorsque le tube radiogène est prêt (environ 2 s), l'exposition peut s'effectuer sans délai. Cela permet de réduire les artefacts de mouvement. Pour procéder à l'exposition, on doit appuyer à fond sur le bouton. L'indicateur correspondant s'allumera pendant l'exposition et un signal sonore d'exposition retentit également, et on développe le cliché. [16]

Cette figure présente les différentes étapes à suivre pour avoir un mode radiographie sur l'amplificateur de brillance multimobil 5C.

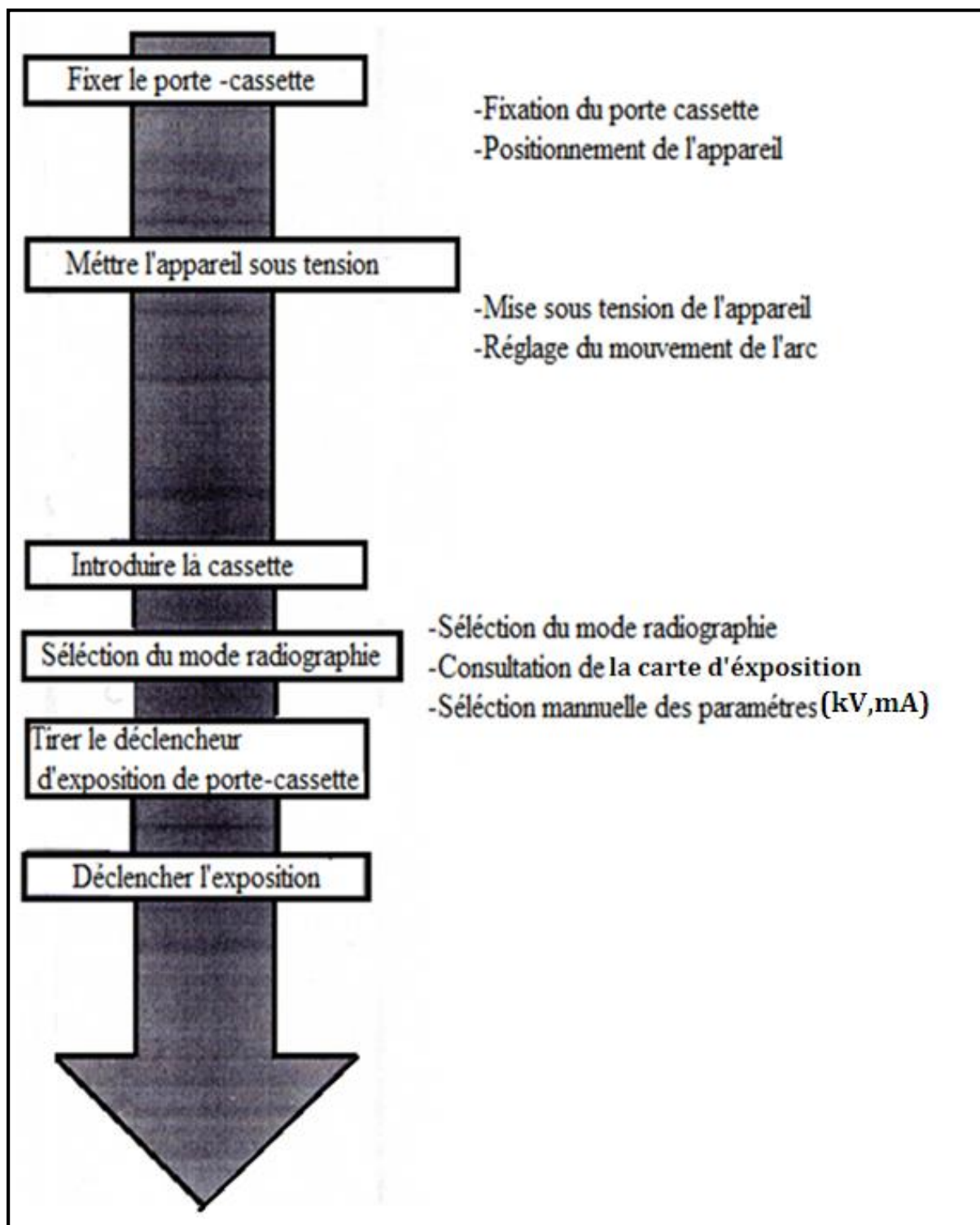


Fig. 2.17 Le schéma illustre le fonctionnement de l'Amplificateur de brillance Siemens Multimobil 5C en mode radiographie.

### II.2.2.3 Mode radioscopie

#### ❖ Le positionnement et la mise sous tension de l'appareil

Après le positionnement de l'appareil on va le mettre sous tension, l'affichage et l'indicateur de rayonnement s'allument pendant 3,5 secondes.

Les afficheurs kV et mAs s'activent pendant 3,5 secondes, des valeurs kV et mAs stables apparaissent. Six secondes plus tard, l'appareil est prêt à l'emploi et la même chose est indiquée par un long bip sonore à la fin de la configuration.

#### ❖ La sélection du mode radioscopie et le réglage des paramètres

La sélection du mode radioscopie se fait au moyen du bouton de sélection de mode et peut se lancer en appuyant sur la pédale et / ou sur le commutateur de déclenchement manuel de radioscopie. Pendant la radioscopie, les paramètres employés (c.-à-d. kV et mA) sont affichés en tant que kV/mA réels. Lorsqu'il est en mode de veille, l'affichage se fige sur la dernière valeur des paramètres de radioscopie. Une sonnerie se déclenche après cinq minutes de radioscopie. Il est possible de réinitialiser cette sonnerie, ainsi que la minuterie de radioscopie au moyen du bouton de remise à zéro correspondant. Le voyant indicateur de rayonnement s'allume pour signaler une radioscopie en cours.

#### ❖ La régulation automatique de dose (ADR)

La régulation automatique de dose ajuste constamment de manière optimale et automatique la radiation en fonction de l'épaisseur et de la densité de l'objet irradié. Grâce à la détection rapide du débit de dose, il est possible d'obtenir une qualité d'image optimale pour un objet épais avec une durée de radioscopie minimale. La régulation automatique de dose est disponible pour les modes de fonctionnement : Anti-isowatt et Contraste. Le mode de radioscopie se sélectionne au niveau de la console de commande. Le mode Anti-isowatt est sélectionné par défaut. En mode ADR Stop, il est possible de régler manuellement les valeurs kV et mA. Au cas où de petits réglages de contraste s'avéreraient nécessaires pour mieux voir les détails de l'image, il suffit de modifier les valeurs kV et mA en appuyant sur le bouton ADR stop.

Lorsqu'un objet métallique coupe la trajectoire du rayon X (un marqueur par exemple), ou lorsque l'écart de densité de l'objet est important (repositionnement de fracture par exemple), il

peut s'avérer nécessaire de modifier les valeurs kV réglées plus tôt en mode automatique. Il est impossible de sélectionner le mode Contraste en mode ADR stop.

### ❖ Grille pour radioscopie

La grille réduit le rayonnement diffusé atteignant l'entrée de l'amplificateur de brillance, ce qui permet d'obtenir une amélioration du contraste ainsi qu'une amélioration des détails plus subtils. La grille ne peut pas être retirée par l'utilisateur.

### ❖ Collimateur-iris

L'ouverture et la fermeture du collimateur sont contrôlées par les boutons de la console de commande. La collimation du champ améliore également le contraste de l'image. La collimation circulaire limite le champ de rayon X au champ d'entrée de l'amplificateur de brillance pendant la radioscopie ce qui garantit l'absence de flou d'image pendant l'ADR. Lorsque des radiographies doivent être prises, le collimateur circulaire se déplace vers l'extérieur dès que la commande passe du mode de radioscopie au mode de radiographie. Cela permet d'obtenir un champ de rayonnement plus grand (contrôlé par les boutons, qui peut être encore ouvert si besoin est) pendant la radiographie.

### ❖ Enregistrement numérique des images

Pour stocker l'image, quatre mémoires numériques sont disponibles en option. L'enregistrement des images fonctionne dans les modes suivants.

- **Last Image Hold(LIH)** : la dernière image de fluoroscopie est affichée à l'écran lors du relâchement de la pédale. Pendant une pause lors de la radioscopie, la dernière image reste à l'écran.
- **Enregistrement manuel des images** : l'image enregistrée peut se distinguer de l'image en direct par un LIH / Mém1 / 2 / 3 / 4 en haut de l'image affichée.  
Pour enregistrer manuellement l'image, l'une des mémoires Mém1 / 2 / 3 / 4 doit être sélectionnée avant d'appuyer sur un bouton d'enregistrement de la console de commande. L'affichage de mémoire correspondant est allumé sur le moniteur.

L'enregistrement d'images est possible, pour les images en direct, ainsi que pour les images LIH. Il est par contre impossible de transférer des images entre des mémoires différentes Mem1/ 2 / 3 / 4. Si on appuie à nouveau sur le bouton d'enregistrement, l'image stockée initialement est

écrasée dans la mémoire sélectionnée. L'image stockée sera retenue tant que l'appareil est sous tension.

- **Fonctionnement avec deux moniteurs**

Lorsque vous utilisez deux moniteurs, le moniteur 1 affiche L'IMAGE EN DIRECT pendant la radioscopie et L'IMAGE LIH lorsque la pédale est relâchée. Le moniteur 2 affiche L'IMAGE ENREGISTRÉE. [16]

Cette figure présente les différentes étapes à suivre pour avoir un mode radiographie sur l'amplificateur de brillance multimobil 5C.

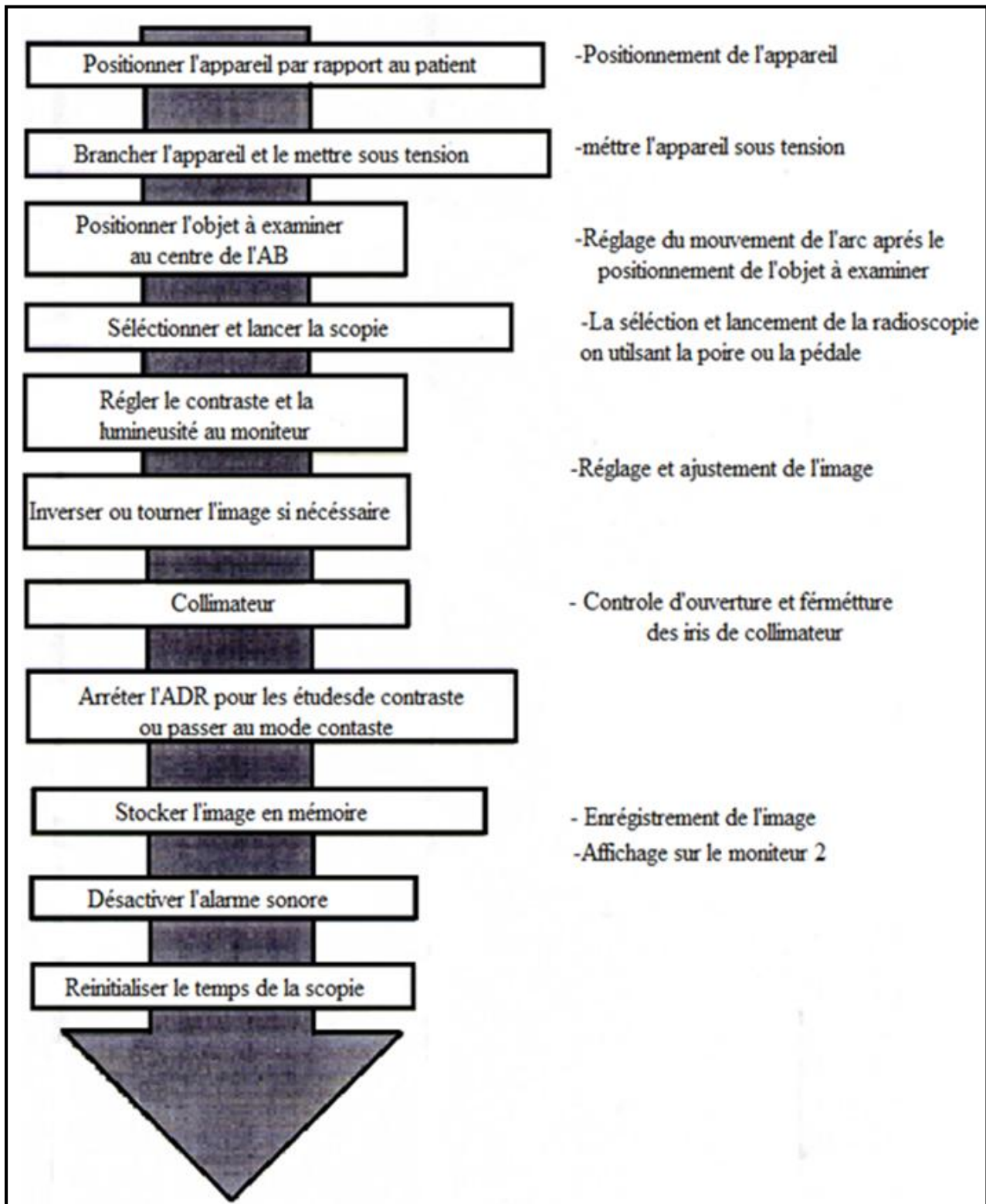


Fig. 2.18 Le schéma ci-après illustre le fonctionnement d'amplificateur de brillance multimobile 5C en mode radioscopie.

II.2.3 Étude des différents blocs de l'Amplificateur de brillance

Le schéma général du système de radiologie (Siemens Multimobil 5C) est donné par la Fig. 2.19 et le schéma synoptique des différents blocs de l'Amplificateur de brillance sont représentés dans Fig. 2.20.

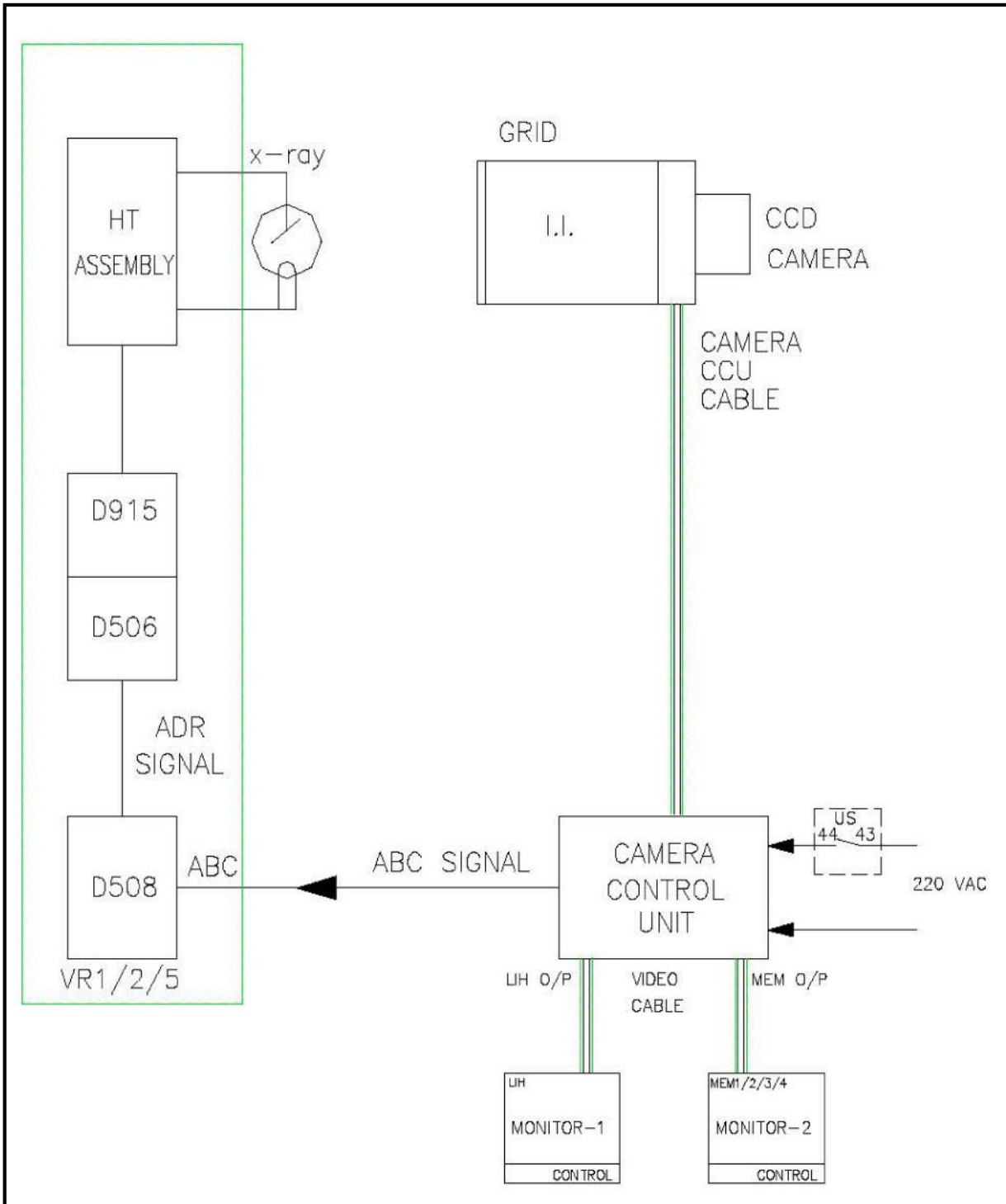


Fig. 2.19 Différents blocs de l'amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C).

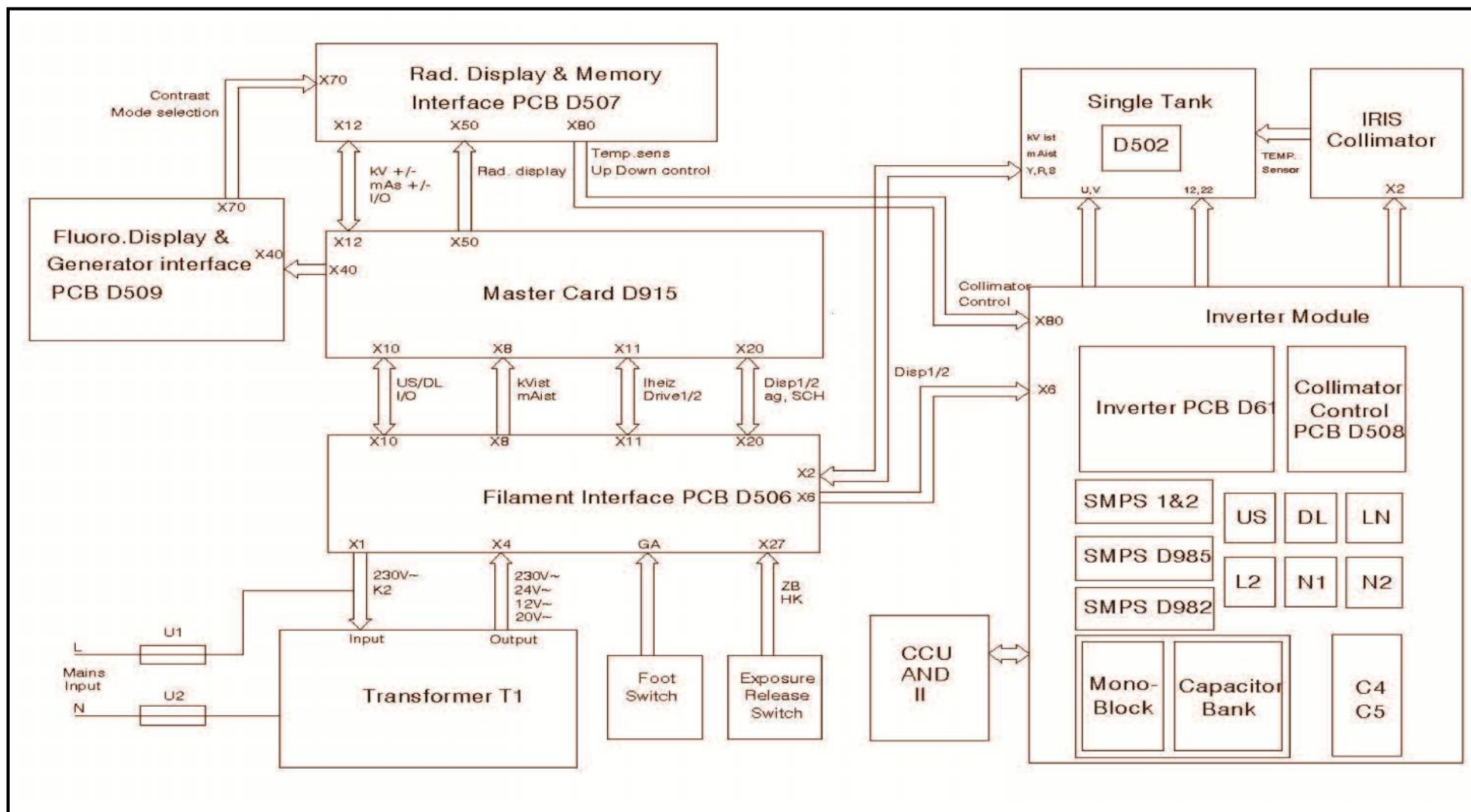


Fig. 2.20 schéma synoptique de l'Amplificateur de brillance (Siemens Multimobil 5C).

**A) Alimentation de l'appareil**

Une fois le disjoncteur MCB est activé, la tension du secteur est acheminée vers la carte D506 via le filtre ligne et les fusibles U1, U2 et à travers le connecteur X1.

Sur la carte D506, la tension du secteur est abaissée à une tension de 15 V ac puis redressé et régulée à 12 V dc. Cette dernière est utilisée pour alimentée les bobines des relais de mise en marche. Les tensions de réseau sont disponibles au niveau des points représentés sur la carte d'alimentation.



**B) Les différentes opérations du moteur**

Les bobines du contacteur N1, N2 sont excitées via le secondaire du transformateur principale T1, on a alors la présence de la tension du secteur (alimentation) est disponible directement en niveau du moteur de la colonne qui accomplir deux mouvement uniquement.

- Mouvement vers haut :

Quand le contacteur S1(S11) emplanté sur la carte D507(D509) est sélectionné, la bobine de relais K1 est excitée entrain la fermeture de contact 13-14 (NO) relative a la bobine N1 et l'ouverture de contact 21-22(NF). Le mouvement vers le haut du moteur est enclenché alors par l'application de la tension du secteur aux bornes du moteur a travers le contact 13-14 de N1(NO), le contact 21-22(NF) de N1 et les fusibles U1, U3, U5, U2.

- Mouvement vers le bas :

Quand le contacteur S2(S10) emplanté sur la carte D507(D509) est sélectionné, la bobine de relais K2 est excitée entrain la fermeture de contact 13-14 (NO) relative a la bobine N2 et l'ouverture de contact 21-22(NF). Le mouvement vers le bas du moteur est enclenché alors par l'application de la tension du secteur aux bornes du moteur a travers le contact 13-14 de N2(NO), le contact 21-22(NF) de N2 et les fusibles U1, U4, U5, U2.

Le mouvement ascendant /descendant est limité par les capteurs de fin de course NC/DN par X4.1, X4.2/X4.3, X4.4 sur D508. [17]

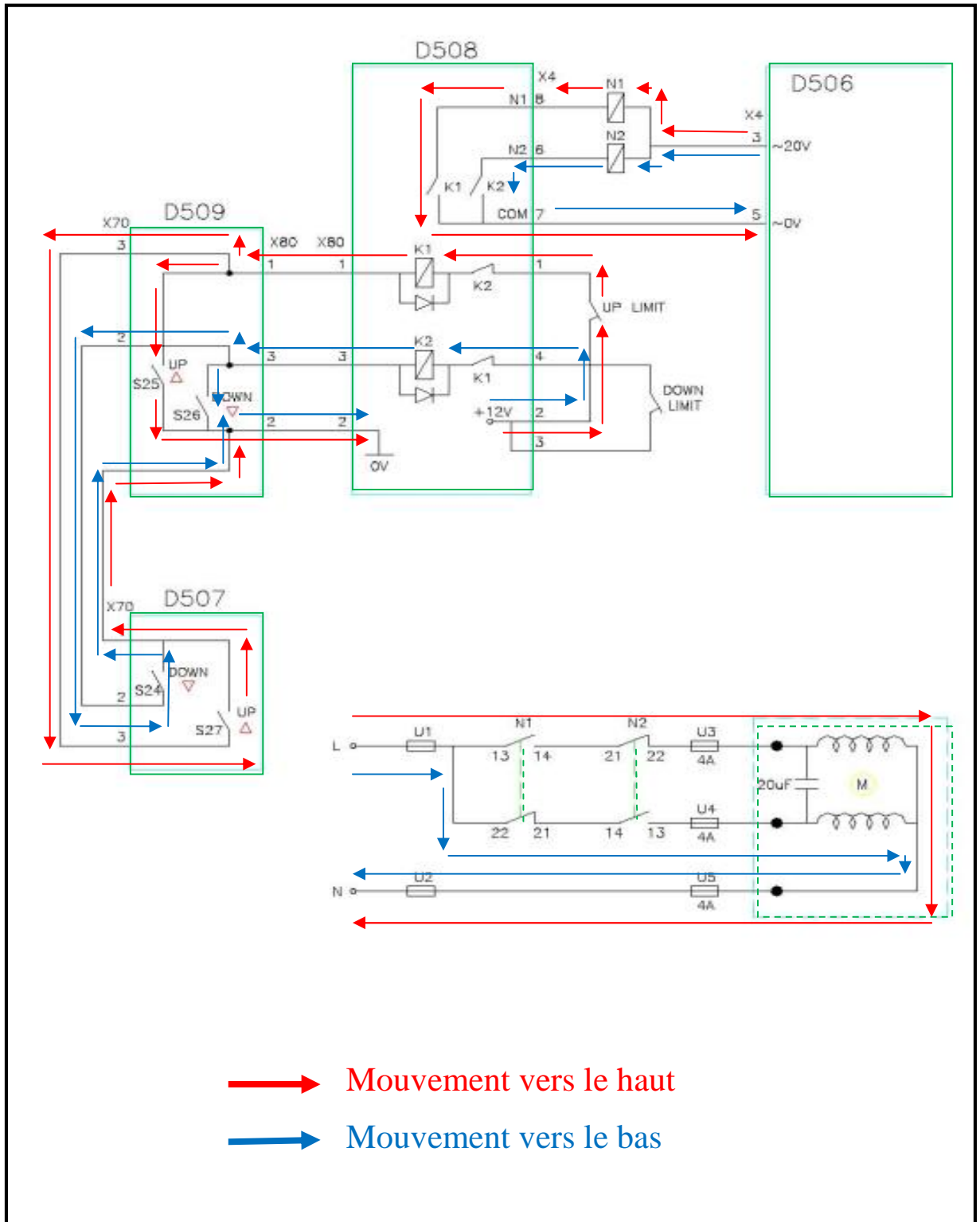


Fig. 2.22 La carte de contrôle du moteur.

**C) L'onduleur principal**

La tension emmagasinée dans le condensateur est transmise via le transformateur HT (haute tension). Cette fonction se déroule en deux phases :

**La 1<sup>ière</sup> étape :**

Les Transistors T1, T3 sont passants(ON) et T2, T4 sont bloqués (OFF) le courant circule dans le chemin de DC(+) ,3-1de IG1, A3, U/V, C4, L2, A2, 1-2de IG2 vers DC(-).Après 64 micro-sec l'impulsion qui permet la conduction est éteint et les IGBT sont bloqués, le condensateur C4 est chargé avec une tension supérieur a celle du condensateur et déchargé via les diodes de roue libre en antiparallèle a les IGBT

**La 2<sup>ième</sup> étape :**

Les Transistors T2, T4 sont passants(ON) et T1, T3 sont bloqués (OFF) le chemin de DC(+) ,3-1de IG2, A2, L2, C4, U/V, A3, 1-2de IG1 vers DC(-).Après 64 micro-sec l'impulsion qui permet la conduction est éteint et les IGBT sont bloqués, le condensateur C4 est chargé avec une tension supérieur a celle du condensateur et déchargé via les diodes de roulibre en antiparallèle a les IGBT.

Les impulsions de tir ont une fréquence maximale de 9,2 kHz  $\pm$  0.3kHz. La présence de la tension DC est indiquée par LED V1 sur D61. [17]

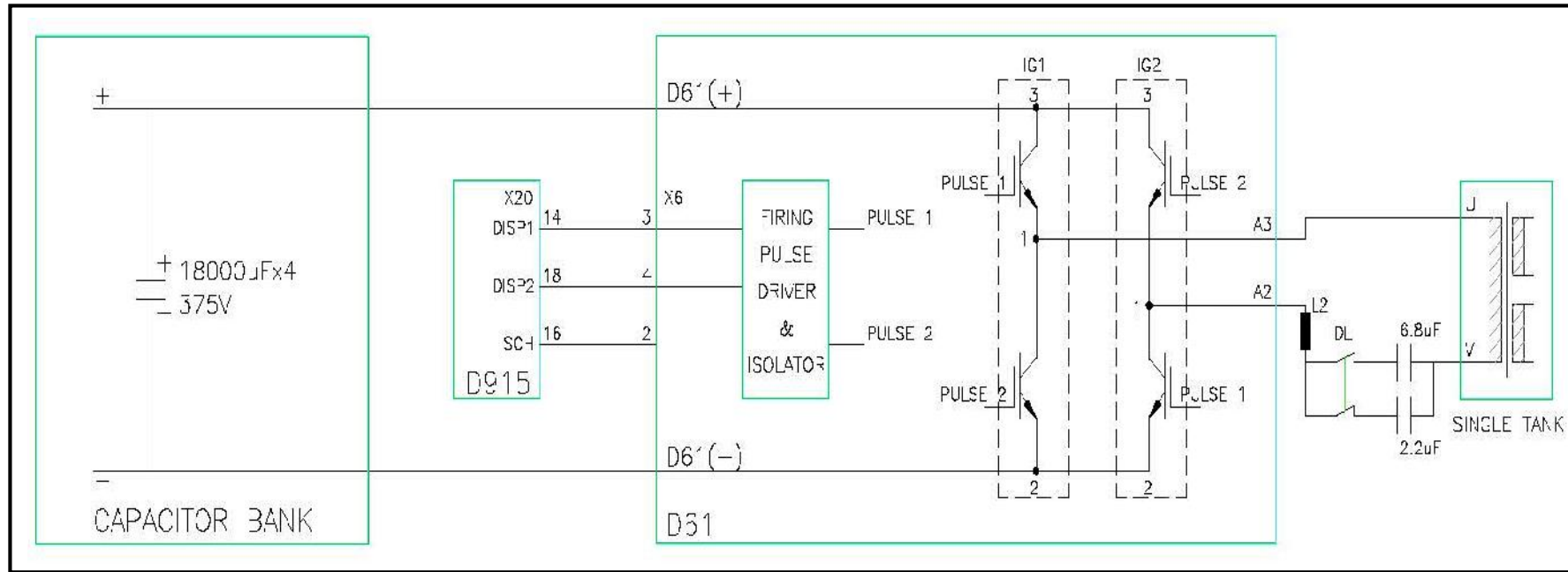
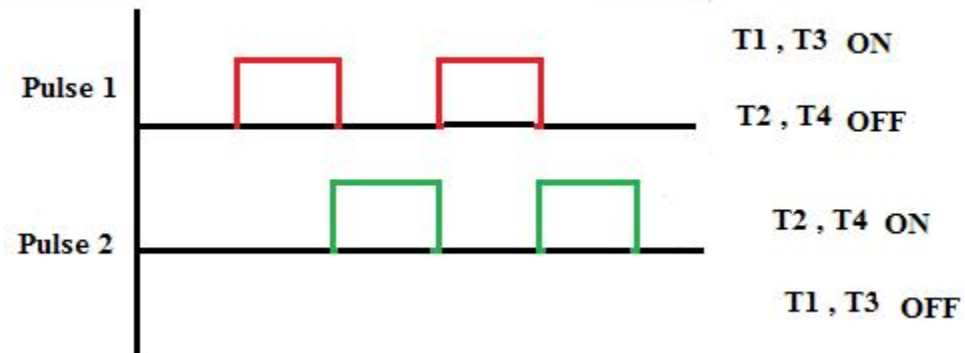
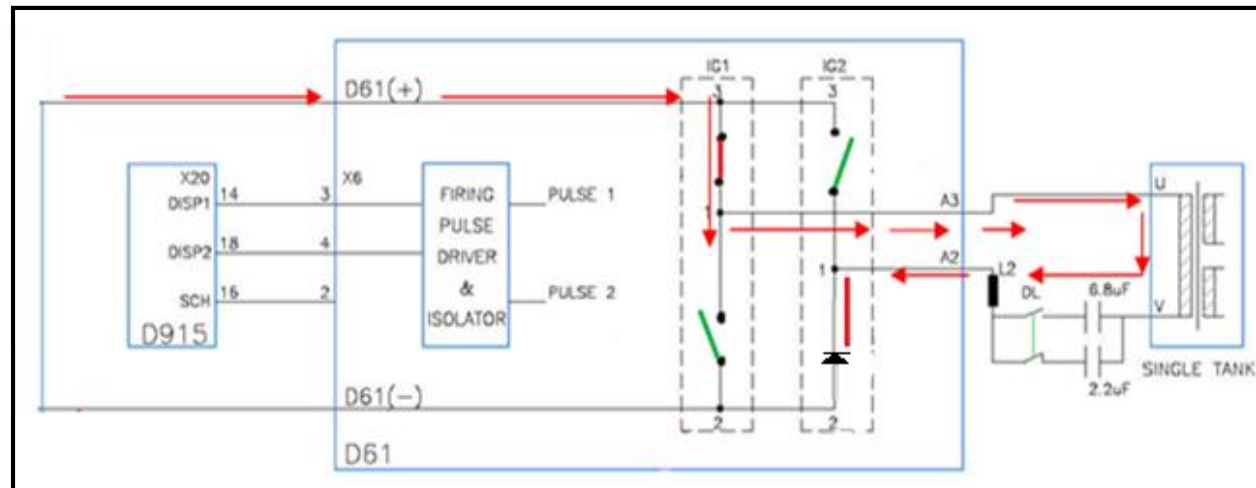
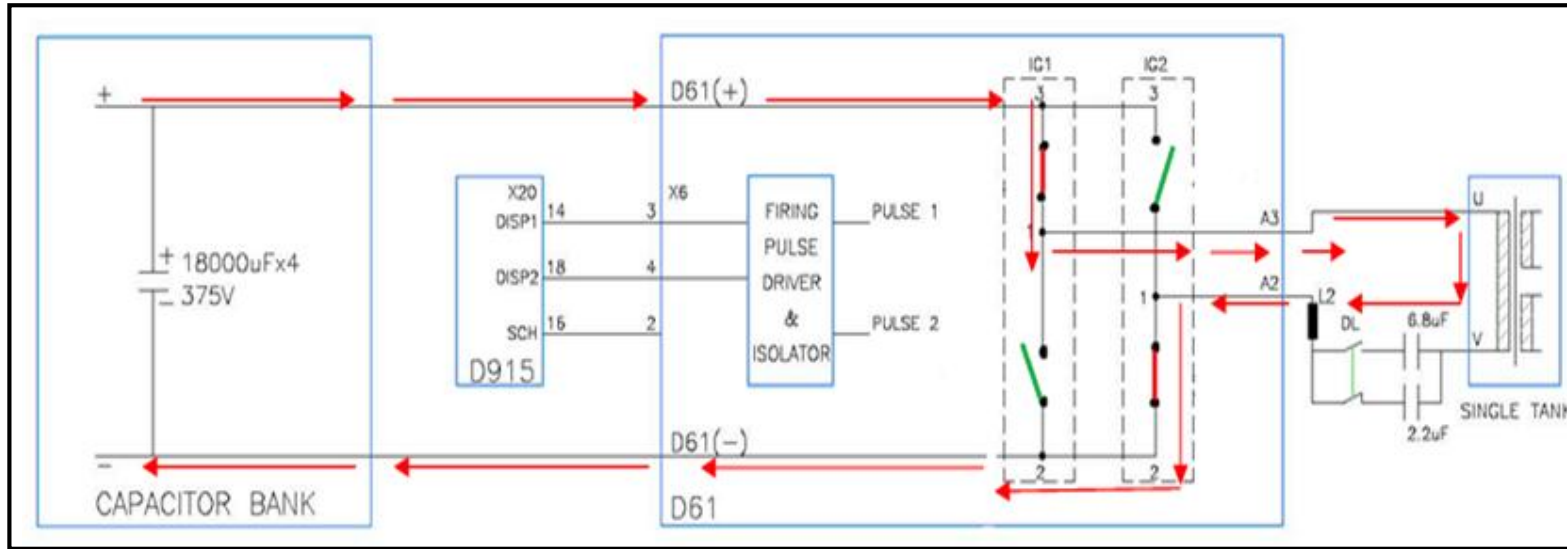


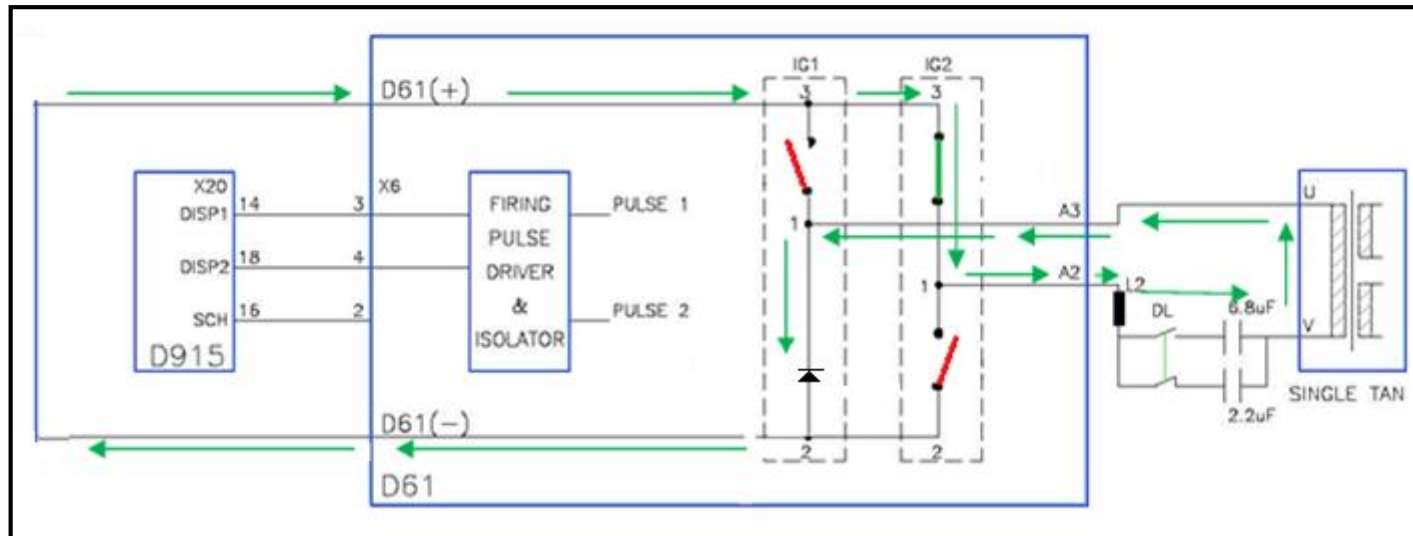
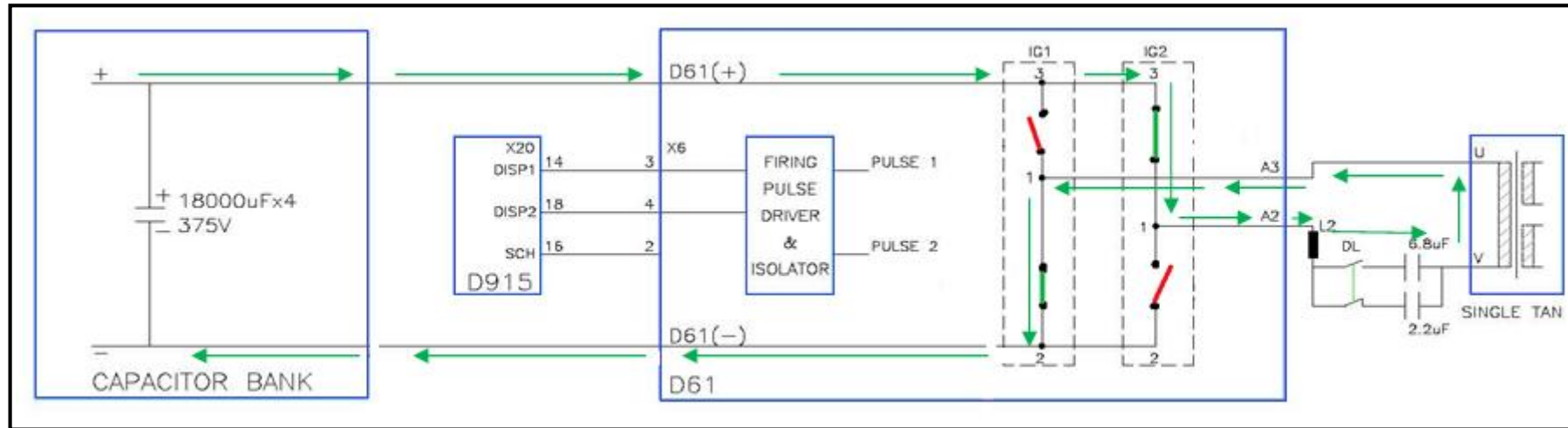
Fig. 2.23 Carte d'onduleur principal.



La 1<sup>ière</sup> étape



La 2<sup>ème</sup> étape



**D) Régulation des Kilos Volts**

Le signal d'erreur qui est élaboré à partir du générateur en valeur réelle (kV<sub>ist</sub>) est comparé à la valeur de la consigne (kV<sub>soll</sub>) celle qui est introduite au régulateur proportionnel intégral (P-I). La différence entre la valeur kV<sub>ist</sub> et kV<sub>soll</sub> vont être amplifiées pour produire un signal d'erreur, la diode zéner V12 limite la tension de sortie maximale d'amplificateur d'erreur à 10V.

La sortie d'amplificateur d'erreur alimente la boucle de verrouillage de phase(PLL) IC J3 qui est utilisé comme convertisseur tension-fréquence et la tension de sortie en J10 produit une fréquence équivalente REG (fréquence de tir maximale de l'onduleur principal) à la sortie de J3, pour 10V la valeur maximum de fréquence de chauffage de filament approximative à 9.5 kHz.

Le contrôleur automatique de gain (VCO) J3 est un convertisseur tension –fréquence est activé par un faible signal INH2 fourni par le microcontrôleur J31 à J23 par le potentiomètre P4.1, le J3 est activé par des résultats INH2 et J3 dans un tir fréquence des principales onduleurs Thyristors, d'entraîner kV réelle en conformité avec la valeur requise.



**E) Circuit du filament**

Le circuit permet la sélection entre le petit ou grand foyer.

**1-Pour le petit foyer :**

Une alimentation du 15 V alimente la carte D506 du circuit SMPS cette tension sera redressée et filtrée, un ordre de fermeture de Switch électronique et l'activation de l'optocoupleur viens du CPU alimente la LED du témoin qui va permettre la saturation de transistor et donc le passage du courant au tube via la connexion X1.3 a travers le Switch DL (31-32) pour alimenter le filament.

Le retour de l'information passe par la connexion X2.4 traversant sur les driver 1 / 2 (sommeation et intégration) sous signal alternatif qui va convertir en valeur efficace continue pour retournée au CPU via AN2

**2-Pour le grand foyer :**

Une alimentation du 24 V alimente la carte D506 du circuit SMPS cette tension sera redressée et filtrée un ordre de fermeture de Switch électronique et l'activation de l'optocoupleur viens du CPU alimente la LED du témoin qui va permettre la saturation de transistor et donc le passage du courant au tube via la connexion X1.3 a travers le Switch DL (43-44) pour alimenter le filament.

Le retour de l'information passe par la connexion X2.4 traversant sur les driver 1 / 2 (sommeation et intégration) sous signal qui va convertir en valeur efficace continue pour retournée au CPU via AN2. [19]

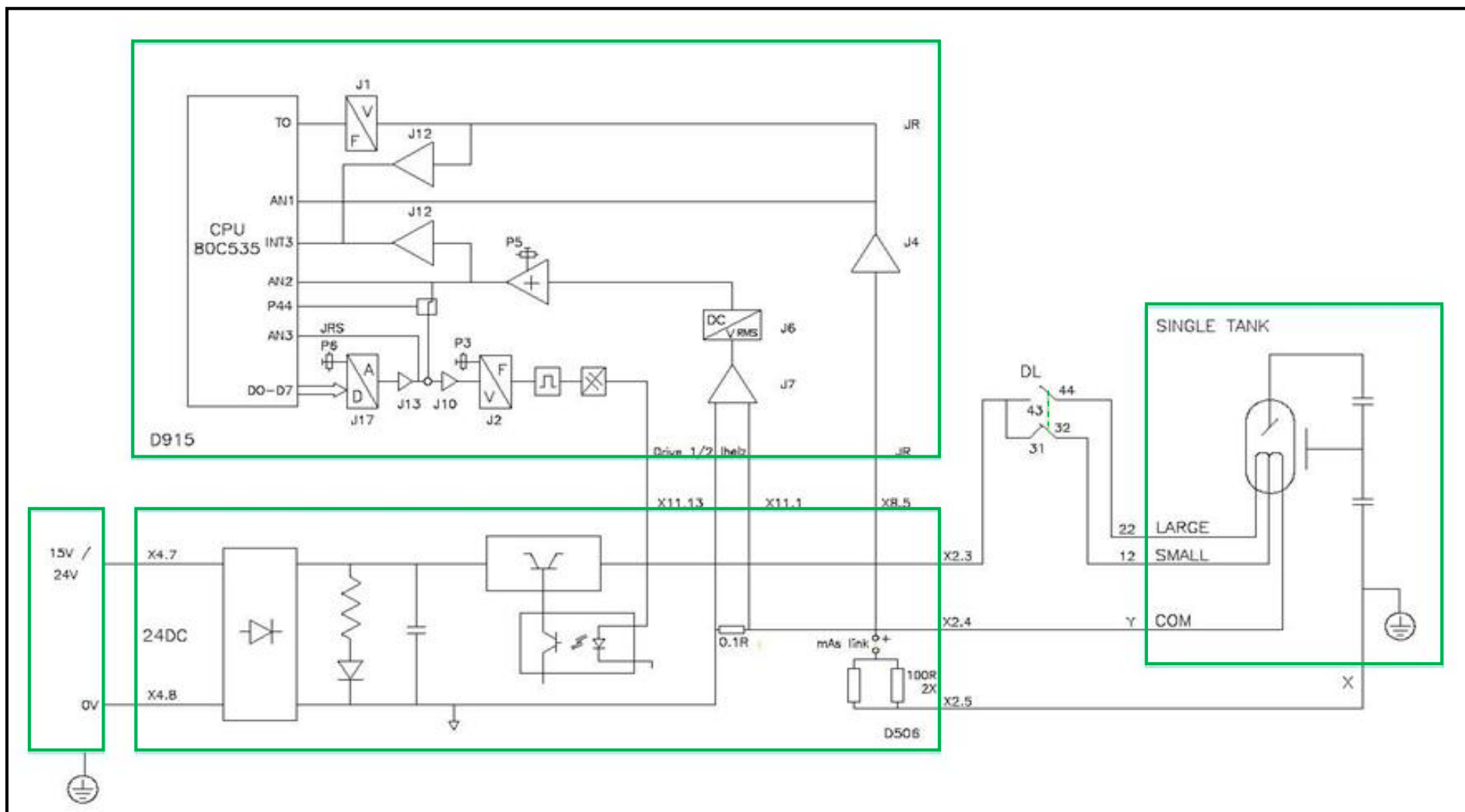


Fig. 2.25 Carte de circuit du filament.

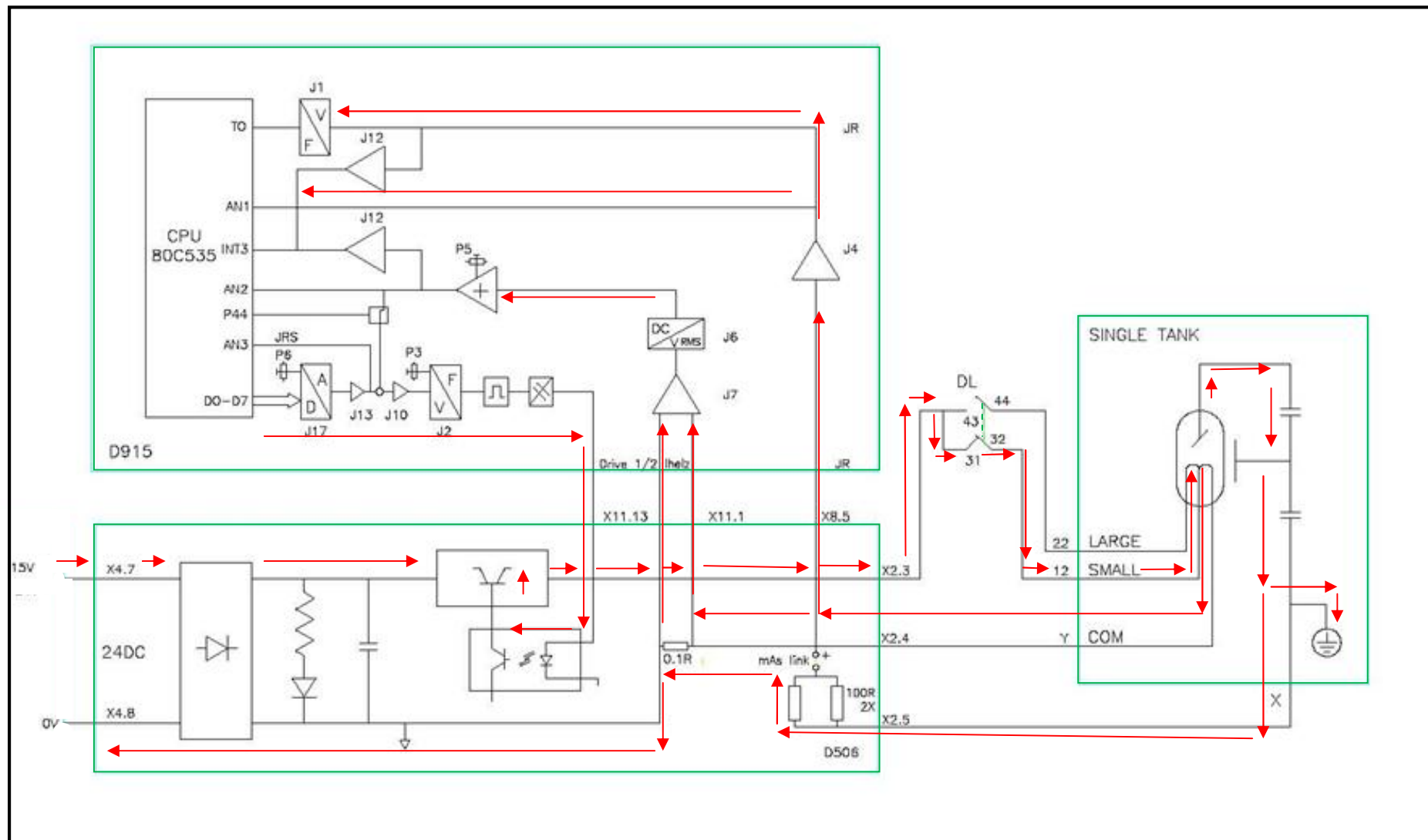


Fig. 2.26 Carte de circuit du filament (c'est le petit foyer qui est sélectionné).

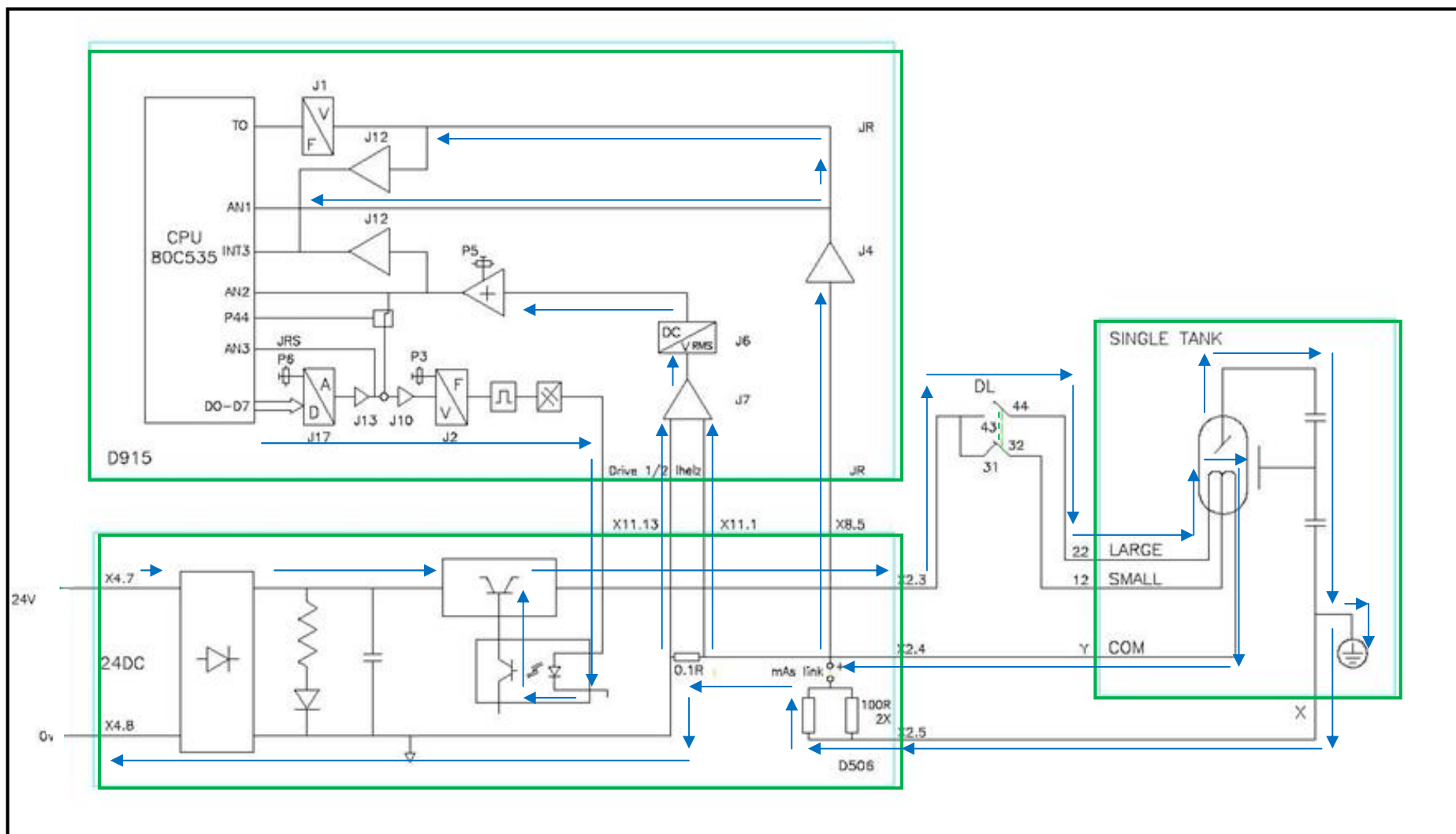


Fig. 2.27 Carte de circuit du filament (c'est le grand foyer qui est sélectionné).

### II.2.4 Avantages et inconvénients de la radioscopie

#### II.2.4.1 Les avantages

- Stockage et traitement des images (cadencées ou dynamiques)
- Rapidité d'exécution / confort du patient
- Plus grande ergonomie (pas de manipulation de cassettes)
- Gain de temps
- Dosimétrie diminuée, donc radioprotection améliorée (bloc opératoire, interventionnel)

#### II.2.4.2 Les inconvénients

- Coût élevé de la caméra.
- Limitation de la dimension des structures radiographiées par le diamètre de l'ampli 22 cm ou rarement 30 cm. Un estomac peut difficilement être vu en entier, jamais un œsophage ou un arbre urinaire entier.
- La résolution spatiale : relativement faible comparée aux autres technologies d'imagerie.

### II.3 Radioprotection

L'amplificateur de brillance est un appareil qui utilise des rayons x, rayonnement ionisants qu'ont un effet néfaste sur les cellules vivantes et particulièrement sur L'ADN, ils peuvent ainsi induire des modifications ou ruptures de la chaîne d'ADN.

La radioprotection représente les moyens utilisés pour se protéger contre les rayonnements ionisants, elle est fondée sur trois principes, liés à la source et quelle que soit la situation, sont :

- **La justification**

Les sources de rayonnements ionisants ne doivent pas être utilisées s'il existe d'autres alternatives (par exemple, pas de radiographie si des résultats similaires sont obtenus avec une échographie) de plus, les sources radioactives sont maintenant strictement interdites dans les produits de la vie courante (mais certains anciens détecteurs de fumée, certains anciens paratonnerres peuvent en contenir).

## Chapitre 2 : Description et fonctionnement de l'appareil

---

Dans le cas des analyses médicales, c'est au médecin de faire la balance entre le bénéfice et le risque, le bénéfice que le patient retire de l'examen doit être supérieur au risque radiologique.

- **l'optimisation**

C'est la recherche de l'exposition minimum nécessaire, elle correspond au principe « ALARA » (As Low As Reasonably Achievable).

- **la limitation**

Il existe des limites annuelles d'exposition à ne pas dépasser : elles sont les plus basses possible, afin d'éviter l'apparition d'effets stochastiques. Chaque pays définit des limites réglementaires en fonction des recommandations de la Commission internationale de protection radiologique (CIPR). [18]

## II.4 Conclusion

L'amplificateur de luminance reste encore pour longtemps irremplaçable pour suivre en scopie directe des phénomènes mobiles, pour centrer des régions anatomiques et obtenir rapidement des images d'incidence parfaite. Il est l'une des voies obligatoires de l'imagerie médicale.

# Chapitre III

## Contrôle et maintenance de l'appareil de radiologie (Siemens Mulimobil 5C)

### III.1 Préambule

Pour assurer le bon fonctionnement de n'importe quel appareil, il faut d'abord aborder le côté maintenance qui a une grande importance dans le bagage d'un ingénieur de la maintenance biomédicale.

### III.2 Définition de la maintenance

D'après l'AFNOR (NF X 60-010) : « la maintenance est l'ensemble des actions permettant de maintenir ou de rétablir un bien dans un état spécifié ou en mesure d'assurer un service déterminé ». En tant que ingénieur de la maintenance, maintenir, c'est donc effectuer des opérations (dépannage, réparation, graissage, contrôle, etc.) qui permettent de conserver le potentiel de tout matériel avec efficacité et en qualité. [20]

#### III.2.1 Maintenance préventive

La maintenance préventive se base sur l'ensemble des contrôles, visites et interventions pour réduire les défaillances ou les dégradations d'un bien.

Elle comprend :

- Les contrôles ou visites systématiques
- Les expertises, les actions et les remplacements effectués à la suite de contrôles ou de visites.
- Les remplacements systématiques

#### III.2.2 Maintenance corrective

C'est l'ensemble des opérations de maintenance effectuées après défaillance.

Le diagramme ci-après représente les différents types de la maintenance :

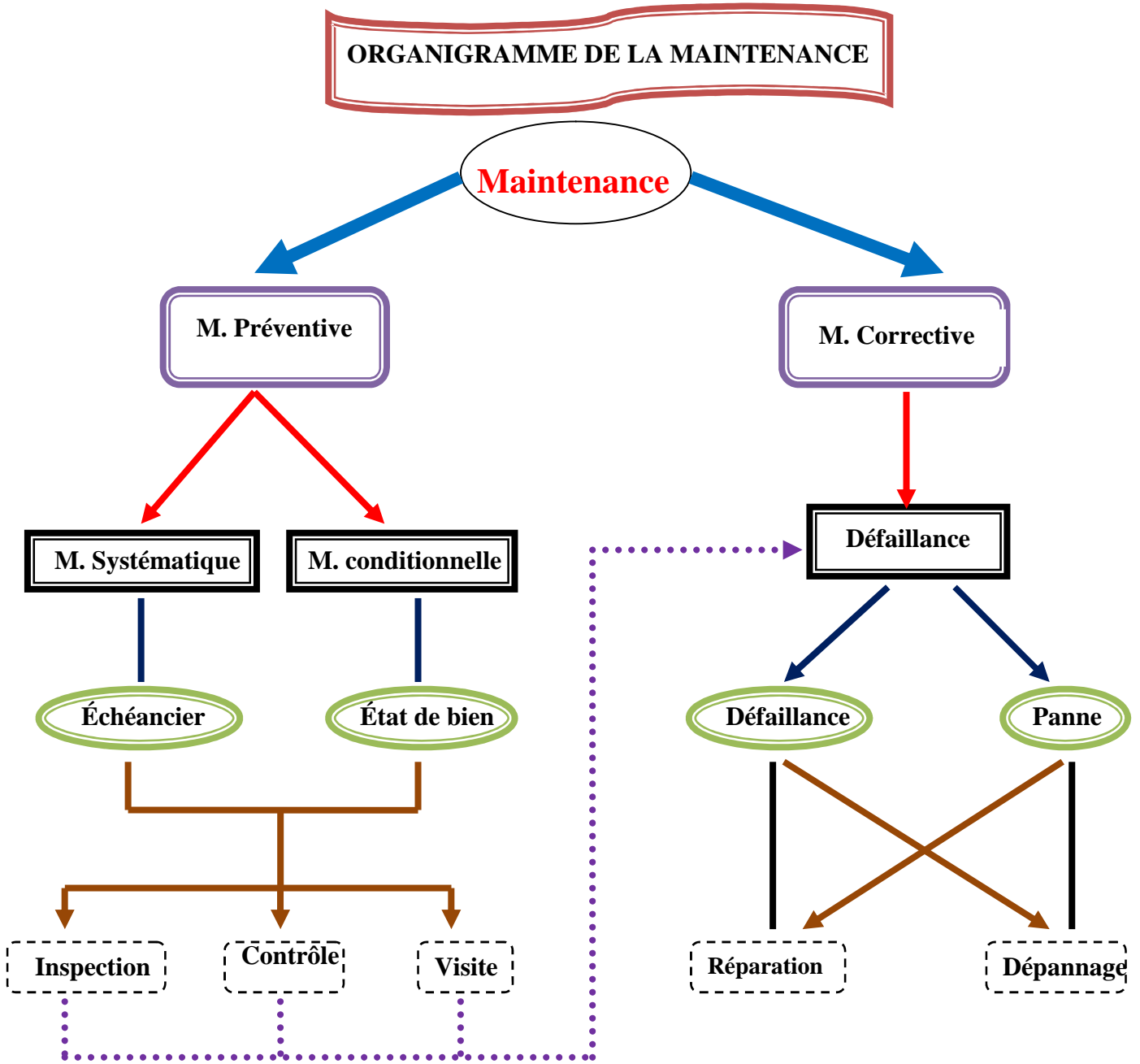


Fig. 3.1 L'organigramme de la maintenance.

### **III.3 Niveau de la maintenance**

#### **➤ Niveau 1**

Action simple nécessaire à l'exploitation et réalisée sur des éléments facilement accessibles en toute sécurité à l'aide d'équipements de soutien intégrés au bien.

Ce type d'opération peut être effectué par l'utilisateur du bien ou bien avec le cas échéant les équipements de soutien intégrés au bien et l'aide des instructions d'utilisation

#### **➤ Niveau 2**

Action qui nécessite des procédures simples et/ou des équipements de soutien (intégrés ou bien extérieurs) d'utilisation ou de mise en œuvre simple.

Ce type de maintenance est effectué par du personnel qualifié avec procédures détaillées et les équipements de soutien définis dans les instructions de maintenance.

Un personnel est qualifié lorsqu'il a reçu une formation lui permettant de travailler en sécurité sur un bien présentant certains risques potentiels et est reconnu apte pour l'exécution des travaux qui lui sont confiés compte tenu de ses connaissances ou aptitudes

#### **➤ Niveau 3**

Opérations qui nécessitent des procédures complexes et/ou des équipements de soutien portatifs, d'utilisation ou de mise en œuvre complexes.

Ce type d'opération de maintenance ne peut être effectué que par un technicien qualifié à l'aide de procédures détaillées et des équipements de soutien prévus dans les instructions de maintenance.

#### **➤ Niveau 4**

Opérations dont les procédures impliquent la maîtrise d'une technique ou technologie particulière et/ou la mise en œuvre d'équipements de soutien spécialisés. Ce type d'opération de maintenance est effectué par un technicien ou une équipe spécialisée à l'aide d'instruction de maintenance générale ou particulière.

#### **➤ Niveau 5**

Opération dont les procédures impliquent un savoir faire faisant appel à des techniques ou technologies particulières et des processus et/ou des équipements de soutien industriels.

Par définition ce type d'opération de maintenance est effectué par le fabricant ou par un service ou société spécialisée avec des équipements de soutiens définis par le constructeur et donc proches de la fabrication du matériel concerné. [20]

**III.4 Maintenance préventive de l'amplificateur de brillance Siemens Multimobil 5C**

II est obligé au personnel ayant réalisé l'installation et à l'utilisateur de vérifier que toutes les mesures de sécurité relatives à l'exploitation et à l'installation de l'unité sont respectées.

L'état des dispositifs de sécurité de l'appareil doit être vérifié au moins une fois par an ou chaque fois que le souhaite l'utilisateur, l'intervalle entre les vérifications ne devant pas dépasser une année.

**III.4.1 Contrôles et tests**

Avant d'utiliser l'équipement pour un examen médical, l'utilisateur doit vérifier que tous les dispositifs de sécurité fonctionnent correctement et que le Multimobil 5C est prêt à être exploité. Une attention particulière doit être accordée au contrôle des affichages et lampes témoins (inspection visuelle). On utilise la liste de vérification résumée dans le tableau ci-dessous pour procéder aux contrôles et essais. [20]

Type de contrôle	Actions de la maintenance
<b>Contrôles quotidiens</b>	<p><b>-Avant utilisation :</b> L'utilisateur doit vérifier que tous les dispositifs liés à la sécurité fonctionnent et que le système est prêt à être exploité.</p> <p>À vérifier :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- le cordon d'alimentation. La non utilisation de l'appareil si le cordon d'alimentation est endommagé.</li> <li>- La connexion électrique supplémentaire entre le système et un point d'égalisation potentielle, par exemple la table, doit être établie avant l'examen.</li> <li>- tous les mouvements mécaniques de l'appareil.</li> <li>- Tous les mécanismes de verrouillage de l'appareil.</li> <li>-Les freins à pied, la direction de l'appareil et le mouvement du chariot de l'écran fonctionnent correctement.</li> <li>-; L'ancrage du logement dans l'unité II et dans le générateur monobloc.</li> </ul> <p>Mise en marche du système</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- que les indicateurs de rayonnement fonctionnent correctement, que tous les indicateurs sonores/visuels fonctionnent correctement.</li> <li>- que tous les modes d'exploitation fonctionnent correctement.</li> <li>- Déplacement de la colonne-support.</li> <li>- Contrôle du dosage automatique.</li> </ul>

	<p><b>-Pendant l'exploitation :</b> Points à vérifier :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- positionnement de l'unité.</li> <li>- Lorsque on déplace le système, il faut dégager tous les obstacles au sol pouvant bloquer les roues (des déflecteurs de câble sont fournis).</li> <li>- l'indicateur d'exposition et le signal sonore pendant la radiographie et la fluoroscopie.</li> <li>- Vérification de bon fonctionnement de tous les freins.</li> <li>- Vérification de la lisibilité des étiquettes telles que décrites dans la section</li> </ul>
<p><b>Contrôle semestriels (Contrôle des performances)</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vérification de l'équilibre de l'arc dans toutes les positions nécessaires.</li> <li>• Procédure d'essai sur la radiographie à 60 kV, 10 mAs.</li> <li>• Vérification des diodes d'indication de rayonnement et l'indicateur sonore sous forme de buzzer.</li> <li>• Vérification et le réglage du dosage automatique.       <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Fermeture du collimateur et couverture du générateur monobloc avec un tablier en plomb à plusieurs feuilles et on active la fluoroscopie en mode ADR. Utilisation une tension (kV) et une intensité (mA) maximales.</li> <li>2. Ouverture de collimateur, dégagement de tous les objets de la trajectoire du faisceau à rayons X et enclenchement de la fluoroscopie en mode ADR, on utilise une tension (kV) et une intensité (mA) minimales.</li> </ol> <p>Vérification de la fonction d'intensification de l'image, y compris les fonctions de la caméra.</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>a) LIH (Last Image Hold)</li> <li>b) Zoom In / Out</li> <li>c) Image Reversal (Horizontalement)</li> <li>d) Image Reversal (Verticalement)</li> <li>e) Memory Sélection</li> <li>f) Image Transfer</li> </ol> </li> </ul>

	<p>g) Image rotation clockwise.</p> <p>h) Image rotation Counter Clockwise.</p>
<b>Controls annuals</b>	<p>Les tests suivants doivent être exécutés annuellement. Le service après-vente (SAV) est pris en charge par Siemens pendant un an. Ensuite, des contrats de maintenance annuels très avantageux sont proposés.</p> <p>a) Vérification des valeurs de calibrage.</p> <p>b) Vérification de la résistance d'isolation de l'équipement.</p> <p>c) Vérification des pièces sujettes à l'usure.</p> <p><b>- Contrôles avant la mise en service après une période de non utilisation Prolongée :</b> Lorsqu'on réutilise l'appareil après une période de non-utilisation supérieure ou égale à 6 mois on respecte les procédures suivantes :</p> <p><b>* Formation des condensateurs</b></p> <p>On Contacte le service après-vente autorisé pour la formation des condensateurs.</p> <p><b>* Préparation de l'amplificateur de brillance.</b></p> <p>Le maintien de l'appareil allumé pendant environ 30 minutes avant la génération de rayons X.</p>
<b>Contrôles avant le transport</b>	<p>Contrôle fonctionnel des freins. Verrouillage du frein. Le déplacement du Multimobil 5C à la simple force de la main doit être impossible. En forçant, un léger glissement est acceptable.</p>

[Service manual version 5.0 copyright © siemens ltd. med india]

**III.5 Maintenance corrective de l'amplificateur de brillance Multimobil 5C**

Toutes les fonctions du système sont automatiquement vérifiées chaque fois qu'il est mis sous tension. Pendant le fonctionnement habituel, le système est constamment contrôlé. Une manipulation, un fonctionnement incorrect ou toute défaillance du Multimobil 5C entraîne l'affichage d'un message d'erreur. Si une erreur se produit, le système se bloque et un message d'erreur apparaît au niveau de la console de commande. Le tableau suivant indique les codes et les messages d'erreur. [20]

Erreurs d'initialisation		
Codes	Désignation	Procédures
<b>E 90</b>	<b>EPROM en panne</b>	La somme de contrôle de la mémoire EPROM est enregistrée. Pendant l'autodiagnostic, le logiciel calcule la somme de contrôle et la compare avec celle enregistrée
<b>E 96</b>	<b>La panne en kVsoll</b>	Pendant l'autodiagnostic, le logiciel transmet des données au convertisseur numérique-analogique (B). La tension en sortie du convertisseur est lue par le $\mu$ C. La valeur affichée doit se trouver dans la plage de tolérance.
<b>E 97</b>	<b>La panne en kVsoll</b>	Pendant l'autodiagnostic, le logiciel transmet des données au convertisseur numérique-analogique (A). La tension en sortie du convertisseur est lue par le $\mu$ C. La valeur affichée doit se trouver dans la plage de tolérance;
<b>E 99</b>	<b>Last Reset by watchdog Timer</b>	La minuterie de chien de garde intégrée (WDT) doit être réinitialisée dans les 65 ms

Erreurs de veille		
Codes	Désignation	Procédures
<b>E02</b>	<b>Erreur en DC offert</b>	L'alimentation de la source en courant continu constant doit être appelée par l' $\mu$ C via le port analogique. La valeur affichée doit se trouver dans la plage de tolérance.
<b>E03</b>	<b>Iheiz &lt; Istby</b>	La valeur de courant de veille du filament doit se trouver dans la plage de tolérance.
<b>E04</b>	<b>Iheiz &gt; Istby</b>	La valeur maximale de courant de veille permis doit se trouver dans la plage de tolérance.
<b>E05</b>	<b>kVist <math>\neq</math> 0</b>	kVist est lu par l' $\mu$ C par le biais du port analogique. Pendant la veille, cette valeur doit être égale à zéro.
<b>E06</b>	<b>JR <math>\neq</math> 0</b>	JR est lu par l' $\mu$ C par le biais du port analogique. Pendant la veille, cette valeur doit être égale à zéro.
<b>E33</b>	<b>Onduleur principal est court-circuite</b>	En mode veille, cette erreur s'active si le pilote de l'inverseur principal (câble) est débranché.

Erreurs d'exposition		
Codes	Désignation	Procédures
<b>E11</b>	<b>Onduleur principal est court-circuite</b>	Cette erreur doit s'afficher lorsqu'un court-circuit est détecté par les pilotes de l'inverseur principal.
<b>E12</b>	<b>kVist &gt; kVmax</b>	La PkV doit être contrôlée pour Max.kV. Si la valeur réelle de kV est supérieure, l'erreur s'affiche.
<b>E13</b>	<b>Iheiz &gt; Imax OU JR &gt; Jrmax</b>	Valeur maximum de Iheiz au-dessus de laquelle l'erreur s'affiche. Valeur maximum de mAist au-dessus de laquelle l'erreur s'affiche.
<b>E14</b>	<b>kVist &lt; kVsoll</b>	kVist est continuellement appelée pendant l'exposition. Cette valeur doit être supérieure à 85 % de kVthéo.
<b>E15</b>	<b>JR &lt; JRS</b>	JR est continuellement appelée pendant l'exposition. Cette valeur doit être supérieure à 50 % de JRS.
<b>E17</b>	<b>Backup Timer</b>	Cette erreur s'affiche si le moyen normal d'interruption de l'exposition échoue et si l'exposition est arrêtée par la minuterie de secours.

<b>E18</b>	<b>Prématuré Exposure Termination</b>	Cette erreur s'affiche si le bouton de relâchement de l'exposition est relâché avant l'interruption de l'exposition par l'intégrateur mAs.
<b>E22</b>	<b>Temps de préparation maximum</b>	Cette erreur est affichée si le premier écran est maintenu plus de 15 secondes
<b>E51</b>	<b>KVist &lt; kVsoll (fluoro)</b>	Identique au code 14. Cette erreur s'affiche uniquement au cours d'une radioscopie.
<b>E52</b>	<b>JR &lt; JRS (fluoro)</b>	Identique au code 14. Cette erreur s'affiche uniquement au cours d'une radioscopie.

[Service manual version 5.0 copyright © siemens ltd. med india]

Les messages d'erreur 12, 18 et 22 sont des messages temporaires. Ils servent à prévenir l'opérateur qu'une utilisation ultérieure du système peut entraîner une exposition au rayonnement superflue pour le patient et l'opérateur. Les messages d'erreur temporaires peuvent être supprimés en appuyant sur n'importe quelle touche du système de base (à l'exception de la colonne et de l'interrupteur de marche / arrêt).

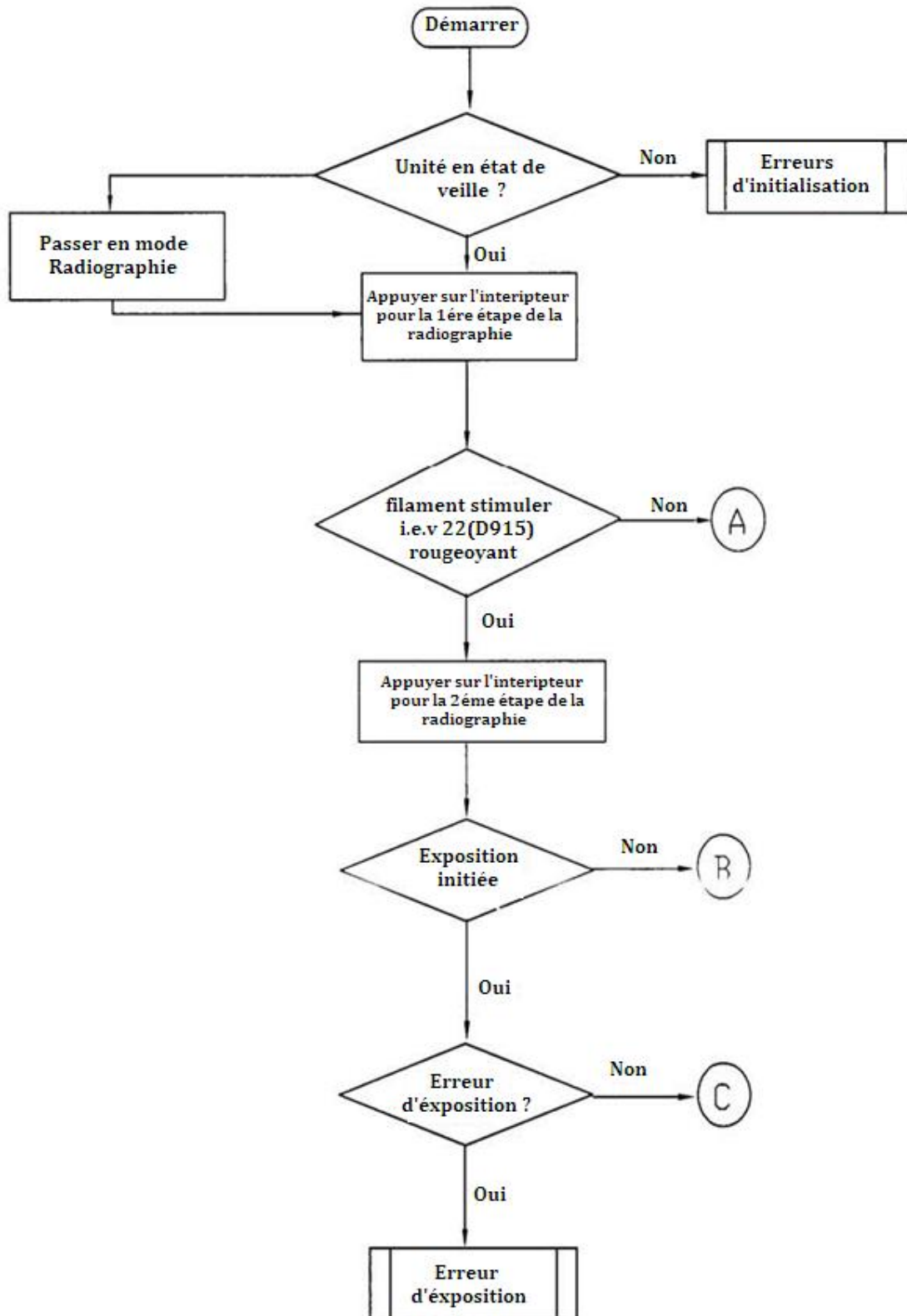
Si l'erreur se répète plusieurs fois, on doit éteindre le système et on signale le problème au service clientèle. On dispose les informations suivantes :

- Code d'erreur
- Mode de fonctionnement sélectionné
- Le rayonnement était-il activé lorsque l'erreur s'est produite ?
- L'erreur est-elle liée à un processus de fonctionnement ?
- Lorsque ces messages sont affichés, le rayonnement ne peut être activé qu'après réinitialisation des erreurs. [20]

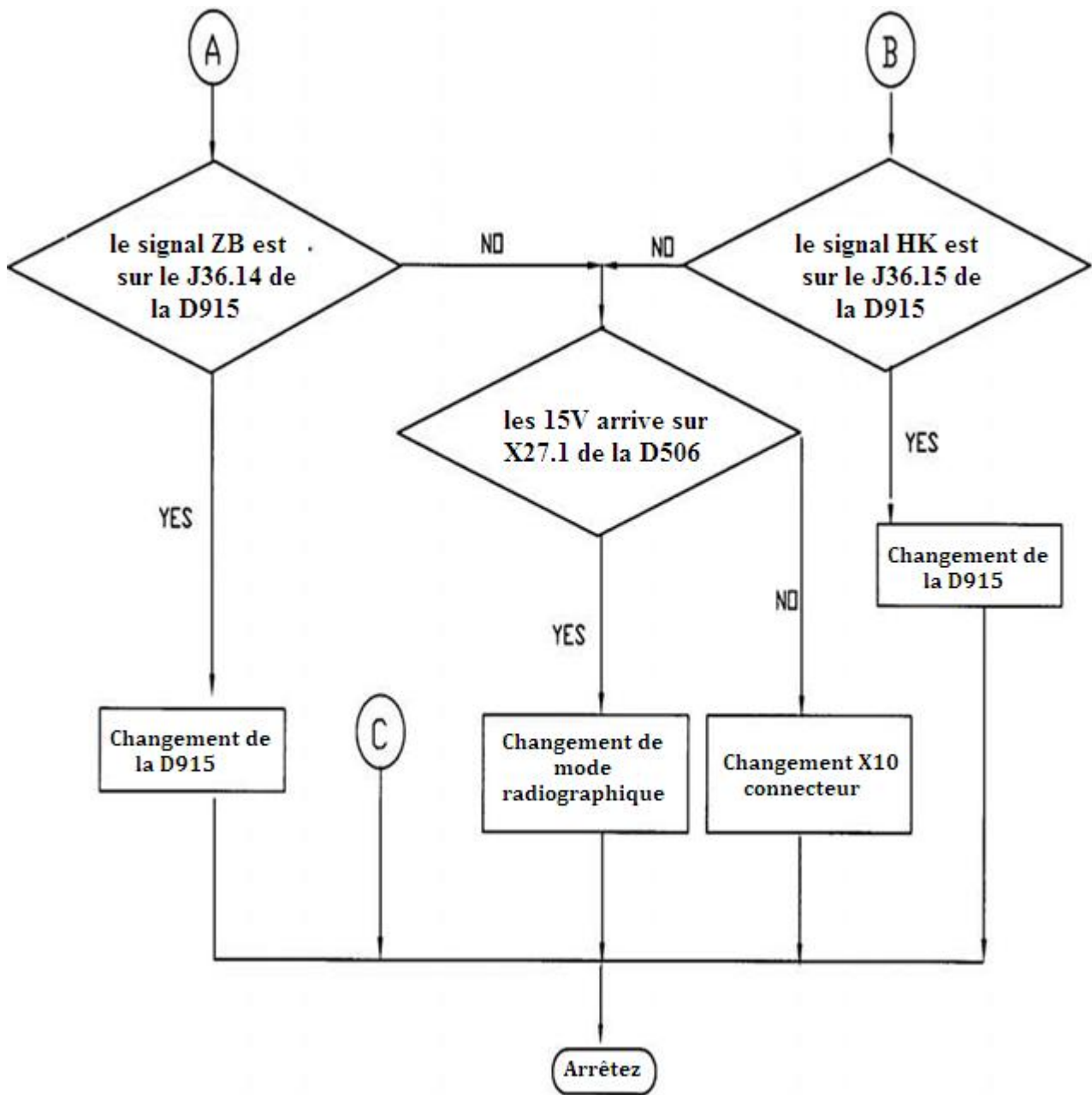
III.5.1 Exemples de code d'erreur

III.5.1.1 Erreur de mode radiographie

Cet organigramme présente les différentes étapes à suivre si on aura une erreur au niveau de l'appareil concernant le mode radiographie.



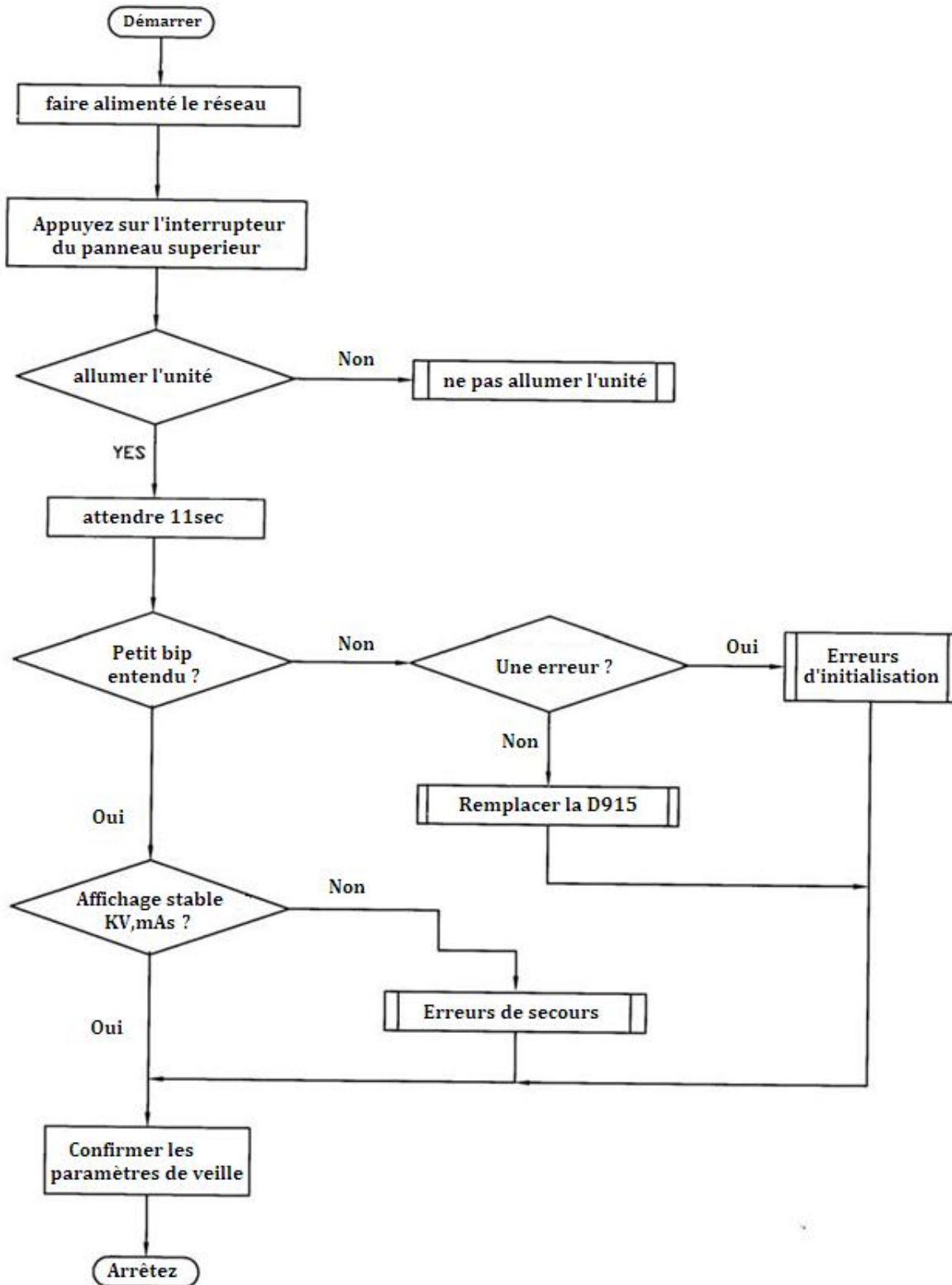
La suite....



[Service manual version 5.0 copyright © siemens ltd. med india]

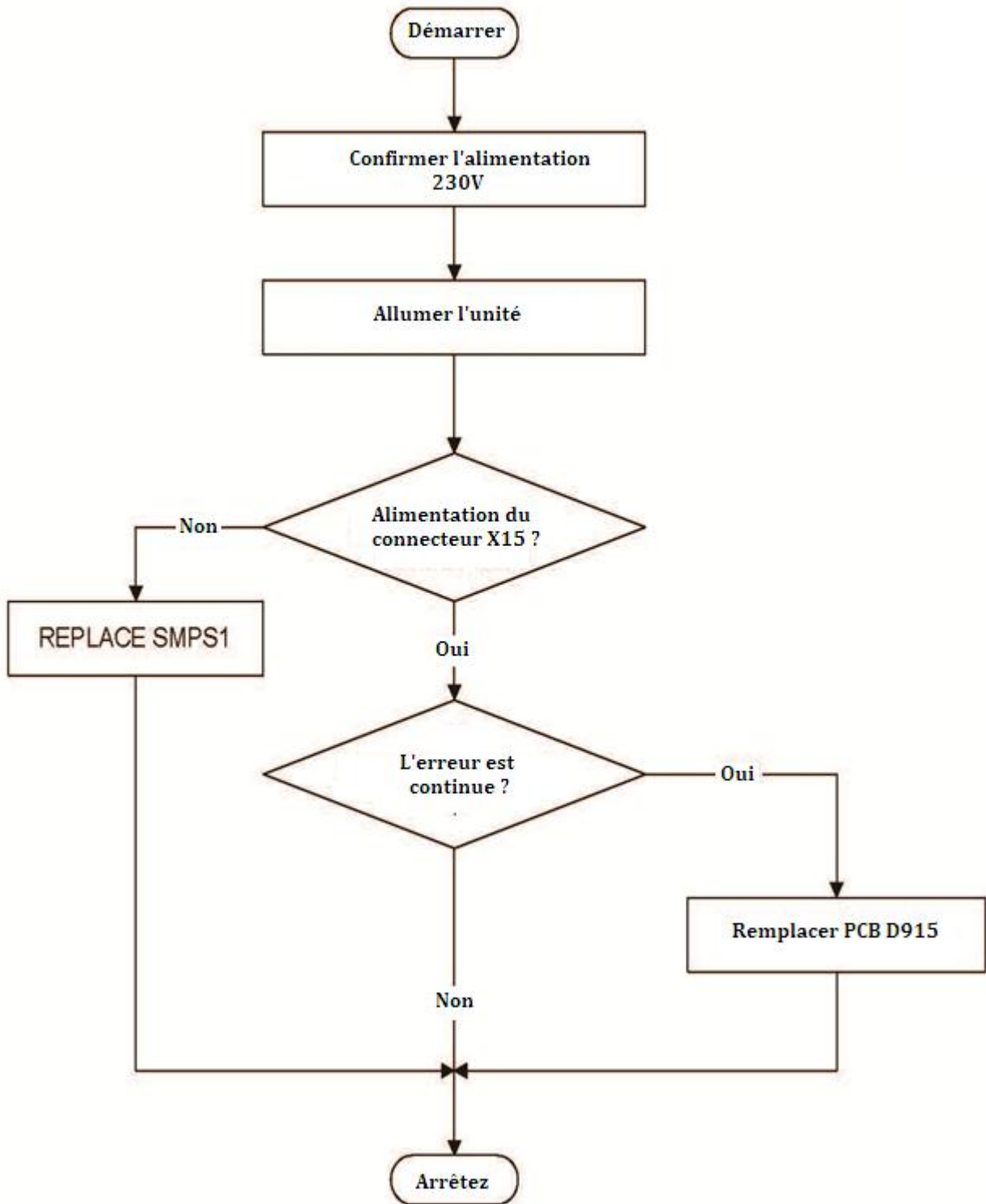
III.5.1.2 Erreur de mise en veille

Cet organigramme présente les différentes étapes à suivre si on aura une erreur au niveau de l'appareil concernant le mode de mise en veille.



III.5.1.3 Erreur d'exposition

Cet organigramme présente les différentes étapes à suivre si on aura une erreur au niveau de l'appareil concernant le l'exposition des rayons X.



[Service manual version 5.0 copyright © siemens ltd. med india]

**III.6 Conclusion:**

La maintenance de l'appareil assure un bon fonctionnement de ce dernier, et une durée de vie longue, cet appareil préserve sa précision et sa performance, et permet ainsi à l'utilisateur de prendre une décision exacte envers l'état du patient en s'appuyant sur des résultats précis.

## Conclusion générale

Étant donné le mode de vie du citoyen algérien, sa capacité financière l'oblige à suivre les soins dans des établissements publics.

Les centres hospitalo-universitaires en Algérie disposent d'un matériel dépassé c'est-à-dire une ancienne technologie du à son capacité d'équiper ses services de nouvelles technologies comme le font la plupart des pays développés ; et la surcharge d'utilisation de ce matériel contribue à son endurance de vie.

C'est pour cela que ces établissements devient disposer d'un service de maintenance qualifié ou chaque ingénieur devrait se spécialiser dans un domaine bien précis afin de pouvoir bien maintenir, entretenir et dans de rares cas améliorer dans la mesure du possible car c'est la vie du patient qui est en jeu.

Dans le cadre de notre formation, nous avons effectué un stage pratique au sein du CHU Mohamed NADIR de Tizi Ouzou pour appliquer nos connaissances théoriques acquises dans notre université Mouloud MAMMERI de TIZI OUZOU et pouvoir réaliser notre projet de fin d'étude.

D'après ce que nous avons étudié, on a pu sorti avec un petit résumé des cet étude:

- La connaissance d'équipement Amplificateur de brillance, notre choix est tombé sur un instrument d'une marque « Siemens Multimobil 5C »
- Comme on a pu distinguer entre les différentes parties et composants de cet appareil et leur bon fonctionnement.
- La maintenance préventive et corrective de l'amplificateur de brillance.
- l'excellente résolution en radioscopie HF permet une vision nette des images chirurgicales qui sont la finalité d'un bon examen.

L'importance, le volume et la complicité de cet équipement nous a pas permis d'étudier cet appareil entièrement, c'est pour cela notre étude est concentrée seulement sur les fonctions essentiels de ce dernier réalise.

En fin, nous espérons que ce travail trouvera son chemin afin d'enrichir les connaissances sur la radioscopie et sera une continuité de recherche sur l'équipement d'amplificateur de brillance.

## **A.1 Master Card PCB D915**

### **A.1.1 Alimentation**

Le 15, 0V, 15V et + 5V, 0V tensions sont obtenues à partir de la SMPS1 à travers le connecteur X15. La tension de référence pour le microcontrôleur (J31) est de 5V et il est généré par R119, C85, et J30.

### **A.1.2 Reset Génération**

Le signal RST est généré par IC J40 (MAX700: puissance moniteur d'approvisionnement avec réinitialisation) à l'allumage. Le commutateur SW2 permet également de réarmement manuel du système.

Sur actionnement SW2 ON, remise à zéro est généré par J40 qui est appliqué à la TVD de J31.

### **A.1.3 Opération Cristal**

Le cristal de quartz 12 MHz Pierce forment un oscillateur avec les deux condensateurs C93 et C95. La sortie de l'oscillateur est une onde sinusoïdale de 12 MHz qui est appliqué aux entrées XTAL1 et XTAL2 de J31 pour fournir synchronisations pour les opérations internes du microcontrôleur.

### **A.1.4 Microcontrôleur**

Les sorties de microcontrôleur J31 dé multiplexés inférieure bus d'adresse de commande et le bus de données sur le port «P0» et supérieur bus d'adresse de l'ordre sur le port «P2».

Le signal de commande RD, WR avec A8-A15 sont prévus à J28 (GAL) pour générer le signal de sélection de puce pour accéder aux différents périphériques.

Les PSENis signal d'état utilisé pour la lecture de programme externe stockée dans EPROM J32.

L'EA "LOW" permet d'accéder la mémoire de programme externe.

Les différents signaux de contrôle de diverses opérations de l'ensemble du système sont fournis par le contrôleur Micro sur ses ports P1, P3, P4 et P5.

Les entrées analogiques AN0 - AN6 sont utilisées pour surveiller les signaux analogiques.

Les broches TXD et RXD sont utilisés pour la communication série entre le processeur et le périphérique externe tel qu'un ordinateur pour l'entretien.

Le commutateur de service ST a fourni à la broche P4.5 est utilisée pour faire fonctionner l'appareil en mode de service.

### **A.1.5 Octal Latch**

L'adresse multiplexé et le bus de données est séparé par le verrou J27 octal.

Au signal ALE actif, l'adresse d'ordre inférieur (A0-A7) est verrouillée.

### **A.1.6 GAL**

Depuis technique de cartographie de la mémoire est utilisée, le signal de sélection de puce pour les différents périphériques est généré par le Gated tableau Logic IC J28. Les entrées sont les lignes d'adresse (A8 - A15), et les signaux de commande RD et WR. Les lignes de sortie sont CS1 à CS8.

Ces copeaux de lignes de sélection de sortie sont générés sur la base de la logique implémentée dans le programme stocké dans la liste d'adresses GAL.

### **A.1.7 EPROM**

L'ensemble du programme est stocké dans un seul J32 EPROM.

### **A.1.8 NVRAM**

Le 2 K octets NVRAM stocke les variables pendant le fonctionnement de l'appareil. A0 - A10 et D0 - D7 sont les adresses et les lignes de données fournis à la RAM. Les 2 premiers kilo-octets de mémoire tout l'espace 0000H à

07FFH est utilisé comme RAM.

### A.1.9 Clavier

Les touches sont acceptées par X12 de D503.

Les touches kV +, kV - Mas +, MASTER, ON, OFF sont acceptés sur le bus de données à travers J38 et J37 à l'adresse 9000H.

### A.1.10 Display

Le bus de données, le contrôle signal WR et la puce signal de sélection CS2 sont fournis à la J24 Display Driver sur D932 travers X1. Écrire le mot de commande et la chaîne de 8 octets de données aux adresses 8000H et 8800H affiche respectivement les valeurs kV et Mas et allume les fonctions associées à LED sur la D915.

### A.1.11 Communication série

TxD, RxD sont fournies sur le port de communication série D915. Diverses activités de l'unité peuvent être contrôlées par un dispositif externe comme un PC. Le port série est destinée à des fins de test et de services.

### A.1.12 kVsoll et mAsoll

Les valeurs kVsoll et mAsoll sont générés par double convertisseur numérique-analogique J17 et J13 le Opamp agissant comme I - convertisseur V.

Le J31 microcontrôleur délivre les valeurs numériques de kVsoll et mAsoll sur le bus de données à l'adresse A000H (CS3) et A100H (CS4) respectivement. Le courant de référence pour DAC est ajustée au moyen de paramètres prédéfinis P6 et P7.

Le kVsoll et mAsoll sont renvoyés aux broches AN3 et AN4 de J31 pour assurer leurs valeurs propres. Ces valeurs soll sont également utilisés pour la régulation du kV et mA.

Le rapport kV soll est de  $1 \text{ V} = 30 \text{ kV}$  et le rapport mAsoll est  $1 \text{ V} = 20 \text{ mA}$ .

### A.1.13 Surveillance de la tension de ligne

La tension de la ligne d'alimentation réelle démissionné et converti en courant continu et à travers l'amplificateur différentiel il est alimenté à un point d'entrée V-Bat de l'ADC. Cette tension continue est surveillée tous les 5 secondes et la tension de la ligne est affichée lors de la première étape de l'interrupteur de libération de la main pour la radiographie. Si la tension de ligne mesurée est inférieure à 200 volts, microcontrôleur envoie un signal pour passer sur le contacteur LN qui soutiendra tension supplémentaire grâce à un transformateur automatique pour la production d'électricité de 2,5 KW. Cette commutation ON / OFF du contacteur LN se fait toutes les 5 sec. En mode préparation et l'exposition contacteur conserve sa position. Après 5 secondes de chaque fin de tension radiographie la ligne est surveillée une fois de plus.

### A.1.14 kV Commentaires

Le kVp réelle à travers le tube est abaissés et ramenée à la D915 de Master card broches 1, du X8 que PKV par rapport à la borne commune à la broche 3.

PKV est passé à travers le J5 suiveur de tension et ensuite introduit à l'amplificateur différentiel formé par J5 pour produire Kvist utilisé pour la régulation de kV. (Rapport Kvist est  $1 \text{ V} = 20 \text{ kV}$ ) Comme aucune configuration différentiel est utilisé, une partie NKV est ignoré par terre Kvist est renvoyée à AN7 de J31 pour la surveillance de l'objectif.

### A.1.15 IH Commentaires

La réaction de courant de filament est extraite de la carte de D506 par le biais de l'interface X11.1. J7 fournit un

gain de 5 à  $I_h$ .

Filament AC courant  $I$  est converti en heiz valeur DC  $I_h$  par RMS-DC converter J6.J9 donne un gain approprié pour  $I_h$  (qui peut être ajustée par P5 pré-réglage), de sorte que le rapport  $1V = 1,13 A$  est vrai.  $I_h$  est renvoyée à J31 AN2 à des fins de surveillance et le même est utilisée pour la régulation  $I_h$

#### A.1.16 mA Commentaires

Le courant de tube (JR) est renvoyée à la broche 5 du X8 sur D915 est appliqué à l'amplificateur différentiel formé par le J4.

La sortie JR représente le mA courant du tube réelle qui est renvoyé à J31 au AN1 à travers J9 pour la surveillance de l'objectif. JR est également utilisé pour le règlement actuel de tube.

#### A.1.17 kV règlement

Les valeurs  $kV_{soll}$  et  $kV_{ist}$  sont nourris au contrôleur de PI formé par IC J10. La différence entre la valeur  $kV_{ist}$  et  $kV_{soll}$  est amplifié pour produire un signal de sortie d'erreur approprié, de manière à compenser l'erreur. Le V12 Zener limitant la tension de sortie maximale de l'amplificateur d'erreur à 10V. La sortie de l'amplificateur d'erreur est envoyée à PLL IC J3 qui est utilisé comme convertisseur de tension en fréquence. La tension de sortie J10 REG produit un équivalent de fréquence à la sortie J3. Pour 10V, REG (fréquence de tir maximale de l'onduleur principal) est d'environ 9,5 kHz. J3 est activé un signal faible INH2 actif fourni par le J31 de microcontrôleur à travers P4.1 de J23. Pendant HT, J3 est activée via INH2 et J3 résulte dans une fréquence de tir principal d'Onduleur IGBT et il entraîne kV réelle en ligne avec la valeur requise.

#### A.1.18 Filament règlement

Filament règlement est divisé en deux parties:

1. Règlement sans haute tension: Le courant de filament  $I_h$  est réglementé. CPU J31 alimente la valeur requise de courant de filament à l'entrée du DAC.
2. Le courant tube de JR réelle est réglementée. J31 délivre en sortie le courant de tube nécessaire à l'entrée du DAC. Selon que la réglementation est pré ou post HT HT soit  $I_h$  ou JR est sélectionné par le signal HEIZ de J31 (P4.4) et utilisés pour la régulation et la valeur correspondante de la DAC. La sortie de l'amplificateur d'erreur J10 est t'envoyé à PLL J2 qui est configuré comme convertisseur de tension en fréquence. La PLL J2 est activé via le signal INH1 de J31 (P4.0) et génère une fréquence en accord avec la sortie de l'amplificateur d'erreur J10 à entraîner le courant de filament requis ou le courant du tube.

#### A.1.19 Intégration mas

Le courant dans le tube proprement dit est appliqué à l'entrée du convertisseur VF J1. Le rapport de transfert (de fréquence de la tension) de J1 est réglé par P1 prédéfinie. La présélection P2 est utilisée pour ajuster le décalage à la sortie. La fréquence de sortie est sélectionnée par J8 uniquement lorsque le  $kV_{ist}$  atteint 90% de sa valeur finale. La sortie du J8 est amené à J31 comme minuterie 0 horloge .Le minuterie 0 l'intérieur J31 est configuré comme compteur de temps qui est rechargé avec un nombre équivalent à la valeur mAs. L'horloge entrant et décrémente le compteur atteint sur '0', génère une interruption pour interrompre l'exposition.

#### A.1.20 Contrôle de la cuisson Pulse fréquences REG et CAL

REG est contrôlé par les signaux INH2 et INH3 et il est activé uniquement lorsque  $INH2 = 0$  et  $INH3 = 1$ .

CAL est activée uniquement lorsque  $INH1 = 0$ .

#### A.1.21 Generation des signaux de déclenchement réels

##### A.1.21.1 principal Onduleur fréquence de tir

La durée d'impulsion des signaux de déclenchement réels du principal du variateur est décidée par le monoshot Multivibrateur J21 (IC 4538 double monoshot Multivibrateur) et R104, R105 et C66, C67.L'axe de la RST de J21 est normalement élevé pour son bon fonctionnement. Les sorties des broches J21 à 6 et 10 sont en opposition de

phase. Ces signaux sont optiquement isolés par J39 et J41 et nourris au pilote principal Onduleur (D6) à travers X20.14 et X20.18.

#### **A.1.21.2 Filament Régulateur fréquence de tir**

J18 est utilisée pour déterminer la largeur d'impulsion des signaux de mise à feu réelle du filament régulateur. Le circuit intégré J20 assure que les impulsions d'amorçage à la régulation de filament sont en opposition de phase. Ces signaux sont inversés par J22 et introduits dans le circuit de mise à feu de régulation de filament à travers le D915 X11.13 et X11.16.

CAL fréquence est 0 Hz lorsque des erreurs 03 sont affichées et pour obtenir CAL Error 03 affichages appuyez sur la touche DL\_SERV. Ceci est fait pour surmonter le problème de filament fusion off parce que même si chemin ouvert dans le circuit du filament et le filament est tiré en continu pendant plus forte valeur Pendant ce code d'erreur 03 pour analyser la faute et obtenir des CAL, appuyez sur la touche DL\_SERV.

#### **A.1.22 principal Onduleur Short Circuit Retour SMC**

En fonctionnement normal, le transistor V39 est activé et en même temps aussi l'optocoupleur est activé. Un signal d'erreur LOW actif à X20.16 tourne V39 et par conséquent J34 OFF. La sortie J34 devient faible pour donner le SMC HAUT (court-circuit principal Onduleur) du signal. SMC est inversé par J22 et puis il est renvoyé à la J31 de microcontrôleur pour prendre les mesures correctives.

Les trois signaux SMC, KVM et JIM sont utilisés pour désactiver les impulsions d'entraînement de l'onduleur principal. Cela se fait par combinaison OU de ces trois signaux par J14. A l'apparition de l'un de ces trois signaux, RST passe LOW et sa sortie est désactivée

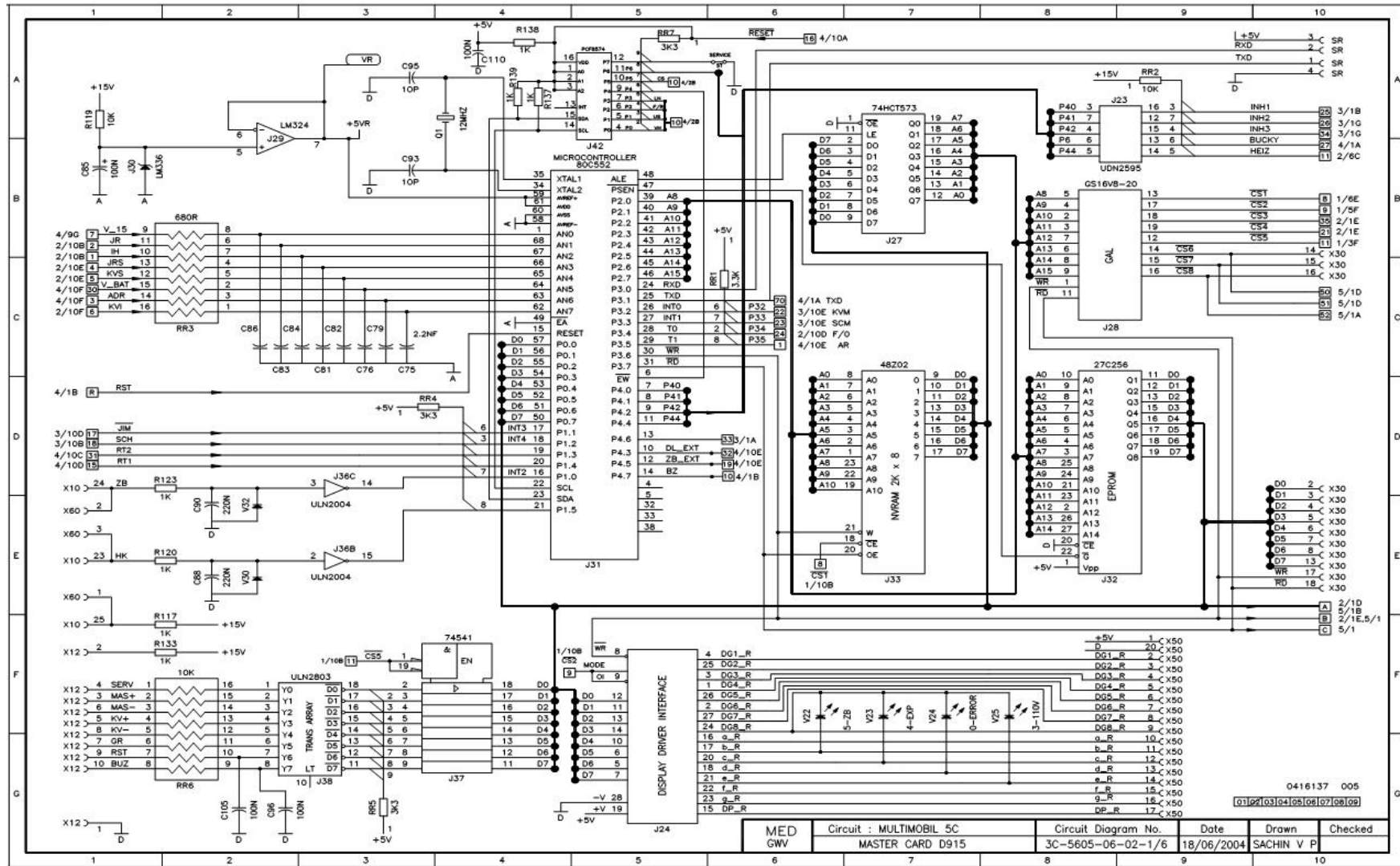


Fig. A.1 La carte PCB D915

## A.2 Interface PCB D506

### A.2.1 ON / OFF Circuit

La tension d'alimentation de 240 V en courant alternatif apparaît entre X1.1 et X1.2. Le 15 Volts transformateur T1 et le régulateur 7812 sur le PCB fournit les tensions de bobine pour le on / off relais K1 et K2. Lorsque interrupteur marche I est pressé, le circuit de Bobine de relais K2 se remplit et provoque le K2 Relais pour dynamiser. Cela provoque le contact K2 à fermer et à fournir la tension d'alimentation sur le transformateur principal et d'autres points du circuit comme SMPS (40 watts et 120 watts) connexions d'entrée et Bobine du contacteur. Comme le K2 de bobine dynamise le contact K2 (6,8) est établi et où l'appareil reste allumé même si l'interrupteur I est libéré.

Lorsque l'interrupteur est enfoncé O la bobine relais K1 est excité et cela provoque le K1 normalement fermé de contact (4,6) du relais K1 pour ouvrir ouvrant ainsi les connexions du circuit pour le relais K2. L'ensemble ainsi est désactivé.

### A.2.2 Ligne de mesure de tension

Tension de la ligne d'arrivée est abaissée à 15 volts lorsque l'entrée est de 230 AC. Il est converti en courant continu et filtré en utilisant de condensateur. Cette tension continue est en outre démissionnée en utilisant le réseau diviseur de résistance et potentiomètre et donné à amplificateur différentiel pour la mesure de tension de la ligne par le biais ADC sur la carte principale D915.

### 1.2.3 Alimentation Répartition

Les connexions suivantes sont acheminés par le D506 de carte interface.

1. X1.9 & Neutre secteur 240 V en courant alternatif pour les connexions Contacteur US Coil
2. X1.4 et X1.6 240 V en courant alternatif pour le SMPS (SMPS 1 & 2  $\pm$  15V; + 5V) Entrée réseau.
3. X1.4 et X1.7 240 V en courant alternatif pour l'entrée d'alimentation CCU.
4. X1.5 et X1.2 240 V en courant alternatif pour le transformateur principal
5. LN sur D506 et neutre secteur 240 V en courant alternatif pour les connexions contacteur LN Coil
7. X1.8 et neutres secteur 240 V CA pour SMPS (D982 + 24V) de l'approvisionnement en intrants

Le contacteur américains et LN bobines sont alimentées uniquement lorsque le signal de la D915 Master Card correspondant est obtenu. Ceci est réalisé par optocoupleurs J1 et J9 respectivement. Le contacteur sur le signal des lecteurs internes Master Card de D915 optocoupleur J1 / J9 qui à son tour K3 / K6 relais pour connecter le secteur 240 V pour le relais bobine VH est utilisé pour basculer entre 24V et 15V pour le grand et petit foyer respectively. It est alimenté par J5 opocoupler.

### A.2.4 Filament Circuit

L'interface du filament est construit sous forme de régulateur série. Le filament est entraîné à-dire le chauffage nécessaire de la valeur prédéterminée du courant à travers un agencement de commande, circuit de commande et circuit de régulation finale. Sur ces trois, le circuit de commande existe sur le D915 de Master Card. Le pilote partie J7 et le régulateur de série sont formées sur la D506 de carte interface.

### A.2.5 Filament Approvisionnements et chauffage

L'alimentation en courant continu d'environ 15 volts pour petit foyer et 24 volts pour un grand accent est obtenu par SMPS 110 watts et 120 watts respectivement. Il est ensuite passé à travers redresseur en pont pour éviter de mauvaises connexions de bornes positives et négatives de SMPS & adoptées par condensateurs 2200 $\mu$ F. Ces

condensateurs aident à réduire les pointes de courant lourds qui pourraient résulter si un seul condensateur d'une valeur élevée est utilisé. La tension de collecteur de transistor V20 est donnée par NTC 2,5R à réduire l'appel de courant de filament. Les impulsions d'amorçage pour le J7 optocoupleur du pilote sont les impulsions DRIVE1 et DRIVE2 additionnées. Ces impulsions passent transistor de commande pour le 2N2222 régulateur. De cette manière, le transistor de puissance 2N3055 V20 est utilisé dans le mode de commutation d'obtenir le courant continu pulsative pour le chauffage du filament.

#### **A.2.6 Filament actuel Fed Back**

Le circuit de commande sur la D915 Master Card reçoit la tension de rétroaction correspondant au courant de filament réelle en vue de parvenir à la réglementation actuelle du filament en mode veille et les Etats stimulant et Tube régulation du courant / mA en cas d'état d'exposition. A cet effet, une résistance de 0,1 W est introduite en série avec le filament. Cela donne actuelle à la conversion de tension.

#### **A.2.7 Tube Current Feedback**

Similaire à filament réaction de courant les évaluations courant du tube est tiré de la citerne est disponible à X2.4, X2.5. La combinaison de 100R résistances en parallèle donnent le ratio actuel de tube de 1 V = 20 mA.

#### **A.2.8 Radiation déclenchement commutateurs**

Le rayonnement X est généré à l'aide de touches suivantes.

1. Hand interrupteur aide de l'exposition - relié au connecteur X 27 sur D506.
2. Main aide fluoro commutateur - relié au connecteur X99 sur D506.
- Pédale de 3. - relié au connecteur HCL GA sur D506

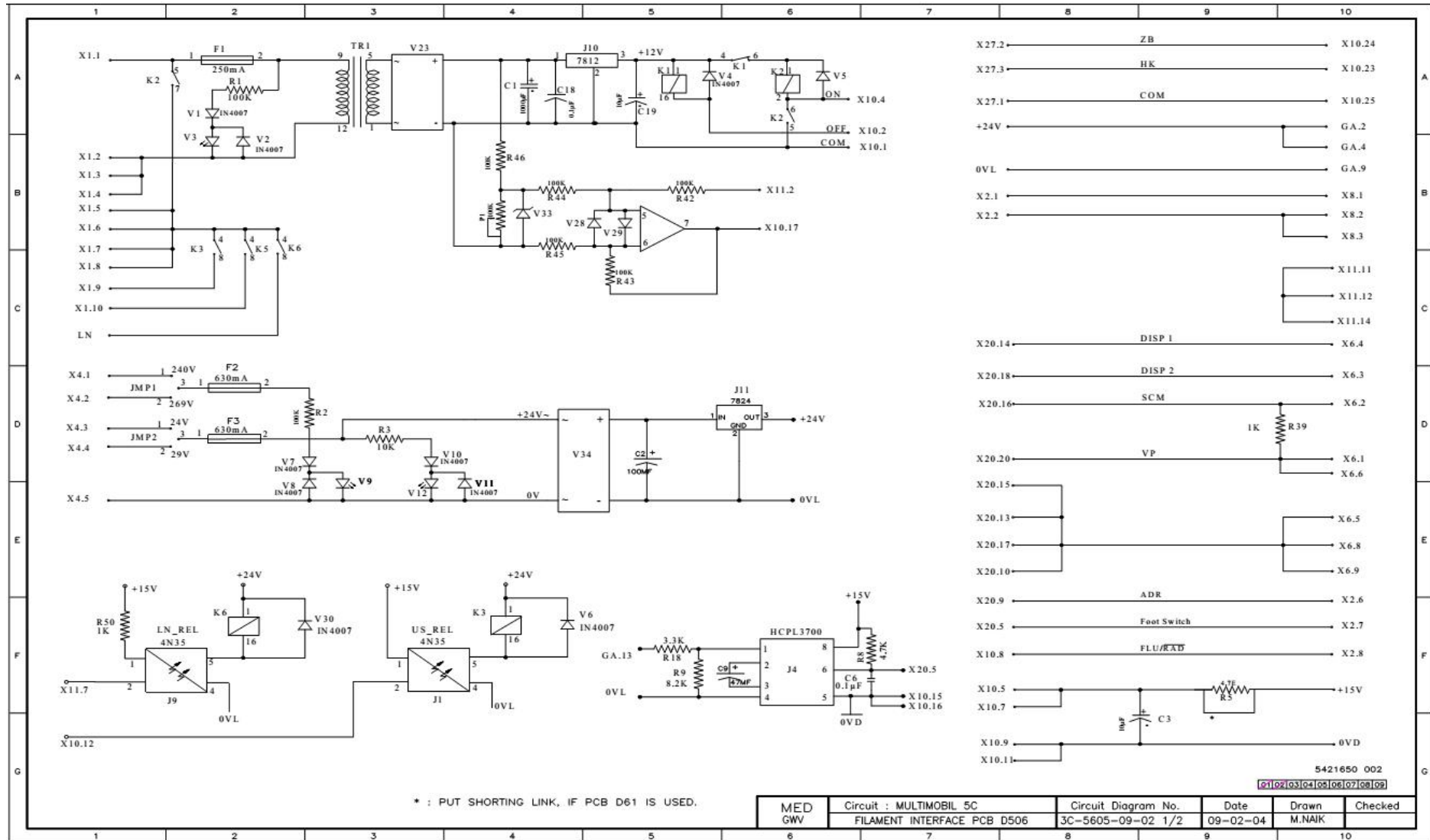


Fig. A.2 La carte PCB D506

### A.3 Inverter PCB D61

#### **A.3.1 igt Assemblée Inverter**

Maisons igt Assemblée onduleur IGBT configuré comme pont onduleur, avec Inverter Pcb D61 constitué de circuit de tir associé, suivi de l'offre et de circuit de détection de court-circuit.

#### **A.3.2 tir**

Avec la deuxième étape de l'exposition commutateur de déverrouillage enfoncé, le microcontrôleur se prépare pour l'exposition de charger les valeurs kV et mA requis pour l'exposition dans le CAD. Ce circuit de commande résidant sur la D915 Master Card génère ensuite les impulsions d'amorçage pour l'onduleur qui sont disponibles au connecteur X6 du circuit imprimé de l'onduleur par l'interface PCB D506.

Sur Inverter PCB D61, J1 avec résistances R13, R14 et les condensateurs C5, C6 former le circuit étirement d'impulsions qui étirer les impulsions DISP1 et Affi2 à 64 m Sec (le temps de résonance de la charge de LC) maintenir déphasage de 180 °. Ces impulsions déphasés voiture les conducteurs IGBT qui à son tour génèrent les impulsions porte de tir pour l'IGBT. Les résistances R1, R4, R7 et R10 contrôlent le tour sur la vitesse de l'IGBT. Résistances R2, R5, R8, R11 et contrôler la vitesse turn-off de l'IGBT.

#### **A.3.3 Inverter**

U / V est l'enroulement primaire du transfo HT qui est en série avec externe condensateur C4 et L2 de résonance de l'inductance primaire externe.

Avec DISP1 impulsion du trajet de courant est terminée par courant continu (+), de 1.3 IG1, A3, U / V, C4, L2, A2, 2/1 de IG2, DC (-). Après 64 m Sec l'impulsion de grille est éteinte et l'IGBT est éteints. Le condensateur C4 de résonance qui est maintenant chargé à une tension plus grande que les décharges de tension de la banque via les diodes de roue libre en antiparallèle à l'IGBT.

Avec Affi2 impulsion du trajet de courant est terminée par courant continu (+), de 1.3 IG2, A2, L2, C4, U / V, A3, 2/1 de IG1, DC (-). Après 64 m Sec l'impulsion de grille est éteinte et l'IGBT est éteints. Le condensateur C4 de résonance qui est à nouveau chargé à une tension plus grande que les décharges de tension de la banque via les diodes de roue libre. Les impulsions ont une fréquence de tir maximum de 9,2 kHz  $\pm$  0.3kHz. La présence de la tension DC est indiquée par LED V1 sur D61.

#### **A.3.4 SMC**

VCE de l'IGBT est surveillé en permanence par les conducteurs IGBT. En cas de court dans le VCE de toute igt augmentera résultant dans la génération du signal de basse actif sur la broche ERR du pilote. Broches ERR est normalement maintenue élevée par une résistance de pull-up dans D506. La broche de ERR peut aller faible si la tension d'alimentation tombe en dessous de 13V au lieu de 15V. Lorsque ce signal est capté par le microcontrôleur, des impulsions de tir sont inhibées et le code d'erreur 11 est affiché, et l'IGBT est éteints.

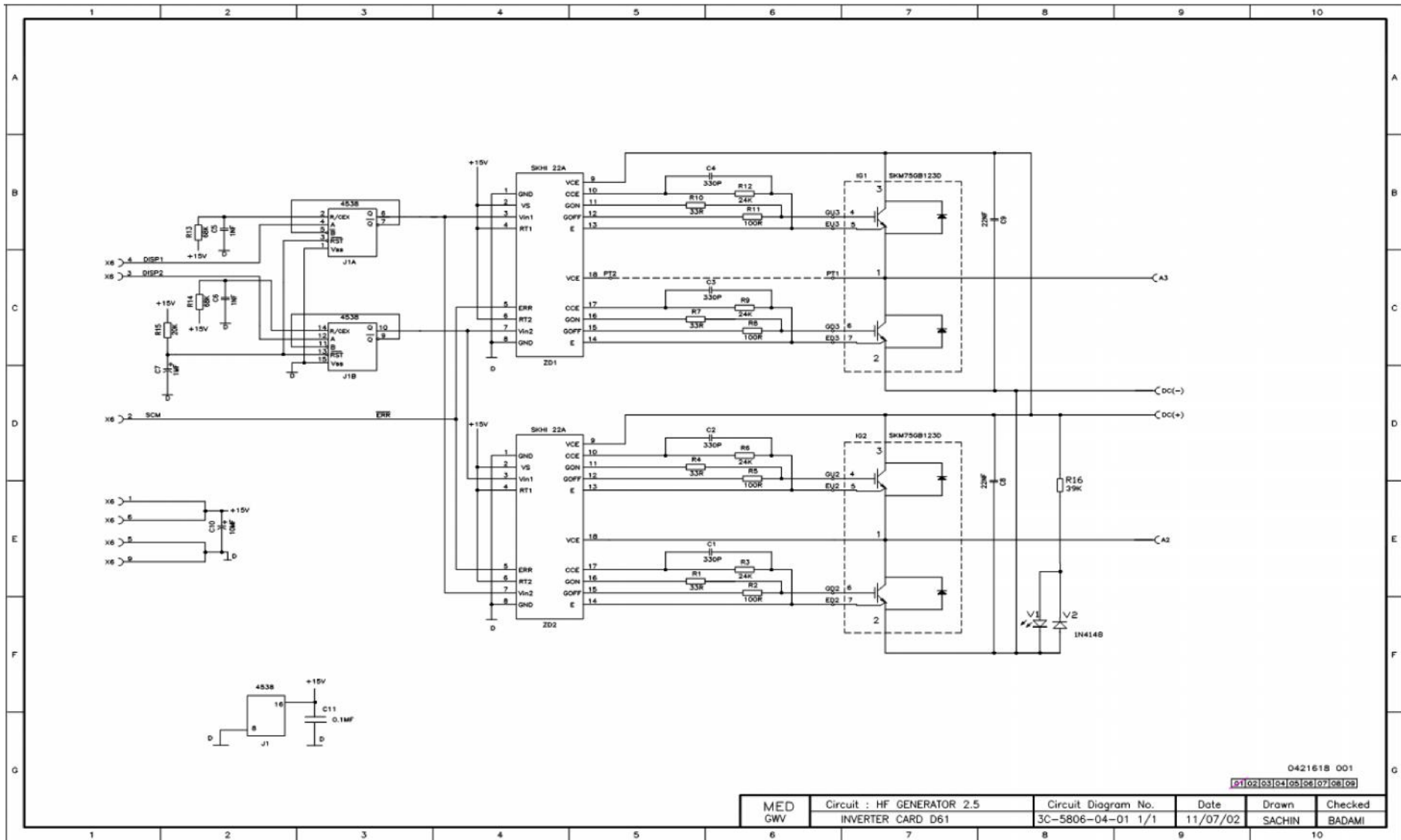


Fig. A.3 La carte PCB D61

### A.4 Radiographie Display & Mémoire Interface PCB D507

Ce circuit imprimé est constituée de

- interrupteur ON / OFF.
- touches Paramètre de sélection (kV et mAs)
- touche de sélection de mode de service
- affichage de Sept segment pour Radiographie (kV et des valeurs mAs).
- Commandes de sélection de mémoire pour le stockage ou la récupération d'image stockée et également le transfert de l'image en direct / LIH à un emplacement de mémoire correspondant
- Contrôle du zoom in / zoom sur l'image.
- Les touches de contrôle pour la rotation de l'image en direct dans le sens horaire et contre indications dans le sens horaire
- Les touches de contrôle pour le mouvement vertical de la colonne motorisée

Les signaux de commande générés dans ce circuit imprimé par l'activation des touches correspondantes sont envoyées à la carte CCU / Master D915 à travers les câbles de raccordement.

#### A.4.1 Interface clé

No. Identification Description Interface avec

- 1 Unité OFF D915
- 2 Unité Sur D915
- 3 kV incrément + kV D915
- 4 kV - kV diminution D915
- 5 mAs + mas incrémentation D915
- 6 mAs - MAS diminution D915
- 7 DL\_Serv service mode de sélection D915
- 8 Mémoire sélectionnez (M1 à M4) emplacement Memeory sélection CCU
- 9 Mémoire transfert ley transfert de l'image à la mémoire CCU
- 10 mouvement ascendant et descendant de la clé de la colonne motorisée D508

#### A.4.2 Interface avec le Maître Contrôleur PCB

Les commutateurs de clavier sont connectés à la carte de commande principale (carte) dans le connecteur FRC. L'action de l'interrupteur sera transmise à la carte maîtresse par un signal de commutation de tension. En condition normale lorsqu'aucune ne touche toutes les lignes clés seront maintenues à basse. Cela devrait être reflété dans le port de microcontrôleur que toutes élevé.

Chaque fois qu'une touche est enfoncée, elle sera reliée à la ligne à courant continu et la ligne correspondante sur le port de microcontrôleur passe au niveau bas. Ainsi, le code de données correspondant apparaît sur le bus de données du microcontrôleur qui sera alors lue par le microcontrôleur par l'intermédiaire du programme de logiciel.

#### A.4.3 Connexions d'affichage

L'affichage constitué de 7 segments Affichage .La sortie de la J24 de pilote d'affichage du D915 est disponible dans le connecteur X 50. La sortie du pilote d'affichage est disponible sous la forme ci-dessous.

1. Unité mAs
2. mAs dizaines

3. mAs centaines

Unité 4. kV

5. kV dizaines

6. Des centaines kV

Les mêmes emplacements de données seront utilisés pour l'affichage du code d'erreur également. Dans ce cas, le code sera affiché dans le champ kV et mAs centième place tandis que le code d'erreur est affiché dans le champ mAs restant.

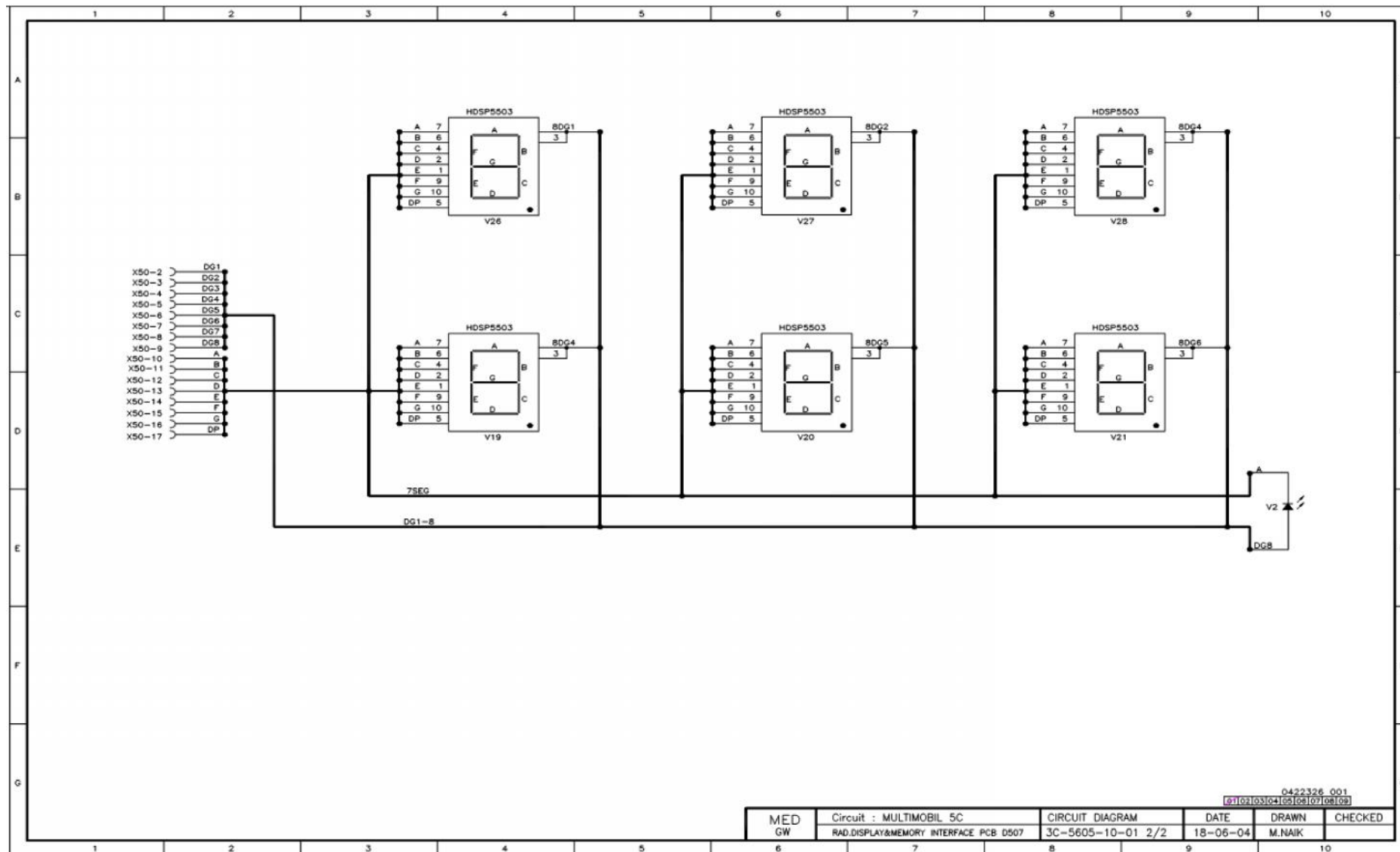


Fig. A.4 La carte PCB D507

### A.5 Contrôle collimateur et Interface ADR PCB D508

Commandes pour collimateur ouverture et la fermeture, jusqu'à mouvement / bas de la colonne motorisée, Interface avec l'unité de contrôle de la caméra et de la sélection de l'ADR ou en mode manuel pour la fluoroscopie. Ce PCB devrait être composé de

- Contrôles de l'iris collimateur ouverture et la fermeture.
- Interface de contrôle pour le moteur haut / bas mouvement.
- Interface de contrôle pour le mode ADR de la fluoroscopie.
- circuit d'interface de commande pour CCU D507

Les signaux de commande de limitation de l'ouverture de collimateur sont générés dans ce circuit imprimé sur la base de la sélection de mode. Ces signaux de fin de course ainsi générés sont envoyés vers le collimateur par l'intermédiaire du câble de commande à un seul réservoir.

La motrice colonne de levage est moteur bidirectionnel induction 230V AC. L'alimentation 230V AC vers le moteur est en marche à travers le 24 V AC Contacteur N1 et N2, qui est en outre, commandé par le relais K1 et K2 sur le PCB D508. Verrouillage est prévu dans le relais K1 et K2 de sorte que le contacteur à la fois ne peut pas être mis en marche à la fois. + 12V alimentation de SMPS D981 est utilisé pour K1 et K2 d'exploitation relais. Les commutateurs responsables du mouvement haut / bas de panneau de commande sont S27 et S28 sur le PCB D507. Commutateurs S25 et S26 même sont pour le mouvement haut / bas D509. Les commutateurs S25 et S26 et S27 et S28 sont connectées en parallèle.

UP / DOWN commandes de mouvement sont générés dans ce PCB et l'interface pour les fins de course de limiter les positions de haut en bas extrêmes.

Le signal disponible à partir de l'appareil photo comme un ABC (contrôle automatique de la luminosité) est nourrir à l'entrée de l'amplificateur tampon construite en utilisant le signal IC TLO82. The ABC varie de -8 V à 8 V, ce signal à besoin d'une conversion de niveau de tension appliquer en ADR (D Dose automatique) au port analogique du microcontrôleur en PCB D915. Le deuxième étage est un amplificateur d'addition utilisé comme un dispositif de décalage de niveau de tension en appliquant une tension négative constante à l'entrée de sommation. Cette tension peut être réglée par le potentiomètre. Reportez-vous des instructions d'ajustement dans l'instruction de service.

La tension de sortie est disponible sous forme ADR et varie en 0V à 5V, ce qui est le signal proportionnel au signal de luminosité de la caméra.

Les signaux de commande provenant du D507 introduit dans ce circuit imprimé par X80, sont inversés et appliqués à l'entrée S de Quad bascule RS et le signal de remise à zéro c'est générée par un autre signal de trois ORing. Par exemple, si S1 pour mémoire M1 est enfoncé alors le signal A est générée et le signal B, C, D est ORED pour la bascule 1. Signal Donc, nous allons verrouillée pour M1 et signal de réinitialisation pour les autres. De même signaux M2, M3, M4 sont verrouillés. Zoom, l'inversion verticale et l'inversion horizontale signaux sont

verrouillés en utilisant IC 4013. La sortie Q est appliquée à la broche de données, inversé hors mis de l'interrupteur (par exemple Zoom) est appliquée à l'entrée d'horloge. Donc Il contient les données et ensuite nous reçoit le signal verrouillée. Ces signaux traités sont envoyés à la CCU par l'intermédiaire du câble.

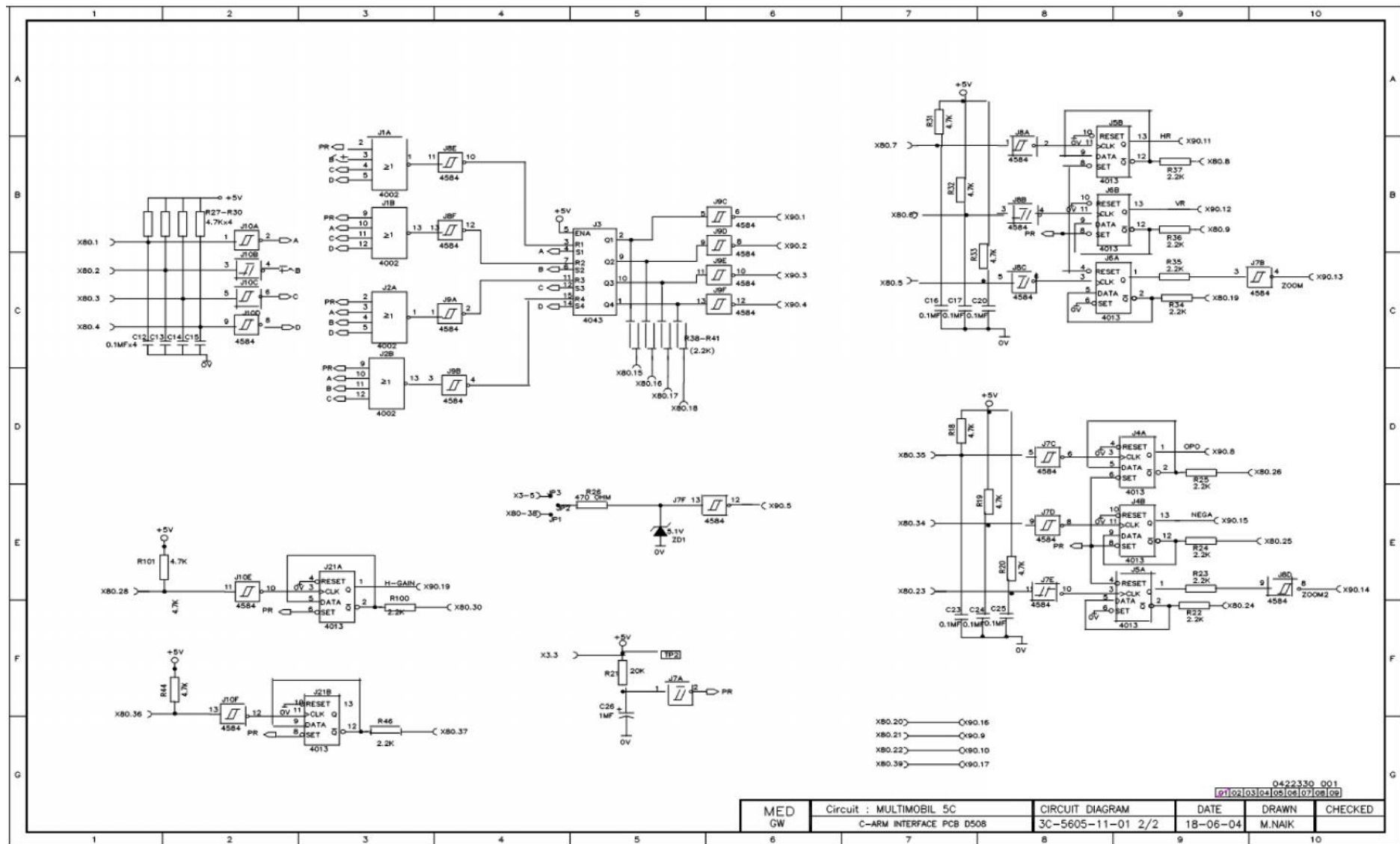















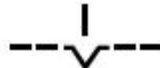








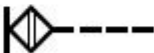







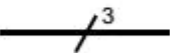



Fig. A.5 La carte PCB D508



## B.1 Les différents composants utilisés



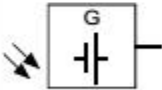









Désignation	Code IEC/DIN	Symbole
Capacité de réglage inhérente (d'une sonde par exemple)	02 03 03	
Capacité de réglage	02 03 05	
Capacité de réglage par échelons	02 03 07	
Transmission bidirectionnelle	02 05 02	
Emission	02 05 04	
Réception	02 05 05	
Dispositif thermique	02 08 01	
Dispositif magnétique	02 08 02	
Clavier	02 11 05	
Télécopie	02 11 06	
Liaison mécanique Forme 1	02 12 01	
Liaison mécanique Forme 2	02 12 04	
Action temporisée dans le sens du centre du demi-cercle.	02 12 05	
Action temporisée dans le sens du centre du demi-cercle.	02 12 06	
Retour automatique	02 12 07	
Encliquetage retour non automatique	02 12 10	
Dispositif de verrouillage, enclenché	02 12 13	



Désignation	Code IEC/DIN	Symbole
Dispositif de blocage	02 12 14	
Commande manuelle	02 13 01	
Commande par rotation	02 13 04	
Commande par pression	02 13 05	
Commande par proximité	02 13 06	
Commande par effleurement	02 13 07	
Interrupteur d'urgence	02 13 08	
Commande par clé	02 13 13	
Commande par niveau de liquide	02 14 01	
Conducteur de terre	02 15 01	
Convertisseur symbole général	02 17 06	
Conducteur	03 01 01	
Trois conducteurs Forme 1	03 01 02	
Trois conducteurs Forme 2	03 01 03	
Conducteur blindé	03 01 07	
Conducteurs torsadés	03 01 08	
Conducteurs d'un même câble (trois sont représentés)	03 01 09	

0113201F

Désignation	Code IEC/DIN	Symbole
Câble coaxial	03 01 11	
Barette de connexion	03 02 03	
Dérivation Forme 1	03 02 04	
Dérivation Forme 2	03 02 05	
Double dérivation Forme 1	03 02 06	
Double dérivation Forme 2	03 02 07	
Raccordement commun à un groupe d'appareils	03 02 09	
Fiche et prise associées	03 03 05	
Résistance	04 01 01	
Potentiomètre de valeur de consigne	04 01 07	
Potentiomètre à pré réglage (équilibre)	04 01 08	
Condensateur	04 02 01	
Bobine, inductance, enroulement	04 03 02	
Diode	05 03 01	
Diode électro-luminescente symbole général	05 03 02	
Photorésistance	05 06 01	
Photodiode	05 06 02	
Cellule photovoltaïque	05 06 03	
Générateur Hall	05 06 05	
Machine, symbole général *M=moteur G=générateur	06 04 01	
Moteur électrique triphasé	06 08 01	

Désignation	Code IEC/DIN	Symbole
Transformateur à deux enroulements	06 09 01	
Élément de pile ou d'accumulateur ligne longue = pôle positif ligne courte = pôle négatif	06 15 01	
Générateur photovoltaïque	06 18 06	
Déclenchement automatique	07 01 05	
Contact à fermeture	07 02 01	
Contact à ouverture	07 02 03	
Contact à deux directions (ouverture avant fermeture)	07 02 04	
Contact à deux directions avec position médiane d'ouverture	07 02 05	
Contact à deux positions avec pont	07 02 06	
Contact glissant, se fermant à l'enclenchement	07 03 01	
Contact glissant, se fermant au retour à la position initiale	07 03 02	
Contact glissant, se fermant pendant l'enclenchement ou le retour à la position initiale	07 03 03	

01 13202F



## **Bibliographie**

- [1] : **Collection du département des sciences de la matière ENS Lyon.**
- [2] : **The Cathode Ray Tube.**
- [3] : **Röntgen 1895.**
- [4] : **Walkhoof.**
- [5] : **Institut Curie.**
- [6] : **<http://www.resume-de-chimie.com/atome.htm>**
- [7] : **JT Bushberg et al, 2002, p.23.**
- [8] : **<https://tpetelephonesante.files.wordpress.com>**
- [9] : **<http://rayons-x-imagerie-medicale.e-monsite.com/medias/>**
- [10] : **JT Bushberg et al, 2002.**
- [11] : **<https://encrypted-tbn1.gstatic.com/>.**
- [12] : **D. A. Skoog, F. J. Holler, T. A. Nieman, “Principes d’analyse instrumentale”, 2003, De Boeck.**
- [13] : **Mémoire fin d’étude : Amplificateur de brillance SIEMENS  
« Multimobil 5C » réalisé par TIM DOWNS : 2<sup>ème</sup> promotion (2008-2011).**
- [14] : **Mesures physiques Annecy \_ Philippe Galez – 2011 Structure et propriétés des matériaux / Diffraction des rayons x par la matière Ordonnée / compléments.**
- [15] : **[http:// www.genomequebec.com](http://www.genomequebec.com)**
- [16] : **Mémoire fin d’étude : Amplificateur de brillance SIEMENS  
« Multimobil 5C » réalisé par TIM DOWNS : 2<sup>ème</sup> promotion (2008-2011).**
- [17] : **Documentation technique Amplificateur de brillance Siemens  
« Multimobil 5C », préparé par Mahadevan.J, Réalisée par  
V.P.Khandeparker : 2004.**

**[18] : Documentation technique Amplificateur de brillance Siemens  
« Multimobil 5C », version 001/002/003/004 préparé par Mahadevan.J,  
Réalisée par V.P.Khandeparker : 09/06/2004.**

**[19] : MEHDLS « études d'un appareil radiographique Os- Poumons », Mémoire  
de fin d'étude ,2009.**

**[20] : [http://www.ingexpert.com/ maintexpert/ php\\_theorie\\_ maintenance\\_\\_  
definitions.php](http://www.ingexpert.com/maintexpert/php_theorie_maintenance_definitions.php)**

## **Sites internet**

**[Http://www.siemens.com](http://www.siemens.com)**

**[Http://www.Google.fr](http://www.Google.fr)**

**[Http://www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com)**

**[Http://www.électroniquegénérale.com](http://www.électroniquegénérale.com)**

**[Http://www.Electroniquenumérique.com](http://www.Electroniquenumérique.com)**

**[Http://www.hospitalworkshoop.com](http://www.hospitalworkshoop.com)**

**[Http://www.datasheet.com](http://www.datasheet.com)**