

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur Et de La Recherche Scientifique



Université de Ghardaïa

N° d'ordre :
N° de série :

Faculté des Sciences et Technologies
Département des Sciences et Technologies

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de

MASTER

Domaine : Sciences et Technologies

Filière : Automatique

Spécialité : Automatique

Thème

**ETUDE ET CONCEPTION D'UN PLAN DE
MAINTENANCE POUR LES ÉQUIPEMENTS
MÉDICAUX – APPLICATION A L'HEMODIALYSE**

Présenté par :

TALEB AHMED Amina

Devant le Jury :

Dr. BOUARAOUR Kamel	Maître de Conférences B	Université Ghardaïa	Président
Dr. TOUAFEK Khaled	Maître de Recherche A	URAER Ghardaïa	Encadreur
Mr. ARIF Mohammed	Maître Assistant A	Université Ghardaïa	Examineur
Mr. AKERMI Faouzi	Maître Assistant A	Université Ghardaïa	Examineur

Année universitaire 2014/2015

Dédicace

A celle qui a attendu avec patience les fruits de sa bonne éducation.

A ma mère.

A celui qui m'a indiqué la bonne voie en me rappelant que la volenté fait toujours les grands hommes. Et femmes

A mon père.

A mon premier amour de ma vie ma deuxième Mère (l'épouse de mon oncle) : Safia

*A mon adorable sœur : Naima (Aicha)
A mes frères : Mohammed, Yacine, Abdelhadi*

Pour ma chère sœur Sabrina et son mari Youcef et leur enfants Sara et Adam

Pour ma chère sœur Salima et son mari Naoui et son fils Marouan

*A ma cousine Fatiha et son mari Saleh et ses enfants :
Maroua, Sara, Youcef, Abdeljalil.*

A mes tantes et mes oncles ainsi que toute la famille TALEB AHMED

*A mes chères amies et surtout mes amies de travail
Et tous les malades d'Hémodialyse Hôpital 18 Février Metlili*

*Et à tous les professeurs et mes collègues de classe de 2015 Département de génie
électrique*

*Pour quelqu'un qui me connaissait à travers les étapes de l'enseignement, du primaire
à l'université.*

A mes amies et mes collègues surtout B. Aicha Imane et D. Meroua

A tous ceux qui me sont chères.

A tous ceux qui m'aiment.

A tous ceux que j'aime.

Je dédie ce travail.

Amina



REMERCIEMENTS

Avant tout, je remercie ALLAH le Tout-puissant de nous avoir donné le courage, la volonté, la patience et la santé durant toutes ces années d'études et que grâce à lui ce travail a pu être réalisé.

Je tiens à remercier Monsieur Dr TOUAFEK Khaled, mon Encadreur qui n'a pas lésiné sur les moyens et sur son temps pour m'apporter son aide précieuse et qui m'a permis de mener à bien ce travail.

J'exprime mes sincères remerciements à Monsieur DR. KAMAL BOUAROUB, Maître de conférences et doyen de la faculté de science et technologie à l'université de Ghardaïa, d'avoir accepté de présider le Jury de ce mémoire.

Je remercie Monsieur ARIF Mohamed et Monsieur AKERMI Faouzi enseignant au département de science et technologie à l'université de Ghardaïa d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Mes remerciements vont aussi à tous les enseignants du département des Sciences et Technologies de l'université de GHARDAIA.

Egalement, Je remercie Monsieur BOUKRAA Mounir, Chef de service Maintenance au niveau du Centre IMC.

Je tiens aussi à remercier MOSBAH Chahrazad, Technicien Supérieur et SOUILEM Lahsan, Technicien Supérieur au Service d'Hémodialyse, sans oublier toute l'équipe de l'HOPITAL service HÉMODIALYSE de METLILI.

Enfin je remercie toutes les personnes qui m'ont aidée de près ou de loin à la rédaction de ce travail.

ملخص

الصيانة هي وظيفة معقدة, وهذا يتوقف على نوع العملية المطبقة في نجاح المنشآت الصناعية, والوظائف التي يتكون منها والاجراءات التي تدرك الحاجة الى ان الدراسة تكون بعناية بحيث يتم تحسين الاداء الكلي لمرافق الانتاج. قمنا بتصميم خطة المعدات الطبية, وخاصة تلك المتعلقة بغسيل الكلى. هذا سوف يساعد في الحفاظ على تشغيل هذه المرافق من جانب وضمان استمرارية واستدامة خدمة هذه المعدات من جانب آخر.

الكلمات المفتاحية: الاجهزة الطبية, الصيانة, جهاز تصفية الدم 4008

Résumé

La maintenance est une fonction complexe qui, selon le type de processus, peut être déterminante pour la réussite d'une installation industrielle. Les fonctions qui la composent et les actions qui les réalisent doivent être soigneusement dosées pour que les performances globales de l'outil de production soient optimisées. Nous avons conçu un plan de maintenance pour les équipements médicaux, en particulier celles liés à l'hémodialyse. Ceci va permettre de sauvegarder le bon fonctionnement de ces équipements d'un côté et assurer la continuité et la durabilité du service de ces équipements.

Les mots clés: Les équipements médicaux, Maintenance, Générateur d'hémodialyse 4008 S.

Abstract

Maintenance is a complex function, depending on the type of process can be critical to the success of an industrial plant. The functions that compose and perform the actions that must be carefully dosed so that the overall performance of the production facilities is optimized. We designed a maintenance plan for medical equipment, particularly those related to hemodialysis. This will help to safeguard the operation of these facilities on one side and ensure the continuity and sustainability of the service of such equipment.

Key words: Medical equipment, Maintenance, Generator hemodialysis 4008 S.

Liste des Figures

Chapitre I : Les Équipements Médicaux

Figure I.1 : Hématologie Analyseur, laboratoire	6
Figure I.2 : La radiographie.....	7
Figure I.3 : Image d'un scanner	7
Figure I.4 : L'échelle de Hounsfield	8
Figure I.5 : l'appareil de l'électrocardiographie ECG	8
Figure I.6 : Tracé d'un électrocardiogramme	9
Figure I.7 : Exemple d'une Échographie	10
Figure I.8 : Exemple d'une salle d'opération moderne intégrant toutes les nécessités et les spécificités de la Celio chirurgie	11
Figure I.9 : Colonne de cœlioscopie (1-7) et générateur pour l'électrochirurgie (8)	11
Figure I.10 : Appareil d'anesthésie	12
Figure I.11 : L'endoscope à commande vocale AESOP	13
Figure I.12 : Le système chirurgical DA VINCI	14
Figure I.13 : Un robot chirurgical révolutionnaire	15
Figure I.14 : Le robot Neuro mate	15
Figure I.15 : L'appareil d'hémodialyse.....	16

Chapitre II : Etude d'un cas particulier d'équipement médicale (Générateur d'Hémodialyse FERESINUS 4008S)

Figure II.1 : Coupe du rein	22
Figure II.2 : Epuration extrarénale par hémodialyse.....	23
Figure II.3 : Le générateur de Dialyse	25
Figure II.4 : Le circuit extra corporel d'hémodialyse	26
Figure II.5 : Station de traitement d'eau	28
Figure II.6 : Osmoseur	29
Figure II.7 : Mise en œuvre de l'OCM.....	30
Figure II.8 : Générateur d'Hémodialyse	30
Figure II.9 : Générateur d'hémodialyse _ face avant	31
Figure II.10 : Générateur d'hémodialyse _ face arrière	32
Figure II.11 : Générateur d'hémodialyse _ moniteur face avant	33
Figure II.12 : Générateur d'hémodialyse _ moniteur face arrière et bloc d'alimentation	35
Figure II.13 : Pompe à sang (artérielle).....	37
Figure II.14 : Pompe à héparine	38
Figure II.15 : Détecteur d'air	39
Figure II.16 : Organigramme des programmes de rinçage / désinfection-présentation générale	42
Figure II.17 : Organigramme du déroulement des Programme de désinfection	43
Figure II.18 : Déroulement du rinçage et de la désinfection	44

Chapitre III : Etude Technique

Figure III.1 : Schéma générale 4008 S.....	46
Figure III.2 : Schéma de circuit hydraulique	49
Figure III.3 : Schéma du circuit hydraulique 4008S.....	50
Figure III.4 : Schéma de circuit électronique	52
Figure III.5 : Schéma bloc de circuit électronique.....	66
Figure III.6 : Carte électronique LP 631- CPU 1.....	55
Figure III.7 : Carte électronique LP 632 CPU 2.....	57
Figure III.8 : Carte d'entrée LP 633.....	58
Figure III.9 : Carte sortie LP 634.....	59
Figure III.10 : Carte LP 638 d'alimentation	61
Figure III.11 : Carte LP 647 Circuit logique secteur A.....	63
Figure III.12 : Diagramme général des circuits de l'écran 4008 S.....	67

Chapitre IV : Techniques de Maintenance Industrielle

Figure IV.1 : Les différents types de Maintenance	72
--	----

Chapitre V : Conception d'Un Plan de Maintenance Pour L'appareil d'hémodialyse FRESINUS 4008 S

Figure V.1 : Organigramme du test T1 en série pas à pas.....	103
Figure V.2 : Organigramme du test T1 en parallèle pas à pas.....	105
Figure V.3 : Appareil de mesure et de maintenance	106
Figure V.4 : Programme de calibration.....	114
Figure V.5 : Panne au niveau de bloc d'alimentation.....	116

Liste des Tableaux

Tableau I.1 : Equipement de la chirurgie générale	17
Tableau I.2 : Equipements médicaux de laboratoire.....	18
Tableau V.1 : Description – Vérifications techniques de sécurité et opérations de maintenance.....	89
Tableau V.2 : Conditions pré-requises pour le lancement et le déroulement du test.....	100
Tableau V.3 : Appareil de mesure et de maintenance	107
Tableau V.4 : La maintenance corrective	107
Tableau V.5 : Les fonctions sur les générateurs 4008 E / B d'une part et les générateurs 4008 H / S d'autre part.....	115

Liste des Abréviations

IMC	Instrumentation médicale chirurgicale.
CT Scan	Computer Tomographie Scanner.
ECG	Électrocardiographie.
IRC	Insuffisance rénale chronique.
AC	Courant alternatif.
AU	Aiguille unique.
BIC	Bicarbonate.
CD	Conductivité.
DA	Détecteur d'air.
DC	Courant continu.
DCC	Distribution centralisée de concentré.
HD	Hémodialyse.
HDF	Hémodiafiltration.
ITL	Interlock (Borne dialysat).
LED	Diode électroluminescente.
MEV	Module d'équilibre volumétrique.
OD	Détecteur colorimétrique.
PS	Pompe à sang.
PTM	Pression transmembranaire.
UF	Ultrafiltration.

UTH	Unité de traitement hydraulique.
VM	Vanne magnétique.
PGM	Programme.
R	Rinçage.
R infini	Rinçage infini.
PR	Pré-rinçage.
TH	Rinçage chaud.
REF	Refroidissement.
CH	Désinfection chimique.
CH(D)	Désinfection.
THCH	Désinfection thermochimique.
RF	Rinçage forcé.
THI	Rinçage chaud via la boucle de distribution d'eau.
LCS	lower memory chip select.
OM	opérations de maintenance.
VTS	vérifications techniques de sécurité.
V84	valve 84.
CAL	Calibration.

Sommaire

Introduction Générale.....	1
Chapitre I : Les Équipements Médicaux.....	2
I.1 Introduction.....	2
I.2 Historique.....	2
I.3 Technologie médicale.....	4
I.4 Le dispositif médicale.....	5
I.5 Les différents équipements médicaux.....	5
I.5.1 Hématologie Analyseur automatique.....	5
I.5.1.1 Principe de fonctionnement.....	6
I.5.2. La radiographie et le scanner.....	6
I.5.2.1 Principe de fonctionnement.....	7
I.5.3 Electrocardiographie ECG.....	8
I.5.3.1 Principe de fonctionnement.....	8
I.5.4 Echographie.....	9
I.5.4.1 L'échographie Doppler.....	10
I.5.4.2 Doppler.....	10
I.5.5 Salle d'opération.....	10
I.5.6 Unité d'anesthésié.....	11
I.5.6.1 Principe de fonctionnement.....	12
I.5.7 Les robots «médico-chirurgicaux ».....	12
I.5.7.1 L'endoscope à commande vocale	13
I.5.8 Les robots dédiés à la chirurgie Mini Invasive	13
I.5.8.1 Le robot chirurgical DA VINCI	13
I.5.8.2 Un robot chirurgical révolutionnaire	14
I.5.8.3 Le robot Neuro mate	15
I.5.9 Unité d'hémodialyse	15
I.5.9.1 Principe de fonctionnement.....	16
I.6 Ensemble d'équipement	16

I.7 Conclusion.....	19
Chapitre II : Etude d'un cas particulier d'équipement médicale	
(Générateur d'Hémodialyse FERESINUS 4008S)	20
II.1 Introduction.....	20
II.2 Anatomie et physiologie du rein	21
II.2.1 Anatomie du rein	21
II.3 L'Hémodialyse.....	22
II.3.1 Définition de l'hémodialyse	22
II.3.2 Principes physico- chimiques.....	23
II.3.3 Le rein artificiel	24
II.3.4 La machine d'hémodialyse	25
II.3.4.1 Dialysât	25
II.3.4.2 Concentré de dialyse	26
II.3.4.3 le bain de dialyse	26
II.3.4.4 le circuit extra corporel d'hémodialyse	26
II.3.5 Le but de l'hémodialyse	26
II.3.6 Traitement d'eau.....	27
II.3.6.1 Introduction	27
II.3.6.2 Station de traitement d'eau	27
II.3.6.3 Les Objectifs du traitement d'eau.....	29
II.4 Description De GENERATEUR D'HEMODIALYSE FERESINUS 4008 S.....	30
II.4.1 Eléments et fonction des différents composants du générateur 4008 S.....	31
II.4.1.1 Les faces	31
II.4.1.2 moniteur face avant	33
II.4.1.3 Modules	37
II.4.2 Description générale.....	39
II.4.3 Description du procédé	42
II.4.3.1 Déroulement du rinçage et de la désinfection	42
II.4.3.2 Déroulement des programmes de rinçage / désinfection	42
II.5 Conclusion.....	45

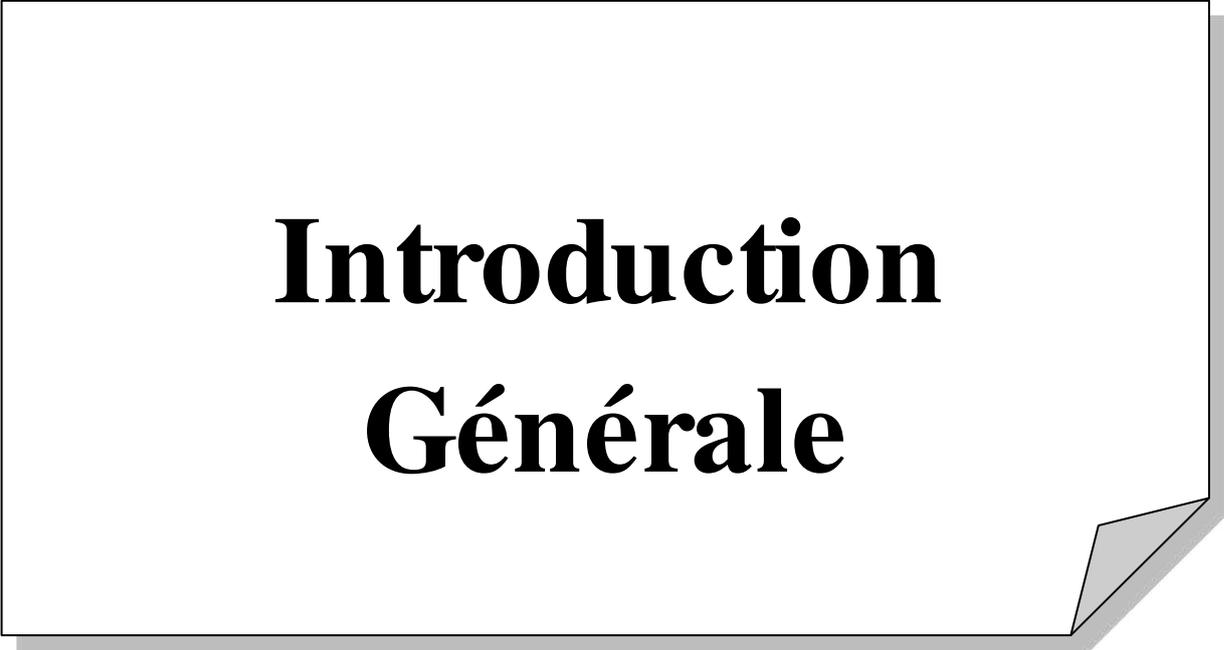
Chapitre III : Etude Technique.....	46
III.1 Introduction.....	46
III.2 schéma générale 4008 S	46
III.3 Partie Hydraulique	47
III.3.1 Description de circuit hydraulique	47
III.4 Partie Electronique	52
III.4.1 Schéma du circuit et d'implantation	54
III.4.1.1 LP 630 Carte mère.....	54
III.4.1.2 LP 631-CPU 1.....	54
III.4.1.3 LP 632 CPU 2	57
III.4.1.4 LP 633 Carte entrée	58
III.4.1.5 LP 634 Carte sortie	59
III.4.2 Bloc D'alimentation.....	60
III.4.2.1 LP 638 Alimentation	60
III.4.2.2 LP 647 Circuit logique secteur A	63
III.4.3 LP 450 Contrôle détecteur de niveau (DN).....	64
III.4.4 LP 624 Carte de contrôle (pompe à sang).....	65
III.4.5 LP 747 Carte distribution	66
III.4.6 Diagramme général des circuits de l'écran 4008 S.....	67
III.5 Conclusion.....	68
Chapitre IV : Techniques de maintenances industrielles.....	69
IV.1 Introduction.....	69
IV.2 Définition de la maintenance	69
IV.3 Importance de la maintenance et types d'entreprises	70
IV.4 Rôle du service maintenance.....	70
IV.5 Aperçu des différentes formes de maintenance.....	71
IV.5.1 La maintenance corrective.....	72
IV.5.2 Les maintenances préventives.....	73
IV.5.3 Rénovation, reconstruction, amélioration, modernisation et cannibalisation.....	75
IV.5.4 Les travaux neufs.....	76

IV.5.5 La maintenance sous-traitée.....	77
IV.5.6 La sécurité - la sureté - l'environnement.....	77
IV.6 Les activités de la maintenance industrielle.....	78
IV.5.1 Les activités opérationnelles.....	78
IV.5.2 Les activités de suivi.....	79
IV.5.3 Les révisions.....	80
IV.7 La maintenance en pratique.....	80
IV.7.1 Les niveaux de maintenance.....	81
IV.7.1.1 Maintenance du premier niveau.....	81
IV.7.1.2 Maintenance du deuxième niveau.....	81
IV.7.1.3 Maintenance du troisième niveau.....	81
IV.7.1.4Maintenance du quatrième niveau.....	81
IV.7.1.5 Maintenance du cinquième niveau.....	82
IV.8 Les coutes de maintenance.....	82
IV.8.1 Composition du coût global de maintenance.....	82
IV.8.2 Cout d' intervention directe de maintenance CIM.....	83
IV.8.3 Le coût d'intervention directe de maintenance comprend.....	83
IV.8.3.1 Coût de main-d'oeuvre interne (Par groupe socioprofessionnel).....	83
IV.8.3.2 Coût de la sous-traitance externe.....	83
IV.8.3.3 Coût du matériel comprend.....	83
IV.8.3.4 Coût de revient des moyens roulants comprend.....	84
IV.8.3.5 Coût d'indemnisation.....	84
IV.8.4 Cout de stockage maintenance : CSM.....	84
IV.8.5 Coût de stockage maintenance comprend.....	84
VI.9 Conclusion.....	85

Chapitre V : Conception d'Un Plan de Maintenance Pour L'appareil d'hémodialyse

FRESINUS 4008 S.....	86
V.1 Introduction.....	86
V.2 Maintenance Préventive	86
V.2.1 Entretien de l'appareil	87
V.2.2 Rinçage	87
V. 3 Maintenance Périodique	87

V.3.1 Tout les deux mois (400 heures)	88
V.3.2 Tout les six mois (1200 heures).....	88
V.3.3 Une fois par année (2400 heures).....	88
V.3.4 Description – Vérifications techniques de sécurité et opérations de maintenance...	88
V.3.5 Protocole – Vérifications techniques de sécurité et opérations de maintenance....	97
V.3.6 Description du Test T1.....	100
V.4 Maintenance Corrective.....	107
V.5 Mode de calibration	109
V.5.1 Conditions de base.....	109
V.5.2 Message sur l’affichage du moniteur UF sur l’écran (4008 S).....	109
V.5.3 Partie hydraulique.....	110
V.5.3.1 Pression d’entrée d’eau réduite.....	110
V.5.3.2 Pression de dégazage.....	110
V.5.3.3 Pression MEV.....	110
V.5.3.4 Pression de la pompe de débit.....	111
V.5.3.5 Volume pompe UF.....	111
V.5.3.6 Interrupteur de pression de l’option DCC.....	112
V.5.3.7 Détecteur d’air.....	113
V.6 Programme de calibration.....	114
V.7 Cas d’étude réel.....	115
V.8 Conclusion.....	117
Conclusion Générale.....	118
Bibliographie.....	119



Introduction Générale

Introduction générale

Un dispositif médical (DM) est tout instrument, appareil, équipement, matière ou autre article, utilisé seul ou en association, utilisé chez l'homme pour le diagnostic, prévention, traitement d'une maladie, d'une blessure ou d'un handicap

Aujourd'hui, la technologie a subi plusieurs développements dans tous les domaines surtout dans le domaine médical. Dès la Renaissance, un mouvement de libération des idées préconçues fait que des médecins s'adonnent à l'observation scientifique du corps humain et à la compréhension de son fonctionnement. Ils sont mus par un esprit de recherche scientifique dans le but d'améliorer la thérapeutique. Cette ouverture d'esprit conduit des médecins à s'intéresser à des problèmes fondamentaux, et plus particulièrement à la physique.

L'hémodialyse est une technique qui a connu ses débuts en 1960. Elle consiste à un échange entre le sang du malade et une solution de composition électrolytique.

Le développement de la technologie a mis à la disposition des patients des générateurs d'hémodialyse avec les reins artificiels.

Pour le malade, la fonction rénale n'est plus suffisante, l'insuffisance rénale évolue sur plusieurs années mais parfois sur quelque mois seulement au stade ultime.

La maintenance doit effectuer la maintenance de l'appareil (corrective ou préventive) pour assurer le bon fonctionnement, l'efficacité et une longue durée de vie.

L'objet de ce mémoire de fin d'étude est l'étude des équipements médicaux et j'ai choisie d'un générateur d'hémodialyse FRESINUS 4008 S et la maintenance pour cette appareil.

Notre mémoire est partagé en cinq (05) chapitres et une conclusion générale.

Dans le premier chapitre un aperçu général est donné sur Les Équipements Médicaux. Le chapitre 2^{ème} est consacré à Etude d'un cas particulier d'équipement médicale (Générateur d'Hémodialyse FERESINUS 4008S).

L'étude technique de l'appareil étudié est détaillée dans le 3^{ème} chapitre. Dans le chapitre 4^{ème}, ont expliqué les techniques de maintenance industrielle.

Enfin dans le chapitre 5, on a conçu un plan de maintenance pour l'équipement étudié.

Chapitre I

Les Équipements Médicaux

Chapitre I

Les Équipements Médicaux

I.1 Introduction

Dans ce chapitre , "l'Équipement médical de base" se réfère ici à des technologies qui sont communément considérés comme important ou nécessaire pour les procédures de prévention, de diagnostic, de traitement et de réadaptation spécifiques menées dans la plupart établissements de soins de santé. Il est en général conçu selon des règles rigoureuses de sécurité, et après on a étudié quelque équipements qui sont une relation entre eux, à partir de cette étude on a cité le principe de fonctionnement de de ces équipements.

I.2 Historique

Il est bien difficile de préciser quel fut le premier équipement qui a influencé la médecine de façon déterminante. Dès la Renaissance, un mouvement de libération des idées préconçues fait que des médecins s'adonnent à l'observation scientifique du corps humain et à la compréhension de son fonctionnement. Ils sont mus par un esprit de recherche scientifique dans le but d'améliorer la thérapeutique. Cette ouverture d'esprit conduit des médecins à s'intéresser à des problèmes fondamentaux, et plus particulièrement à la physique. A titre d'exemple, l'anglais Gilbert (1544-1603), médecin de la reine Elisabeth puis du roi Jacques I, s'intéressa aux propriétés magnétiques des corps et fut le premier à introduire le mot électron dans son œuvre principale " De magnéto, magnétolescope cor oribus et de magnox magnéto tellure " en 1600.

Le point de départ d'une véritable méthode scientifique en médecine fut assurément l'introduction du concept de mesure. " Observer pour connaître, mesurer pour comprendre ", c'est ainsi que Galilée (1564-1642) résumait toute démarche scientifique. C'est par l'application de ce précepte que William Harvey, un contemporain de Galilée, put démontrer le mécanisme de la circulation sanguine. Observant par vivisection les mouvements du cœur chez plusieurs espèces animales, étudiant la disposition des vaisseaux sanguins, puis mesurant la fréquence cardiaque et (après immolation) le volume sanguin et le volume des cavités cardiaques, il put décrire le mécanisme circulatoire avec précision.

Les connaissances techniques acquises par les médecins, leurs relations avec des physiciens et des mathématiciens sont à la base de la création au XVIIe siècle de la physiologie. Cette nouvelle discipline veut expliquer le fonctionnement du corps humain. Sanctorius, Professeur à l'Université de Padoue, inventa un thermomètre médical et passa une partie de sa vie sur une balance pour mettre en évidence la sudation invisible.

L'usage des équipements de mesure présenta un nouvel intérêt au début du dix-neuvième siècle avec l'introduction des enregistreurs... ces équipements qui écrivaient leurs résultats avec " leurs propres langages ". Ces nouveaux langages, ces signes qui prenaient la place des langages traditionnels furent appelés graphes, courbes ou enregistrements, [1].

C'est à cette époque que Borelli, mathématicien, analysa la mécanique musculaire, que Descartes, Galilée et Newton s'intéressèrent à la vision. Mais, il y a plus de cent cinquante ans, le premier équipement à révolutionner l'environnement humain fut le microscope qui fut de plus en plus utilisé pour le diagnostic histologique et bactériologique quotidien. La lampe à fente pour l'examen de l'*œil* a étendu les applications de cet appareil à l'ophtalmologie et la microchirurgie a accru encore son rôle déterminant dans la médecine moderne. L'invention de l'ophtalmoscope par Helmholtz en 1851 et la construction du miroir pour la vessie par NITZE en 1879, qui marqua le début de l'endoscopie en médecine clinique, sont sans doute les précurseurs de l'ère technologique de la médecine.

Deux nouvelles sciences, l'acoustique et la physiologie expérimentale, furent grandement aidées par des équipements qui pouvaient détecter et enregistrer des phénomènes au-delà des possibilités des sens humains. Edouard- León Scott de Martin ville fabriqua son " phono autographe, qui aidait les sons à s'écrire eux-mêmes dans l'air ". Etienne Jules Marey, un pionnier de la physiologie, appelait, au siècle dernier, ses graphes un nouveau langage universel pour décrire la physiologie. Il attira l'attention sur l'importance fondamentale d'utiliser les outils les plus récents de la physique et de la technologie pour étudier les phénomènes associés aux organismes vivants. Il écrit, en 1878, " Dans le domaine d'une expérimentation rigoureuse, toutes les sciences se donnent la main. Quel que soit l'objet de ses études, celui qui mesure une force ou un mouvement, un courant électrique ou une température, qu'il soit physicien, chimiste ou physiologiste, il a recourt à la même méthode et emploie le même équipement.

Trois découvertes, au début de notre siècle, vont révolutionner la médecine :

- en 1895, Roentgen constata que les rayons X, ainsi nommés par ce qu'on ne connaissait rien à leur sujet, permettaient de voir à travers le corps.

- en 1896, Becquerel mettait en évidence la radioactivité, puis Pierre et Marie Curie isolaient le radium, donnant ainsi le départ aux espoirs de la radiothérapie.

- en 1902, l'utilisation du galvanomètre à fils pour l'enregistrement de l'activité électrique du cœur par Einthoven (1902) allait initier l'électrocardiographie, qui permet d'enrichir l'exploration cardiaque, d'une façon jusqu'alors inimaginable. L'enregistrement de l'activité cérébrale s'est fait attendre 20 ans. Berger, à Iéna, observa, à l'aide d'un galvanomètre à cadre, sur des malades présentant des troubles consécutifs à une trépanation des oscillations qui ne pouvaient être produites que par les courants du cerveau. L'incompréhension de ses collègues et des difficultés techniques dans la fabrication des amplificateurs s'opposèrent au développement de l'électroencéphalographie. Ce n'est qu'après la deuxième guerre mondiale que l'électroencéphalographie devient un examen pratiqué, [2].

I.3 Technologie médicale

L'innovation en technologie médicale peut indiscutablement améliorer la qualité de la vie et diminuer la souffrance due à la maladie ou au handicap. Le vieillissement de la population et une demande pour des produits qui aident à améliorer la vie ou à la prolonger induisent une croissance du marché dans ces secteurs. Cependant, les réussites en Génie Biologique et Médical sont toujours accompagnées de problèmes, car la technologie en médecine est rarement considérée comme un art noble, mais le plus souvent comme un palliatif nécessaire. Le bon usage de la technologie est un phénomène si complexe qu'il n'est pas rare d'entendre les problèmes suivants :

- les efforts en recherche et développement ne sont pas dirigés vers les technologies les mieux adaptées,
- la planification pour l'introduction d'une technologie nouvelle sur une grande échelle est rarement faite correctement,
- les technologies utilisées ne sont pas assez sûres ou efficaces et ont un coût prohibitif compte tenu de leur utilisation,
- l'enveloppe globale des ressources étant limitée, l'emploi de la technologie n'est pas assez optimisé pour fournir le meilleur soin au plus grand nombre.

La technologie médicale est souvent critiquée, car considérée comme responsable de l'augmentation des coûts de la santé.

L'amélioration de la qualité des soins, la diminution de la durée d'hospitalisation, les progrès de la chirurgie endoscopique ou de la radiologie interventionnelle ne semblent pas suffisants pour

convaincre les détracteurs qui considèrent que le prix à payer pour cette technologie est insupportable.

Des voies continueront à s'élever contre la technologie pas seulement du fait de son coût ou des problèmes mentionnés précédemment, mais parce qu'elle est considérée comme déshumanisante. Le désenchantement vis à vis de la technologie exprimé par Aldous Huxley dans " Brave New World " a été repris par des écrivains contemporains pour le transposer à la technologie de la médecine moderne.

Mais, il n'y a pas de raisons que ces développements soient considérés comme plus déshumanisants que les moyens actuels de transports, de communications ou de télécommunications, ni comparativement plus coûteux.

I.4 Le Dispositif médical

Un dispositif médical (DM) est tout instrument, appareil, équipement, matière ou autre article, utilisé seul ou en association, utilisé chez l'homme pour le diagnostic, prévention, traitement d'une maladie, d'une blessure ou d'un handicap, ou d'étude ou remplacement ou modification de l'anatomie ou d'un processus physiologique, [3].

Il est destiné par le fabricant à être utilisé chez l'homme à des fins médicales et dont l'action principale voulue n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques, immunologiques, métaboliques, mais dont la fonction peut être assistée par de tels moyens.

I.5 Les différents équipements médicaux

I.5.1 Hématologie analyseur automatique

Au sol ou appareil portable comprend un rack ou plateau sur qui tubes d'échantillons de sang des patients sont chargés (figure I.1); les échantillons sont mélangés avec des réactifs pour déterminer le type de sang et les résultats sont afficher sur un moniteur; armoires ou compartiments réactif de magasin navires; un moniteur, clavier, souris, imprimante et (ou toute ordinateur) peut être relié pour la programmation, la saisie de données, et à voir et les résultats des tests d'impression,[4].

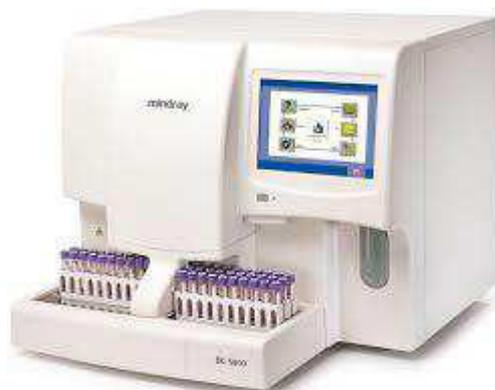


Figure I.1 : Hématologie Analyseur, laboratoire, [4].

I.5.1.1 Principe de fonctionnement

Un tube de sang contenant de l'acide éthylène diamine-tétra acétique (EDTA) anticoagulant est chargé sur l'analyseur, et l'opérateur les centrifugeuses généralement de séparer les globules rouges du plasma. Les analyseurs automatisés remettent en suspension les globules rouges typiquement dans une solution saline et chargent les échantillons dilués sur des microplaques à quels réactifs (Antisérums connus) ont été ajoutés. L'identité de groupe sanguin se produit lorsque l'antisérum connu, les anticorps contenant, bouquets agglutinés (globules rouges) qui ont un antigène correspondant, [4].

I.5.2 La radiographie et le scanner

La radiographie (IRM) et le scanner utilisent les rayons X à des fins de diagnostic. Vous allez passer une radiographie ou un scanner. Ces deux examens utilisent les rayons X à des fins de diagnostic, pour visualiser les structures du corps humain.

Ces techniques d'imagerie apportent des informations différentes et sont choisies par le médecin en fonction de l'objectif diagnostique, Elles constituent un outil irremplaçable de la médecine moderne. Par exemple la figure I.2 et figure I.3.

Une radiographie ou un scanner doit dans tous les cas être demandé et justifié par un médecin après une consultation. Cette demande doit ensuite être validée par un radiologue, qui peut éventuellement la remplacer par un autre examen plus adapté et parfois moins irradiant, [5].



Figure I.2 : La radiographie, [5].



Figure I.3 : Image d'un scanner, [5].

I.5.2.1 Principe de fonctionnement

Un **CT Scan** (Computer Tomographie Scanner) est un appareillage d'imagerie médicale utilisant la **tomographie**. Il permet de générer une image en trois dimensions à partir d'une série d'images en deux dimensions prises autour d'un seul axe de rotation.

Les appareillages d'imagerie médicale autorisent quant à eux le codage de l'information sur une dynamique de 12 bits, soit 4096 ($=2^{12}$) niveaux de gris. Ce choix est basé sur plusieurs considérations

- La sensibilité importante des différents capteurs utilisés.
- La possibilité d'accroître encore cette sensibilité
- La possibilité d'adapter le processus de visualisation sur une partie seulement de la Dynamique.

Le meilleur exemple (Figure I.4), quant à ce dernier point, peut être illustré par l'échelle densitométrique de Hounsfield, un des pères de la radiologie. Cette échelle est composée de valeurs entières relatives comprises entre -1000 et $+1000$. A la valeur -1000 correspond le densitomètre nul de l'air. A la valeur 0 correspond le densitomètre moyen de l'eau. Enfin à la valeur $+1000$ correspond le densitomètre fort de structures anatomiques particulièrement denses tel l'os compact. Entre ces valeurs, on retrouve les densités de différents tissus musculaires, graisseux, ... Plusieurs conséquences peuvent alors apparaître :

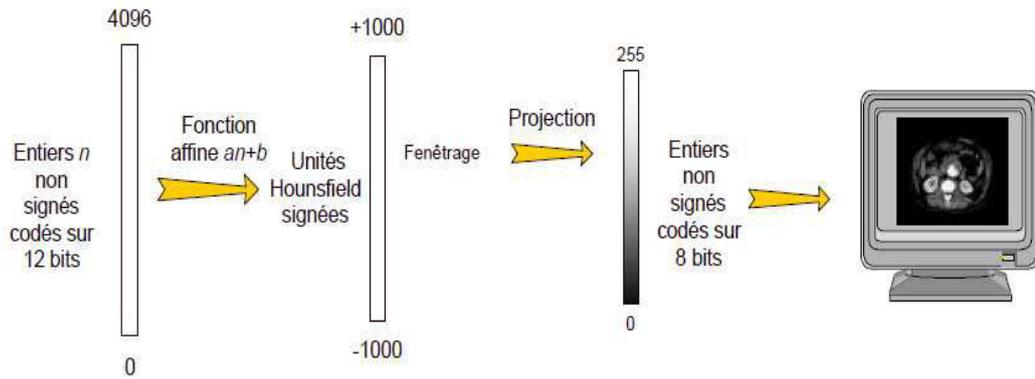


Figure I.4: L'échelle de Hounsfield, [6].

- La taille de cette échelle est de moitié inférieure à la plage de 12 bits utilisée classiquement. Qu'importe, de toutes façon elle ne tiendrait pas (ou à peine) sur 10 ou 11 bits.
- C'est une échelle relative. Il faut donc pouvoir passer (et gérer le passage) des valeurs entières non signées sur 12 bits aux valeurs entières relatives de l'échelle de Hounsfield.
- Cette dynamique est largement supérieure à la dynamique gérée par les écrans monochromes (8 bits) et encore plus à la dynamique propre de l'œil humain, [6].
- Des techniques de réduction de dynamique et/ou de fenêtrage peuvent être alors introduites.

Ces manipulations sont illustrées où l'on présente le processus de décodage et de visualisation d'une information tomodensitométrie 12 bits.

I.5.3 Électrocardiographie ECG

Depuis le premier appareil (figure I.5) du début du siècle, l'électrocardiographe a évolué en adoptant au fur et à mesure les technologies d'actualité. Ainsi, le signal analogique entraînant une aiguille est devenu numérique, exploité par logiciel, et transmis sur papier par l'intermédiaire d'une imprimante, [7].

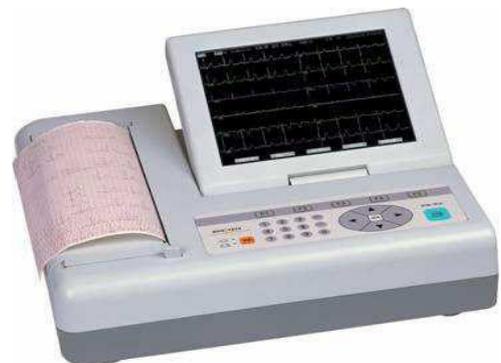


Figure I.5 : L'appareil de l'électrocardiographie ECG, [7].

I.5.3.1 Principe de fonctionnement

L'électrocardiographie (ECG) consiste à recueillir les variations du potentiel électrique, à les amplifier puis les enregistrer. Les signaux captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs de hautes performances (gain, linéarité, différentiel, minimum de bruit de fond) sont souvent nécessaires.

Records électrocardiographiques petites tensions d'environ un millivolt (MV) qui apparaissent sur la peau comme un résultat de l'activité cardiaque. La différence de tension entre les électrodes sont mesurées; ces différences correspondent directement à l'activité électrique du cœur. Chacune des 12 dérivations standard présente une perspective différente de l'activité électrique du cœur; production des ondes de l'ECG dans lequel le P vagues, complexe QRS et l'onde T varient en amplitude et de la polarité. Autres configurations de plomb comprennent ceux du système et Frank Cabrera mène. Les mesures configuration Frank tensions d'électrodes appliquées à sept endroits-le front ou le cou, le centre colonne vertébrale, du sternum le, la gauche et les lignes axillaire droite, une mi-chemin de la position entre la gauche du sternum et axillaire électrodes, et la jambe gauche, [4].

Les renseignements écrits fournis par l'électro cardiogramme sont de ce type (Figure I.6):

P = onde auriculaire.

QRS = onde ventriculaire rapide ou de dépolarisation.

Q = première onde négative.

R première onde positive.

S = première onde négative suivant une onde positive.

PR = temps de conduction auriculo-ventriculaire.

ST-T = onde ventriculaire lente ou de ré polarisation.

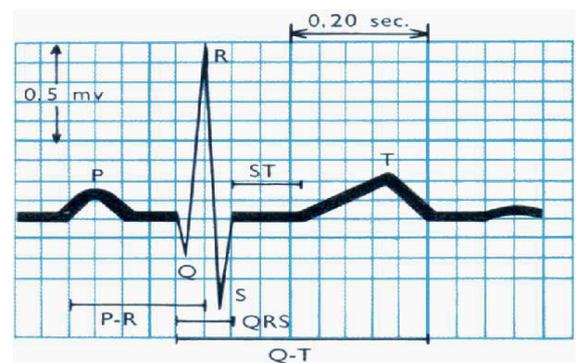


Figure I.6 : Tracé d'un électrocardiogramme.

I.5.4 Échographie

L'échographie est un Instrument médical de diagnostic (figureI.7), et une technique d'imagerie employant des ultrasons. Elle est utilisée de manière courante en médecine.

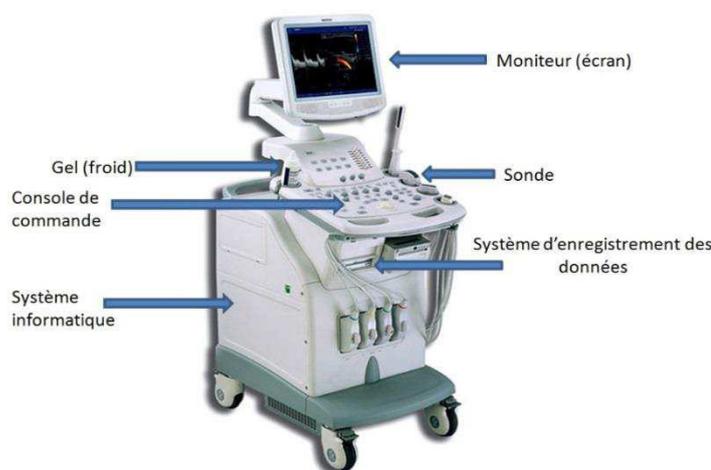


Figure I.7 : Exemple d'un Échographie.

I.5.4.1 L'échographie Doppler

L'échographie Doppler est un examen médical échographique en deux dimensions non invasif qui permet d'explorer les flux sanguins intracardiaques et intravasculaires. Elle est basée sur un phénomène physique des ultrasons : l'effet Doppler. Elle est aussi appelée écho Doppler.

I.5.4.2 Doppler

Le doppler est un examen médical qui permet d'étudier le débit sanguin, c'est-à-dire la vitesse et la direction du sang dans les artères et les veines.

Le doppler n'utilise pas des rayons X mais des ultra-sons, tout comme l'échographie, à laquelle il est très souvent associé. Le plus souvent, le doppler est en effet intégré dans l'appareil d'échographie :

On parle alors d'échographie doppler ou écho doppler. Pour étudier l'écoulement du sang dans un vaisseau, on applique une sonde émettant des ultra-sons sur la zone à examiner. Les ultrasons se propagent dans les tissus et sont renvoyés sous forme d'écho par les différents organes, [8].

I.5.5 Salle d'opération

La salle d'opération doit être vaste et claire (Figure I.8). La taille de la salle est également importante pour deux raisons: l'apport d'un matériel supplémentaire et l'agrandissement des espaces opératoires.



Figure I.8: Exemple d'une salle d'opération moderne intégrant toutes les nécessités et les spécificités de la Celio chirurgie, [9].

En effet, bien que les champs opératoires soient les mêmes que lors des techniques conventionnelles, les opérateurs occupent un espace plus large lors de leur placement et sont assez souvent amenés à se déplacer autour du patient (Figure I.9).

- (1). Moniteur ;
- (2). insufflateur électronique ;
- (3). Source de lumière froide ;
- (4). pompe hydraulique électronique;
- (5). enregistreur vidéo numérique ;
- (6). écran pour la gestion des photos ;
- (7). Bouteille de dioxyde de carbone ;
- (8). générateur pour l'électrochirurgie.



Figure I.9: Colonne de cœlioscopie (1-7) et générateur pour l'électrochirurgie (8).

I.5.6 Unité d'Anesthésié

Anesthésie unités dispensent un mélange de gaz et de vapeurs et varient les proportions de contrôler le niveau de conscience du patient et / ou une analgésie pendant les interventions chirurgicales.

Système d'anesthésie comprenant une plate-forme de distribution de gaz, une analyse de données et système de distribution, et physiologique et moniteurs multi gaz (option dans la plupart des unités), (figure I.10) qui indiquent les niveaux et des variations de plusieurs variables et paramètres physiologiques associée à la fonction cardio-respiratoire et / ou de gaz et concentrations d'agents dans des mélanges de gaz respiré. Fabricants offrent généralement une combinaison

minimale de moniteurs, des alarmes, et d'autres caractéristiques que les clients doivent acheter pour répondre aux normes et assurer la sécurité du patient, [4].



Figure I.10 : Appareil d'anesthésie, [4].

I.5.6.1 Principe de fonctionnement

O₂ et N₂O sont utilisés en grandes quantités, ils sont habituellement tirés de l'approvisionnement en gaz centrale de l'hôpital. Vaporisateurs ajoutent une quantité contrôlée de vapeur anesthésique dans le mélange de gaz. Un ventilateur automatique est généralement utilisé pour fournir mécaniquement respirations du patient. Le ventilateur force le gaz d'anesthésie mélange respiratoire dans les poumons et le circuit du patient et, dans un système de respiration circulaire, reçoit air expiré du patient ainsi que le gaz frais. Un système de balayage capte et échappements perdre gaz pour minimiser l'exposition de la salle d'opération personnel à des agents anesthésiques nuisibles. Systèmes d'évacuation supprimer gaz par le vide, un système d'échappement passif, ou les deux, [4].

I.5.7 Les robots « médico-chirurgicaux »

Aujourd'hui, les avantages de la robotisation ne sont plus à démontrer: amélioration de la souplesse des installations, de la qualité des produits, de la productivité. Pourtant, on ne peut pas parler de flexibilité réelle; l'adaptation humaine face à un problème ne dure que quelques instants alors que la reprogrammation d'une machine nécessite une intervention beaucoup plus longue.

Dans le même souci d'amélioration de la qualité des soins fournis aux patients, on a vu apparaître ces dernières années, de nouvelles techniques chirurgicales s'appuyant sur l'utilisation de robots. Ces robots restent cependant opérateur-dépendants: il est impossible de leur confier, pour le moment, une tâche entièrement automatique. C'est pourquoi on parle bien de la robotisation au bloc opératoire et non de l'automatisation de l'acte chirurgical.

I.5.7.1 L'endoscope à commande vocale

Est le seul robot à commande vocale. Comme son nom l'indique, AESOP (Automate Endoscopique System pour Optimal Positionna), (figure I.11) n'est qu'un système de déplacement et de maintien d'un endoscope utilisé lors d'interventions chirurgicales mini-invasives. Sa grande originalité réside dans sa commande vocale. Le chirurgien enregistre sa voix sur une carte ensuite insérée dans l'AESOP avant chaque opération. De cette manière, le système n'est capable d'obéir qu'à un seul chirurgien éliminant les risques de mauvaise utilisation. L'AESOP permet d'organiser différemment l'équipe chirurgicale en libérant un assistant. Ce type d'instruments à commande vocale laisse entrevoir des perspectives : commande de la position de la table opératoire, de l'éclairage du site opératoire ou des lumières d'ambiance de la salle par exemple, [10].



Figure I.11: L'endoscope à commande vocale AESOP.

I.5.8 Les robots dédiés à la chirurgie Mini Invasive

Depuis une vingtaine d'années, la chirurgie mini-invasive a connu un essor considérable. Elle contribue à l'amélioration des actes chirurgicaux. En conséquence, la douleur ainsi que les complications postopératoires sont fortement diminuées.

Par conséquent, des techniques nouvelles apparaissent, tendant à améliorer ce type d'opérations, que ce soit au niveau des temps d'intervention, du personnel mobilisé ou du confort apporté au patient et au chirurgien. Ces nouvelles techniques ne sont, pour la plupart, que des améliorations des techniques conventionnelles au niveau des instruments, [11].

La chirurgie assistée par ordinateur, et plus particulièrement l'utilisation de robots chirurgicaux, semble offrir les meilleures perspectives. En effet, des études ont montré l'efficacité de l'utilisation de systèmes de robotique, notamment en chirurgie obstétrique.

I.5.8.1 Le robot chirurgical DA VINCI

Le système chirurgical DA VINCI (figure I.12) manipule des instruments endoscopiques commandés à distance par un chirurgien au cours d'interventions majoritairement périscopiques.

Il se compose des éléments suivants: une console de chirurgien avec visionneuse stéréo à affichage tridimensionnel incorporée (le maître), un chariot de chirurgie avec des bras d'instrumentation (l'esclave) et un chariot d'imagerie.

Assis à sa console, le chirurgien opère à l'aide de deux organes pilotes (ou manipulateurs) placés directement sous un affichage tridimensionnel agrandi du champ opératoire.

Sur l'écran d'affichage, les extrémités des instruments sont alignées avec les manipulateurs pour assurer des mouvements naturels et prévisibles des instruments. Le chirurgien retrouve bien le rapport d'orientation main/œil.

Le système DA VINCI place les mouvements des instruments sous le contrôle direct du chirurgien et en temps réel. Il utilise une structure cinématique (ou théorie des mouvements d'articulation) permettant au chirurgien d'employer des techniques de chirurgie ouverte depuis la console. Ces techniques de chirurgie ouverte sont instantanément converties dans le site chirurgical en gestes de chirurgie mini-invasive. À l'aide de ce système, le chirurgien bénéficie d'un accès par des incisions réduites sans avoir à compromettre la dextérité, la précision et les gestes naturels nécessaires en chirurgie ouverte.



Figure I.12: Le système chirurgical DA VINCI.

I.5.8.2 Un robot chirurgical révolutionnaire

Les chirurgiens de l'Hôpital général juif de Montréal viennent de plonger dans la très haute technologie grâce à l'acquisition récente d'un robot chirurgical de type da Vinci (Figure I.13).

L'endoscope à commande vocale AESOP de dernière génération. L'hôpital a récemment procédé à des prostatectomies et des hystérectomies pour cancer de la prostate et de l'utérus.

Le robot Il est muni de quatre bras, trois qui servent à manipuler les instruments chirurgicaux, un qui filme toute l'opération. Les bras de l'appareil bougent à partir d'un point fixe, ce qui limite les incisions sur le corps.



Figure I.13: Un robot chirurgical révolutionnaire.

I.5.8.3 Le robot Neuro mate

Le robot **Neuro mate** (Figure I.14), l'un des premiers robots chirurgicaux, utilisé dès 1989. Il s'agit ici d'un bras semi-actif, c'est-à-dire, qu'il a pour principal objectif s'assister la main du médecin, la guider et corriger les éventuelles erreurs et faux mouvements pouvant subvenir. Il est basé sur le système mis au point, par l'équipe GMCAO (Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur) du laboratoire.



Figure I.14 : Le robot Neuro mate, [12].

Il permet donc au chirurgien d'optimiser la trajectoire de ses outils, en particulier lors d'interventions sur le cerveau ou la moelle épinière, principalement dans le cas d'opérations où seul un geste assisté par ordinateur peut garantir un résultat satisfaisant. Ces opérations sont délicates et concernent la chirurgie stéréotaxique. La dernière génération (ci-contre) de ce robot atteint une précision de l'ordre de 1/10ème de millimètre, [12].

I.5.9 Unité d'hémodialyse

Ces appareils effectuent dialyse extra pour remplacer la activité principale des reins chez les patients présentant une insuffisance rénale fonction, tels que ceux ayant une maladie rénale au stade terminal.

Systèmes d'hémodialyse individuelle du patient peuvent être divisés en trois composantes majeures:

le système de livraison de dialysat, le circuit sanguin extracorporel-livraison, (figure I.15) et le dialyseur, [4].



Figure I.15: L'appareil d'hémodialyse, [4].

I.5.9.1 Principe de fonctionnement

Systèmes d'hémodialyse individuelle du patient peuvent être divisés en trois composantes majeures: le système de livraison de dialysat, le circuit sanguin extracorporel-livraison, et le dialyseur. Le sang est pris par le circuit extracorporel, passé à travers un dialyseur pour soluté et le retrait de fluide, et renvoyé au patient. Chaque système a ses propres circuits de surveillance et de contrôle. La livraison système prépare dialysat-une solution d'eau purifiée avec un Composition d'électrolyte semblable à celle du sang, et il délivre à le dialyseur. Le système du sang-livraison externe (extracorporelle circuit dans le sang) circule une partie du sang du patient à travers le dialyseur et revient au patient. Le dialyseur est un composant jetable dans lequel l'échange de soluté, ou l'autorisation a lieu, [4].

I.6 Ensemble d'équipement

Instrument médical formé de plusieurs équipements médicaux, tels un ensemble d'équipements chirurgicaux ou un plateau, et vendu sous un seul nom, l'équipement médical dont le fonctionnement dépend d'une source d'énergie électrique. L'équipement de diagnostic, utilisé seul ou en combinaison avec un autre équipement médical pour vu l'état de santé des maladies.

Le tableau ci-après spécifie les équipements de la chirurgie générale et médicale de laboratoire.

Tableau I.1 : d'équipement de la chirurgie générale, [13].

L'instrument	Spécification/Description	Image
Générateur électro chirurgical	Générateur électro chirurgical Trois mode de fonctionnement : mode de coupe, mode de coupe mixte, la coagulation ponctuelle.	
La machine de l'électrocardiogramme (ECG) 12 dérivations	Avec la machine ECG 12 dérivations, l'affichage des formes d'onde de l'ECG, à la fois pour les adultes et enfants	
Ultrason	Ultrason Affiche modes, modes de balayage, sonde interface, mémoire d'image; équipements optionnels chariot, et vide printer, et attachement biopsie.	
Chair dentaire	Chair dentaire multi fonctionnement avec Eclairage	
Machine de diathermie	Machine de diathermie : (mono polaire / bipolaire). Combinant coupe et la coagulation, la main ou la pédale contrôlée ou microprocesseur.	

Aspirateur	Aspirateur médico-chirurgical, aspirateur de bloc, utilisé pour l'aspiration du sang, des sécrétions ou des débris tissulaires présents dans la zone opératoire, lors d'une intervention chirurgicale, pour permettre au chirurgien de voir ce qu'il fait.	
Respirateur	Générateur de pression contrôlé par un microprocesseur, capable de surveiller les débits d'air. Assurer la ventilation des poumons de façon artificielle,	

Tableau I.2 : d'équipements médicaux de laboratoire, [14].

Instruments	Spécification / Description	Image
Hématologie analyseur automatique	Hématologie analyseur automatique entièrement démarrage, système d'auto-contrôle, l'échantillonnage automatique avec sonde et essuyez écran.	
Comptage Modèle de table CD4 / CD8	Comptage Modèle de table CD4 / CD8, à l'analyse automatisée de données, système d'affichage de données et la fourniture d'impression.	

Faure électrique	Faure électrique a 220v et 50hz, chambre en tôle d'acier inoxydable, ventilateur de circulation, régulateur de température, plage de température 500C à 1800C.	
Banc électrique.	Banc électrique vitesse centrifugé Max. 6000rpm, verrouillage du couvercle, régulateur de vitesse en continu, fusible de sécurité, tête de rotor polyvalent et adaptateurs.	

I.7 Conclusion

Dans ce chapitre on a étudié la médecine moderne qui est basée sur l'équipement médical comme les appareils de diagnostic sur l'IRM, le scanner, les appareils des opérations chirurgicales sur les robots commandés par l'ordinateur, et comme l'appareil de traitement sur le générateur d'hémodialyse. Nous espère plus de développement dans le domaine médical par ces appareils et des instruments médicaux. Et penser à développer la médecine dans toutes les spécialités.

Chapitre II

**Etude d'un cas particulier
d'équipement médicale
(Générateur d'Hémodialyse
FERESINUS 4008S)**

Chapitre II

Etude d'un cas particulier d'équipement médicale (Générateur d'Hémodialyse FERESINUS 4008 S)

II.1 Introduction

Parmi les équipements médicaux précédents on va s'intéresser au générateur d'hémodialyse. Il existe plusieurs types d'appareils d'hémodialyse parmi lesquels :

DASCO, le premier reçu en Algérie, caractérisé par sa constitution mécanique plus d'électronique et DRAKEWILLOCK qui est robuste caractérisé par simplicité de construction et l'insuffisance des systèmes d'alarme. Ainsi que j'ai un autre modèle d'appareil qui a évolué par rapport aux autres par son mode d'uni ponction et surtout la facilité de dépannage durant la dialyse, c'est le générateur de dialyse GAMBRO AK10.

Après ce mode d'appareil, il y a eu d'autres types, c'est le Frésinus, d'une construction différente basée sur l'électronique ainsi que la variation des systèmes d'alarmes (sécurité), les appareils d'hémodialyse le plus connu est :

- GAMBRO AK10
- FRESINUS 4008(B/E/H/S)
- FRESINUS 5008 HF

Puisqu'on a deux appareils qui fonctionnent dans le service d'hémodialyse qui est : FRESINUS 4008B et FRESINUS 4008S.

Pour notre étude on a choisi comme appareil FRESINUS 4008S, cet appareil est nouveau et plus développé.

Durant ce chapitre, on a entamé une petite rappel sur l'anatomie du rein de manière générale et sa fonction biologique, et on va entamer une généralité sur l'hémodialyse et leur principe fondamental, et on a essayé de composer une idée sur le traitement d'eau.

Enfin, on a donné une description de l'équipement de l'hémodialyse comprend trois parties:

1. Le système de distribution du sang.
2. Le système de composition et de distribution du bain de dialyse.
3. Le dialyseur lui-même ou filtre de dialyse.

II.2 Anatomie et physiologie du rein

II.2.1 Anatomie du rein

Les reins sont deux organes, quelque peu aplatis, ayant une forme de haricot et situés en arrière de péritoine de chaque côté de la colonne vertébrale, contre la paroi abdominal postérieur. Ensemble, ils pèsent environ 300g et représente ainsi 0,4 % du poids du corps. Ils sont encastrés dans une masse de tissu adipeux et lâche qui les entoure. Le pôle supérieur du rein droit est situé au niveau de la deuxième cote. Alors que celui de rein gauche supérieur du rein droit est situé entre le onzième et la deuxième, [15].

Les artères rénales et les néphrons entrain dans le rein au niveau de hile, alors qu'en sortent veines, lymphatiques et uretères.

Le hile est une fente longitudinale occupant le bord interne de l'organe, légèrement plus bas que sont tiers moyen.

Le hile s'ouvre dans un espace plus grand mais profond et affectant une forme de : le sinus rénale complètement entouré de tissu rénale. (figure II.1).

Le sinus rénal est dans sa plus grande partie occupée par le bassinnet en contact avec les grands et les petits calices. Les cavités sont remplis du tissu adipeux, dans lequel courent les vaisseaux et les nerfs rénaux.

Le rein est entouré d'une capsule de collagène résistante et qui ne se laisse pas distendre. Elle est peu adhérente ou parenchyme sous-jacent, du quel elle peut être aisément clivée.

Son feuillet externe adhère solidement aux vaisseaux sanguins et au bassinnet, son feuillet interne tapisse le sinus. La paroi du sinus est garnie de saillies coniques : Les papilles rénale dans le nombre est on moyenne de 8 ou 10, mais peut être atteindre 18. Les papilles ont 7 à 10 mm de hauteur, une forme conique et une base elliptique. Le sommet de chaque papille est percé de 18 à 24 orifices minuscules à peine visibles à l'œil nu : les ouvertures des canaux collecteurs de Bellini. Ceux-ci sont formés par la jonction de nombreux tubes collecteurs. Chaque papille plonge dans un prolongement terminal du bassinnet rénal ou petit calice. L'urine coule à partir des orifices des tubes de Bellini dans un petit calice. S'écoule ensuite dans les calices supérieurs ou inférieurs, puis dans le bassinnet rénal et finalement, par l'intermédiaire des uretères, dans la vessie, les paroi des calices du bassinnet et de l'uretère contiennent des muscles lisses qui se contractent rythmiquement et propulsent l'urine par péristaltisme, [16].

Le rein de l'homme est une organe multilobé, chaque lobe rénale est une masse pyramidal dans la base forme la surface du rein, le sommet constituant la papille. A la surface du rein le fœtus,

la lobulation est évidente, mais chez l'adulte la fusion est si complète qu'il ne persiste aucune trace visible de cette constitution. Chez les rongeurs et les insectivores, le rein entier peut être considéré comme un simple lobe se terminant dans une seule papille, [16].

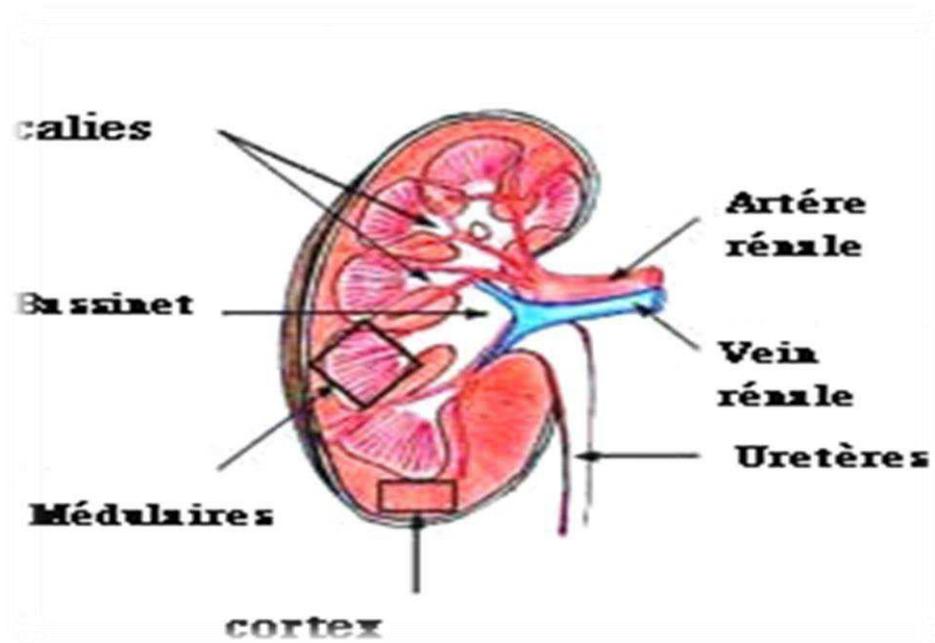


Figure II.1 : Coupe du rein, [15].

II.3 L'Hémodialyse

II.3.1 Définition de l'hémodialyse

Le terme « hémodialyse » englobe l'ensemble des modalités d'épuration extrarénale capables de restaurer périodiquement le « milieu intérieur » de patients insuffisants rénaux chroniques résultant de la défaillance de leurs fonctions excrétrices (figure II.2).

Il fait appel à différents modalités techniques (hémodialyse, hémofiltration, hémodiafiltration) qui font intervenir des principes physiques élémentaires (diffusion, convection, adsorption) et qui ont en commun une circulation sanguine extracorporelle, un module d'échange entre le milieu intérieur et le milieu extérieur (hémodialyseur), et une solution électrolytique vectrice des échanges, [17, 18].

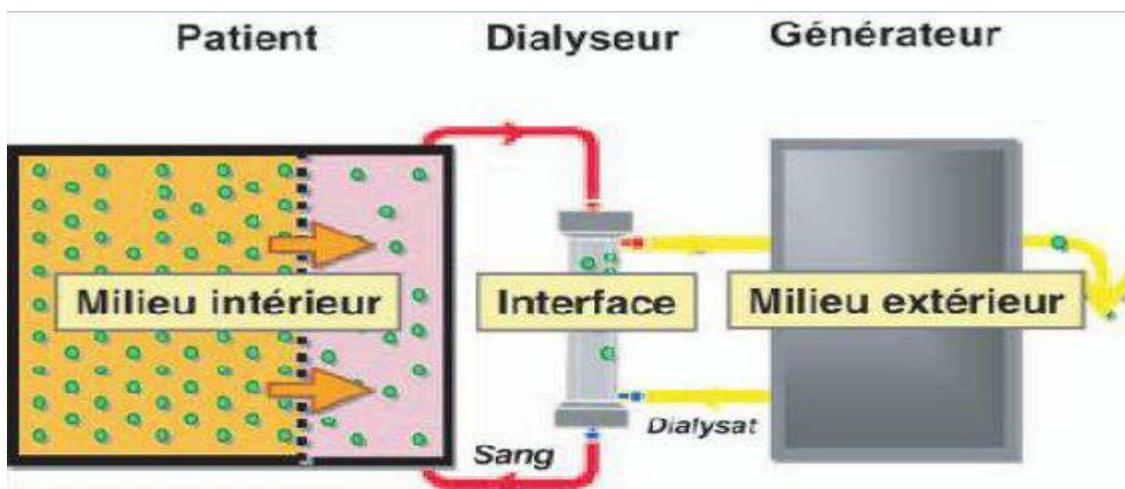


Figure II.2: Epuration extrarénale par hémodialyse, [17].

II.3.2 Principes physico- chimiques

Rappels des principes d'échanges moléculaires à travers les membranes :

a) Diffusion

Si dans un récipient séparé par une membrane semi-perméable, on met de l'eau salée d'un côté et de l'autre de l'eau pure, on constate en final que les deux récipients contiennent de l'eau salée.

Cela est dû à un phénomène qui tend à égaliser la solution la plus concentrée vers la solution la moins concentrée.

Ainsi, le sel en solution de poids moléculaire faible est passé à travers la membrane semi-perméable pour qu'il y ait équilibre : Ce phénomène est appelé diffusion.

Si l'on admet à présent que le sang se trouve en A, et le liquide de dialyse en B, des échanges s'établissent en fonction des différences de concentration des deux côtés de la membrane. Pour que le sang soit débarrassé des petites molécules, il suffit que la concentration du liquide de dialyse soit inférieure à celle du sang. Inversement, si l'on veut ajouter au sang une substance, il suffit que la concentration dans le dialysât soit plus importante. Au bout « d'un moment » les concentrations s'équilibrent et la diffusion devient nulle.

Le renouvellement continu du sang et du dialysât, circulant en sens opposé, permet de maintenir une diffusion, [19].

b) Ultrafiltration (UF)

Elle se définit comme étant le passage d'une solution à travers une membrane, sous l'influence d'une pression quelconque soit de compartiment 01 et 02 contient deux substances séparées par une MP.

Une pression exercée sur le compartiment 1, l'eau et les molécules sont passées de 01 vers 02 ce qu'on l'appelle l'UF de pression positive, et si on crée une décompression sur le compartiment 02 la même chose se produira comme la première, [19].

c) L'osmose**• Définition**

L'osmose est un principe physique qui explique les transferts d'eau entre deux solutions ayant des concentrations différentes en sels minéraux, via une membrane perméable aux molécules d'eau. L'eau va de la solution la moins minéralisée vers la plus minéralisée pour aboutir à deux solutions de minéralisation identique. Cette osmose se fait sans aucune dépense d'énergie.

• Principe

Soit 02 compartiments séparés par une MP à l'eau mais imperméable à toutes autres molécules. Un compartiment A contient une solution aqueuse d'électrolytes, B ne contient que de l'eau pure. Du fait qu'on exerce une pression osmotique sur A, un transfert d'eau par osmose se produira de B vers A. Le niveau d'eau dans A sera plus élevé qu'à B ce qui crée une pression hydrostatique, il n'y a pas de transfert de $B \Rightarrow A$.

Lorsqu'on crée une pression mécanique p , un passage inverse d'eau se fera de $A \Rightarrow B$, c'est l'osmose inverse, [19].

II.3.3 Le rein artificiel

Le rein artificiel est composé d'un générateur de dialyse est d'un générateur. Tout comme le rein normal, le rein artificiel permettra l'élimination des déchets par l'un des principes que nous venons de voir.

Concernant la diffusion, elle permettra de retirer une certaine quantité d'eau et de substances de petite taille moléculaire du sang, [15]. L'importance de la diffusion dépend :

- du soluté (le poids moléculaire et la taille), de la membrane (la surface, le diamètre des pores, l'épaisseur),

- enfin, pour conserver une diffusion, il faudra tenir une différence de concentration et pour cela renouveler de façon continue en ce qui nous concerne le sang et le dialysât. Concernant l'ultrafiltration
- de la perméabilité hydraulique de la membrane,
- de la surface de la membrane,
- du gradient de pression transmembranaire.

II.3.4 La machine d'hémodialyse

Elle possède plusieurs fonctions :

- assurer la fonction du sang dans le circuit extracorporel
- produire le bain de dialyse appelé dialysât à partir de l'eau purifiée et de solutés concentrés en sodium, chlore, calcium, bicarbonates... etc.

Sa composition est voisine de celle de sang, et il est maintenu à une température d'environ 38°. Il est renouvelé en permanence pendant toute la dialyse, et rejeté après passage dans le dialyseur. (figure II.3), [20]



Figure II.3 : Le générateur de Dialyse.

II.3.4.1 Dialysât

Liquide de dialyse ou bain de dialyse. C'est le liquide qui circule dans le dialyseur en sens inverse de celui du sang, de l'autre côté de la membrane de Cellophane.

Il permet grâce à sa composition l'épuration du sang par le passage des déchets contenus dans le sang à travers la membrane, et son enrichissement, cela est nécessaire en certaines substances par le même mécanisme (exemple : le calcium, les bicarbonates...). Sa composition est stable et définit : eau pure mélangé à un concentré en électrolytes, auquel on ajoute des substances tampon pour corriger l'acidité du sang.

II.3.4.2 Concentré de dialyse

Une solution chimique qui une fois diluée donne le dialysât.

II.3.4.3 le bain de dialyse

C'est solution ayant une composition électrolytique voisine de celle d'un liquide extracellulaire normale.

Il est prouvé des solutés dont l'élimination est désiré (urée, créatine, et autres déchets du métabolisme azoté.)

II.3.4.4 le circuit extra corporel d'hémodialyse

Il permet de transporter le sang à l'extérieure de l'organisme du patient jusqu'à dialyseur.

Après épuration au travers du dialyseur, le sang est restitué au patient (figure II.4).

La circulation du sang est assurée par une pompe fonctionnant en continu, est placée en amont du dialyseur. Le débit du sang dans le circuit de l'ordre 250 à 300ml/mn, [21, 22].

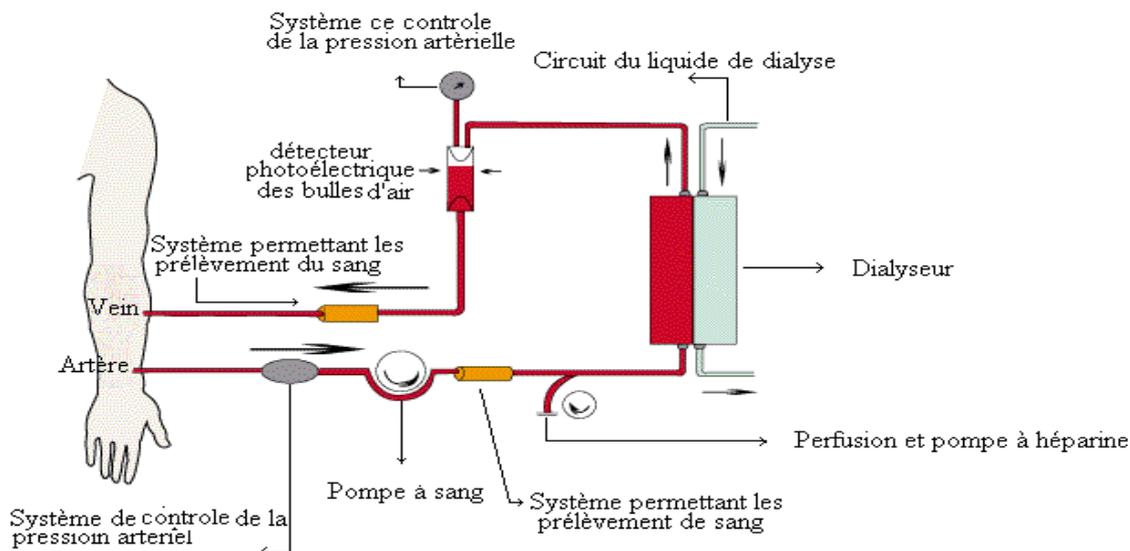


Figure II.4 : Le circuit extra corporel d'hémodialyse, [22].

II.3.5 Le but de l'hémodialyse

Le but de l'hémodialyse est de compenser la perte de la fonction rénale des patients douze à quinze heures de dialyse hebdomadaires réparties sur 02 à 03 séances par semaine, permettent de mener une vie quasi normale, au prix de quelques contraintes et d'une bonne organisation.

Les progrès permanents et continus réalisés depuis 20 ans en hémodialyse ont considérablement réduit les effets secondaires désagréables, améliorant ainsi le confort des séances hémodialyse.

Ces progrès techniques ont également permis de dialyser les enfants et personnes âgées,[22].

II.3.6 Traitement d'eau

II.3.6.1 Introduction

L'eau est un élément essentiel (figure II.5) dans les liquides de dialyse. La qualité chimique et bactériologique de l'eau ne dépend pas seulement de paramètres techniques tels que le taux de réjection des membranes mais aussi dans une bonne utilisation des équipements et une bonne maintenance, [23].

II.3.6.2 Station de traitement d'eau

a- Préfiltre

b- Unité auxiliaire

c- La pompe de reprise

d- Filtre à charbon actif

e-La microfiltration

f- Adoucisseurs

g- L'osmose et L'osmose inverse

❖ Osmoseur:

Un osmoseur est un appareil en trois sections, plus cinq tuyaux:

- un filtre à sédiments : ce filtre va retenir tous les déchets organiques dans l'eau, et tout ce qui a une taille supérieure à 150 Angstrom
- un filtre à charbon actif : ce filtre va retenir toutes les odeurs, ainsi que tous les polluants (dont le chlore)
- la membrane perméable : la partie centrale du filtre contient la membrane, qui est le cœur d'un osmoseur, (Figure II.6).

h- pompe de distribution

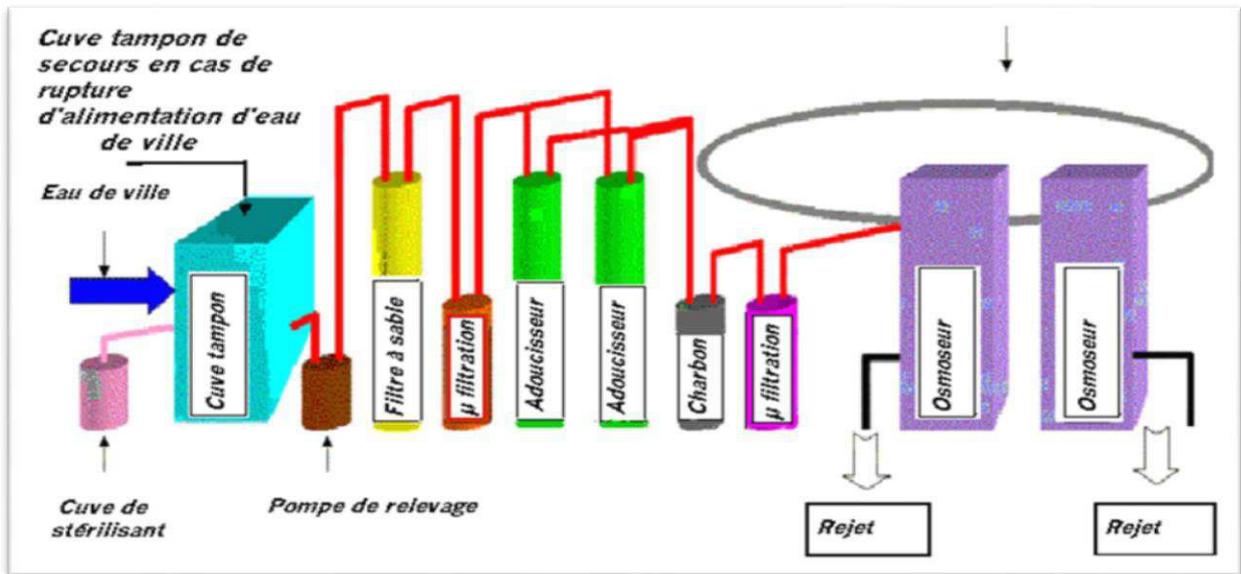


Figure II.5 : Station de traitement d'eau



Figure II.6: Osmoseur.

II.3.6.3 Les Objectifs du traitement d'eau

Les objectifs majeurs d'une installation de traitement d'eau pour hémodialyse sont :

- d'éliminer les bactéries présentes dans l'eau brute,
- d'éliminer au maximum les sels dissous,
- d'inhiber la croissance bactérienne durant toute la phase de traitement,
- de produire de façon fiable et reproductible une eau de qualité bactériologique compatible avec l'application finale, le dialysat, et répondant au minimum aux normes de la Pharmacopée, [24].

II.4 Description De GENERATEUR D'HEMODIALYSE FERESINUS 4008 S

Il y a plusieurs types de générateur d'hémodialyse mais dans cette cas on veut etudier le générateur Fresinus 4008 S , cette générateur a deux modèles Feresinus 4008 S classique et Feresinus 4008 S OCM, ces deux ont même fonctionnement , mais le générateur Feresinus 4008 S OCM a suplémenté par :

- **Les fonction de l'OCM**

- 1- L'OCM permet de mesure automatiquement (figure II.7) et sans échantillon la clairance urée d'un dialyse . il calcule ainsi des index de mesure d'efficacité de dialyse (kt,kt/v).
- 2- L'OCM indique également au prescripteur et à l'utilisateur la valeur du sodium plasmatique du patient.
- 3- L'OCM permet enfin de prescrire un Kt/V cible ; la durée pour y parvenir sera alors indiquée par le générateur 4008.

L'OCM est un système qui permet la quantification du traitement par dialyse mais également le suivi en continu de son bon déroulement, [25].



Figure II.7 : mise en œuvre de l'OCM

Le générateur d'hémodialyse (figure II.8) permet d'effectué la dialyse sans appareil supplémentaire. Il assure la gestion et la surveillance du circuit dialyse et du circuit sanguin extracorporel. Le débit dialysat est réglable (3 début au choix : 300. 500. 800 ml/min).

Le générateur 4008 S se compose de deux parties :

- Partie hydraulique
- Partie électrique.

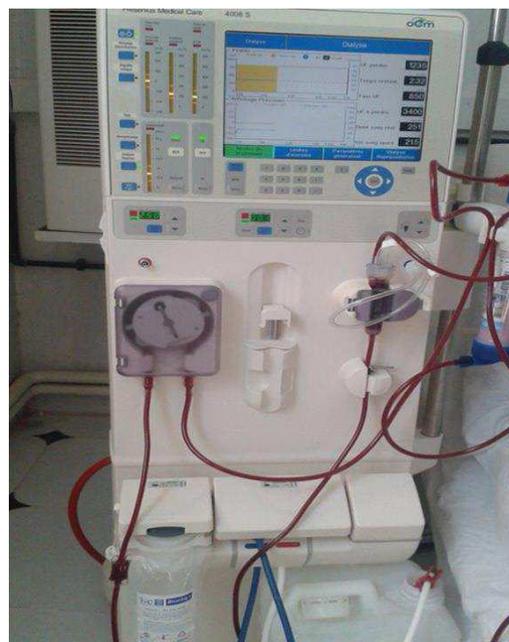


Figure II.8 : Générateur d'Hémodialyse.

II.4.1 Eléments et fonction des différents composants du générateur 4008 S

II.4.1.1 Les faces

a- face avant

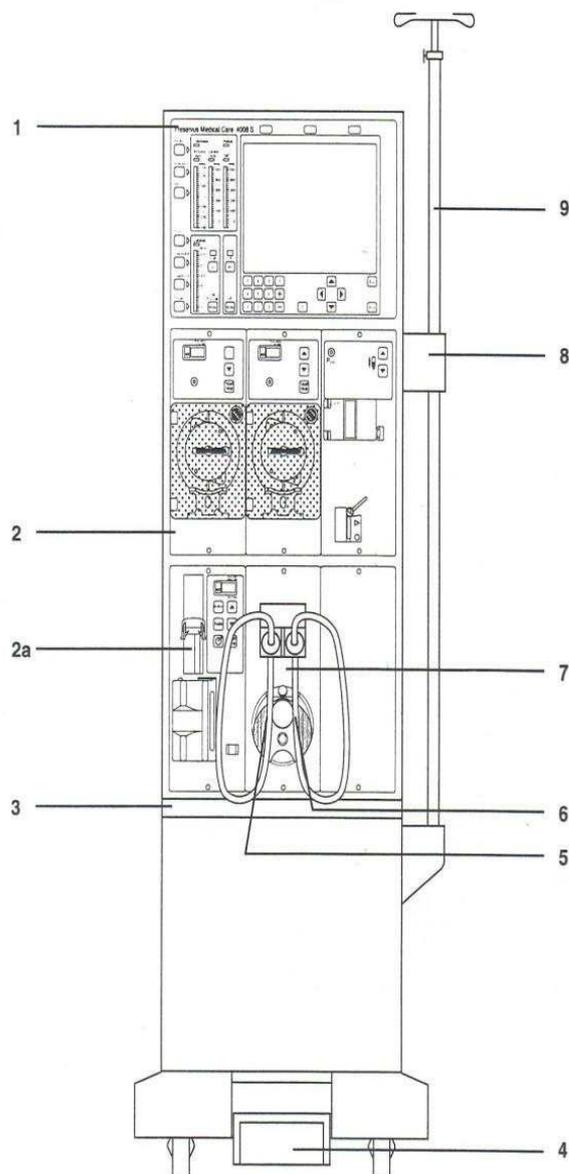


Figure II.9 : Générateur d'hémodialyse _ face avant, [26].

Légende

- | | | | |
|---|---|---|--|
| 1 | moniteur | 3 | Module de nettoyage (compartiment hydraulique) |
| 2 | modules-niveau 1 (de gauche à droite) : | 4 | Frein |
| | Pompe à sang (artérielle) : | 5 | Canne d'aspiration Bicarbonate (bleue) |

Pompe à sang (AU)	6	Canne d'aspiration Concentre A (rouge)
Détecteur d'air	7	Chambre de désinfection
2a Modules niveau 2 :	8	Porte Interlock (raccords dialysat)
Pompe à héparine	9	Potence
Chambre de désinfection,		
Connecteur bibag® en option		
Non utilise		

b- face arrière

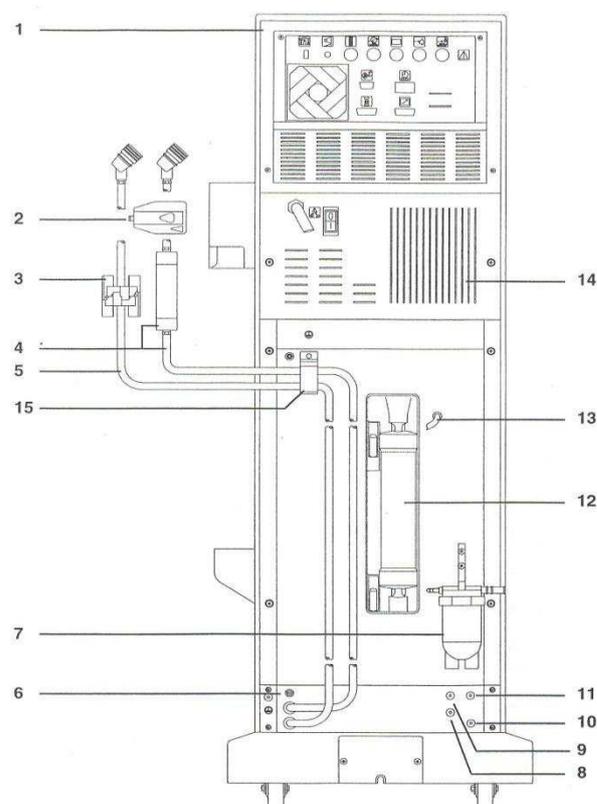


Figure II.10 : Générateur d'hémodialyse _ face arrière, [26].

Légende

1	Moniteur (arrière)	9	Connecteur concentré A (rouge) pour alimentation centrale, en option
2	Site de prélèvement	10	Connecteur vidange
3	Filtre	11	Connecteur d'entrée d'eau (perméat) ou connecteur pour filtre d'eau
4	Tuyau d'arrivée dialysat avec indicateur de Débit	12	DIASEF®plus (filtre 1) en option
5	Tuyau de retour dialysat		

- | | |
|---|---|
| 6 Connecteur désinfectant | 13 Mise à l'air |
| 7 Filtre d'entrée d'eau en option | 14 Bloc d'alimentation |
| 8 Connecteur concentré Bicarbonate (bleu) | 15 Bride de fixation pour tuyaux de dialyseur |
| Pour alimentation centrale, en option | |

II.4.1.2 moniteur face avant

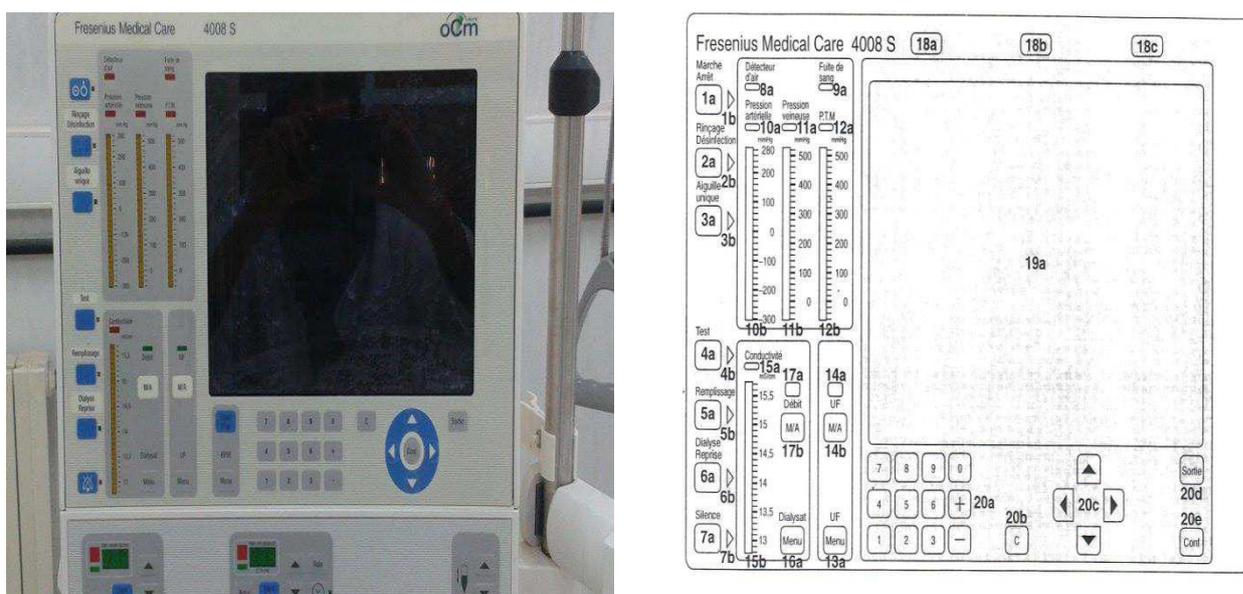


Figure II.11: Générateur d'hémodialyse _ moniteur face avant, [26].

➤ Description de face avant du moniteur

Les fonctions complexes des éléments de commande du moniteur sont représentées et explicitées dans le cadre de la description des opérations de commande, [26, 27].

- | | |
|---------------------------|--------------------------------|
| 1a touche marche/ arrêt | 2a Touche rinçage/désinfection |
| 1b Voyant marche/ arrêt | 2b Voyant rinçage/désinfection |
| 3a touche Aiguille unique | 4a touche test |
| 3b Voyant Aiguille unique | 4b Voyant test |
| 5a Touche Remplissage | 6a Touche Dialyse/Reprise |

5b Voyant remplissage

6b Voyant Dialyse/ Reprise

7a Touche Silence

7b Voyant Silence

Moniteur circuit sang (n°8 – 12) et module d'ultrafiltration (n° 13 – 14)

8a témoin d'alarme du détecteur d'air

9a témoin d'alarme de fuite de sang

10a témoin d'alarme de pression artérielle

10b échelle de mesure de pression artérielle

11a témoin d'alarme de pression veineuse

11b échelle de mesure de pression veineuse

12a témoin d'alarme de P.T.M

12b échelle de mesure de P.T.M

13a touche Menu UF

14a Voyant UF

14b touche UF M/A

Moniteur circuit dialysat (n° 15-18) :

15a Touche témoin de conductivité

15b Echelle de mesure de conductivité

16a Touche Menu dialysat

17a Voyant Débit

17b Touche Débit M/A

18a Témoin d'état Vert (marche)

18b Témoin d'état jaune (vigilance/information)

18c Témoin d'état Rouge (alarme)

19a Ecran

20a Touches pour les entrées écran (de 0 à 9, +,-)

20b Touche C

20c Touches ▲, ▼, ◀ et ▶

20d Touche Sortie

20e Touche confi

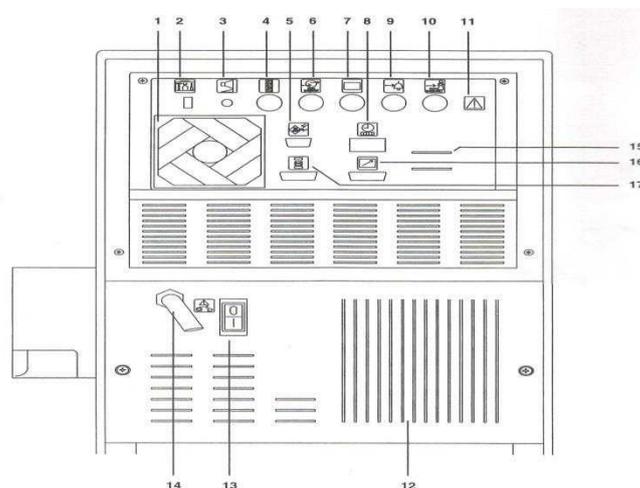


Figure II.12 : Générateur d'hémodialyse _ moniteur face arrière et bloc d'alimentation, [26].

➤ Description de l'arrière du moniteur et du bloc d'alimentation

- 1 Ventilateur
- 2 Switch service technique
- 3 Réglage de puissance de l'alarme
- 4 Raccord pour lampe/Témoin d'état (en option)

- 5 Interface RS232 (isolée électriquement par coupleur optique) (en option)
- 6 Raccord entrée/sortie (pour appareils périphérique)
- 7 Raccord écran
- 8 Compteur d'heures de service
- 9 Raccord Entrée alarme (peut être utilisé pour raccorder un déclencheur . Externe qui permet d'arrêter l'appareil.)
- 10 Raccord sortie alarme (peut être utilisé pour raccorder un témoin -d'alarme externe, appel infirmier)
- 11 pictogrammes : Attention, voir documentation
- 12 Bloc d'alimentation (alimentation électrique du générateur de dialyse)
- 13 Interrupteur d'alimentation (interrupteur principal)
- 14 Cordon d'alimentation électrique (le générateur d'hémodialyse est relie. Au secteur au moyen de cette ligne, 230 V AC, 50–60 Hz)
- 15 Haut-parleur d'alarme
- 16 Prise pour télécommande 4008 (en option)
- 17 Interface clef ID patient (identification du patient en liaison avec le Programme FINESSE) (en option).

II.4.1.3 Modules

a- pompe à sang

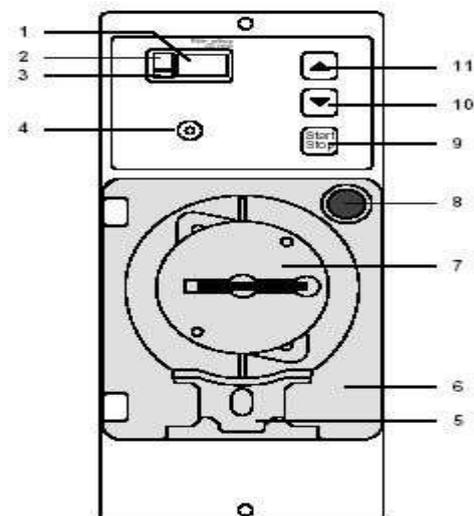


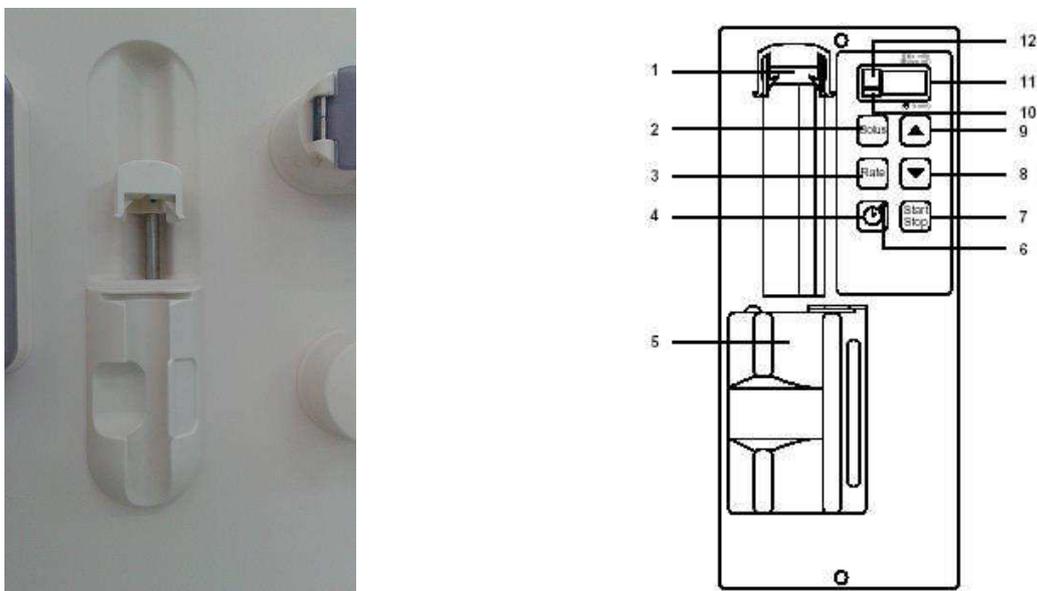
Figure II.13 : Pompe à sang (artérielle), [26].

➤ **Descriptif de la pompe à sang (artérielle) :**

- 1-Affichage (indique le débit, le diamètre du corps de pompe ou un code d'erreur).
- 2-Voyant Alarme (rouge).
- 3-Voyant Fonctionnement (vert).
- 4-Raccord de pression Luer-lock pour la mesure de la pression artérielle.
- 5-Élément de serrage (assure le maintien du corps de pompe).
- 6-Porte de pompe.
- 7-Rotor (refoule le sang du patient par le jeu des galets et du corps de pompe, On peut démonter le rotor pour le nettoyer).
- 8-Détecteur (porte de pompe à sang ouverte ou fermée).
- 9-Touche Start/Stop (Mise en marche/Arrêt de la pompe à sang).
- 10-Touche ▼ (permettant de réduire le débit sanguin ou la valeur du diamètre CPS).

11-Touche ▲ (permettant d'augmenter le débit sanguin ou la valeur du diamètre CPS).

b- Pompe à héparine



➤ Descriptif de la pompe à héparine

1-Pousse seringue (déplace le piston de la seringue).

2-Touche Bolus.

3-Touche Ⓢ Rate (Débit – pour régler le débit).

4-Touche (pour régler le compteur horaire).

5- Berceau du corps de seringue.

6-Voyant Compteur horaire (vert).

7-Touche Start/Stop (mise en marche / arrêt de la pompe à héparine).

8-Touche ▼ (pour réduire le débit ou le temps et descendre le piston).

9-Touche ▲ (pour augmenter le débit ou le temps et remonter le piston).

10-Voyant Fonctionnement (vert).

11-Affichage (indique le débit, le temps, le volume du bolus ou le code d'erreur).

12-Voyant Alarme (rouge).

c- Détecteur d'air :

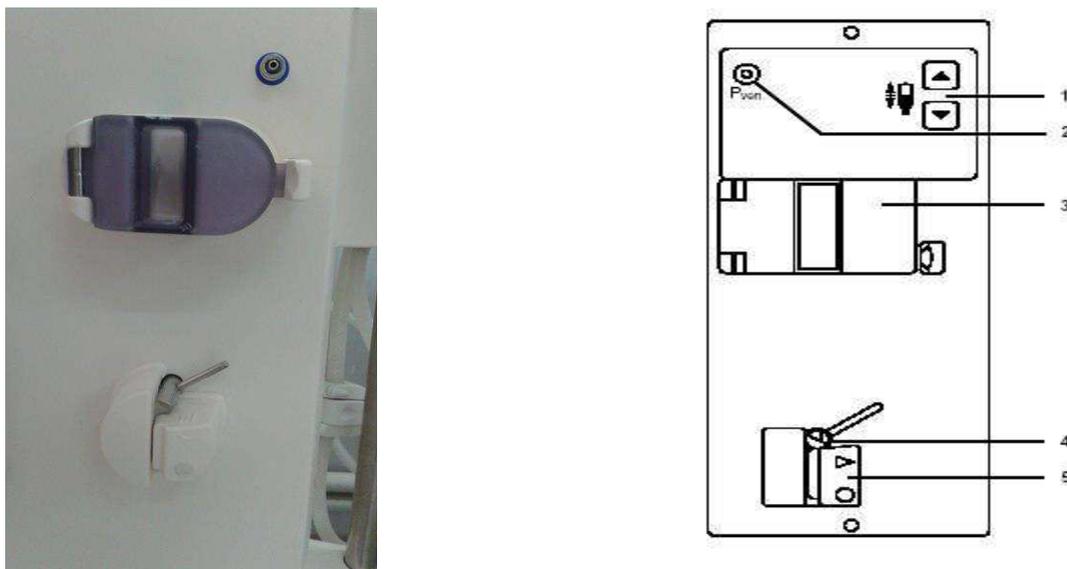


Figure II.15 : Détecteur d'air, [26].

➤ **Descriptif du détecteur d'air :**

1-Touche (pour augmenter  et diminuer  le niveau du liquide dans le piège à bulles veineux).

2-Raccord de pression veineuse (raccord Luer-lock pour la mesure de la pression veineuse).

3-Support de piège à bulles veineux avec détecteur à ultrasons

4-Clamp veineux.

5-Détecteur colorimétrique.

II.4.2 Description générale

Le générateur d'hémodialyse permet d'effectuer la dialyse sans appareil supplémentaire. Il assure la gestion et la surveillance du circuit dialysat et du circuit sanguin extracorporel.

-Dans le circuit dialysât, l'eau est mélangée au concentré d'hémodialyse, chauffée, dégazée puis acheminée vers le dialyseur. Les quantités entrantes et sortantes sont contrôlées par volumétrie.

-La pression dans le dialyseur s'établit indépendamment du taux d'ultrafiltration choisi et du dialyseur utilisé.

-l'option DIASAFE permet d'effectuer la dialyse avec un dialysat ultrapur. L'option DIASAFE se compose principalement d'un système de filtration. Pendant toute la durée de son utilisation, le filtre fait partie intégrante du générateur d'hémodialyse. Il est nettoyé et désinfecté en même temps que celui-ci. Pour contrôler l'intégrité du filtre, on effectue un test de mise en pression. Celui-ci est intégré au test de fonctionnalité du générateur d'hémodialyse. Le filtre peut être utilisé pendant 12 semaines au maximum. Si le résultat du test de fonctionnalité est négatif, il faut remplacer le filtre aussitôt le traitement terminé. Lorsque l'on utilise ces options, il faut absolument que l'eau pour l'hémodialyse ainsi que le dialysat aient le niveau de qualité requis par les normes correspondantes.

-Dans le circuit extracorporel, le sang est héparine en continu puis passe dans le dialyseur. Un détecteur d'air prévient la réinjection accidentelle d'air.

Un détecteur de fuite de sang ainsi qu'un moniteur de pression veineuse prévient tout risque majeur de fuite de sang. La surveillance de la pression artérielle permet la détection d'un défaut éventuel lors de l'aspiration dans la fistule.

-Le générateur de dialyse permet aussi bien d'effectuer une dialyse Acétate qu'une dialyse Bicarbonate.

-Le rapport de dilution du concentré et de l'eau peut être programmé (réglage par défaut 1+34- on peut programmer d'autres ratios).

-La teneur en sodium peut être réglée sur une plage comprise entre 125 et 150 mmol, quel que soit le concentré utilisé.

-La teneur en bicarbonate peut être réglée sur plage de ± 8 mmol.

-L'option bibag® permet la préparation du concentré bicarbonate à partir d'une poche (poche remplie de poudre de bicarbonate de sodium, NaHCO_3). la transformation de la poudre en solution bicarbonate prête à l'emploi est réalisé dans le générateur.

-La fonction intégrée permet de programmer des combinaisons de profils Na^+ et UF.

-Il est possible d'effectuer l'ultrafiltration sans débit dialysat (dialyse séquentielle/ ultrafiltration seule, UF seule).

-Le débit dialysat est réglable (3débit au choix: 300, 500 ,800 ml/min).

-Le modèle de base du générateur d'hémodialyse est prévu pour la dialyse bi ponction.

-Pour cet appareil, l'utilisateur dispose de plusieurs programmes de nettoyage et de désinfection.

-Le générateur d'hémodialyse est équipé de tous les systèmes de protection nécessaire au fonctionnement de l'appareil et à la sécurité du patient. (EN60601-1).

Avant tout traitement par hémodialyse, il faut effectuer le teste de contrôle automatique des fonctions (test de fonctionnalité appelé également test T1).

L'appareil vérifie au même temps l'intégrité du circuit d'ultrafiltration (test de mise en pression).

-Le générateur d'hémodialyse appelle automatiquement le test de fonctionnalité dans les cas suivante :

- après la mise sous tension (sauf panne de secteur).
- à la suite d'un programme de nettoyage ou de désinfection.

Pour plus de sécurité, l'appareil effectue périodiquement, même en cours de dialyse, plusieurs tests de mise en pression permettant de détecter des fuites éventuelles au niveau du circuit ultrafiltration.

Le test de mise en pression se déclenche automatiquement toutes les 12,5 minutes. Pour effectuer le test de mise en pression, le générateur d'hémodialyse bascule en mode by-pass pendant quelques secondes et l'ultrafiltration est suspendue. Cela ne perturbe pas l'équilibre volumétrique mais réduit le temps de dialyse effectif de 2 minutes environ par heure de traitement, [26, 28].

II.4.3 Description du procédé

II.4.3.1 Déroulement du rinçage et de la désinfection

Pendant les programmes de rinçage et de désinfection, les tuyaux dialysat (rouge / bleu) sont raccordés sur la porte Interlock (figure II.18).

La solution de rinçage/désinfection circule vers le DIASAFE® plus à travers le module d'équilibre volumétrique. La synchronisation des vannes V24, V24b et V26 permet de faire passer la solution tantôt dans capillaires (by-pass) tantôt à travers la membrane du filtre.

Le mode by-pass permet d'éliminer les rétentats qui pourraient se trouver dans les capillaires et de les entraîner vers la vidange. Le filtre est ainsi totalement nettoyé, désinfecté ou rincé, [25].

II.4.3.2 Déroulement des programmes de rinçage / désinfection

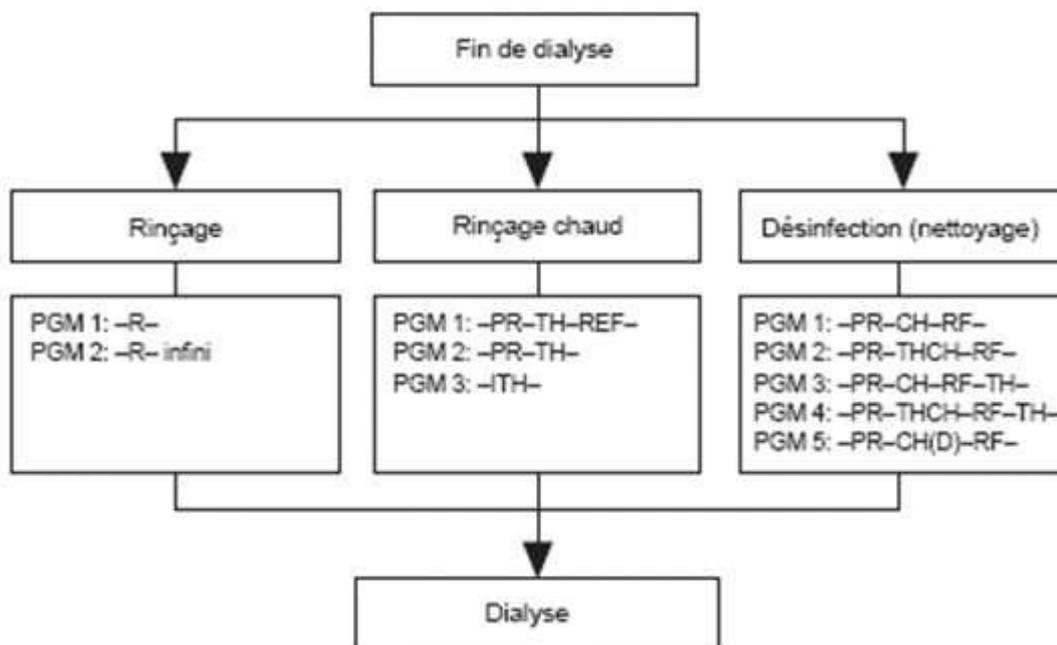


Figure II.16 : Organigramme des programmes de rinçage / désinfection-présentation générale, [25].

Désinfection	Désinfection Thermochimique	Désinfection Chimique + rinçage chaud	Désinfection thermochimique + rinçage chaud	Désinfection (aspiration par canne A)
PGM 1 : -PR-CH-RF-	PGM 2 : -PR-THCH-RF-	PGM 3 : -PR-CH-RF-TH-	PGM 4 : -PR-THCH-RF-TH-	PGM 5 : -PR-CH(D)-RF-
-PR-	-PR-	-PR-	-PR-	-PR-
Temp : 37°C	Temp : 37°C	Temp : 37°C	Temp : 37°C	Temp : 37°C
Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min
Durée : 4-10 min	Durée : 4-10 min	Durée : 4-10 min	Durée : 4-10 min	Durée : 4-10 min
-CH-	-THCH-	-CH-	-THCH-	-CH(D)-
Temp : 37°C	Temp : 84°C	Temp : 37°C	Temp : 84°C	Temp : 37°C
Débit : 600 ml/min	Débit : 450 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 450 ml/min	Débit : 600 ml/min
Durée : 10-20 min	Durée : 10-20 min Comptage du Temps : à partir de >80°C	Durée : 10-20 min	Durée : 10-20 min Comptage du Temps : à partir de >80°C	Durée : 10-20 min
-RF-	-RF-	-RF-	-RF-	-RF-
Temp : 37°C	Temp : 37°C	Temp : 37°C	Temp : 37°C	Temp : 37°C
Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min	Débit : 600 ml/min
Durée : 15-30 min	Durée : 15-30 min	Durée : 15-30 min	Durée : 15-30 min	Durée : 15-30 min
			-TH	
		Temp : 84°C	Temp : 84°C	
		Débit : 450 ml/min	Débit : 450 ml/min	
		Durée : 10-20 min Comptage du Temps : de >80°C	Durée : 10-20 min Comptage du Temps : de >80°C	

Figure II.17 : Organigramme du déroulement des Programme de désinfection, [25].

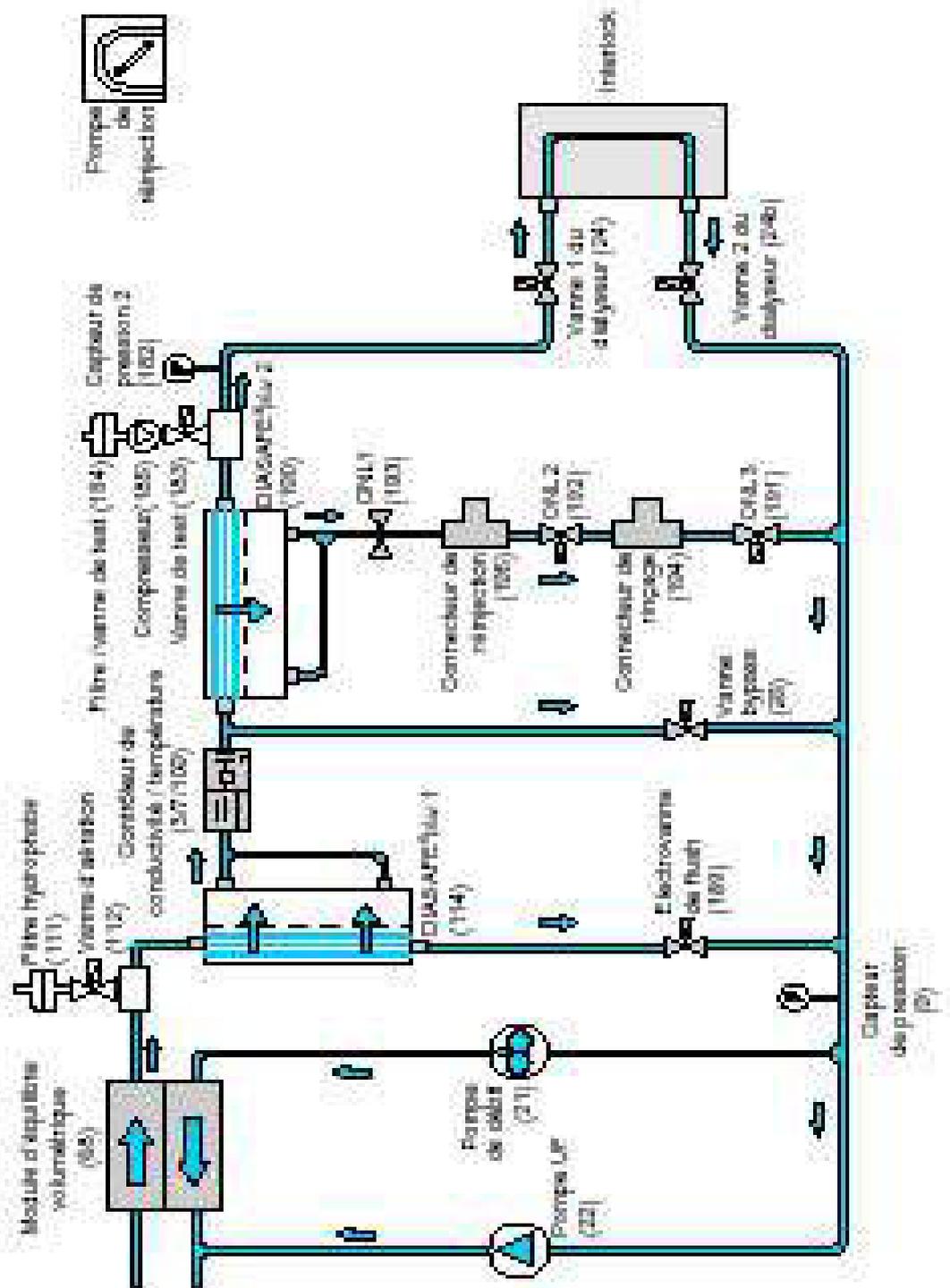


Figure II.18 : Déroulement du rinçage et de la désinfection, [25].

II.5 Conclusion

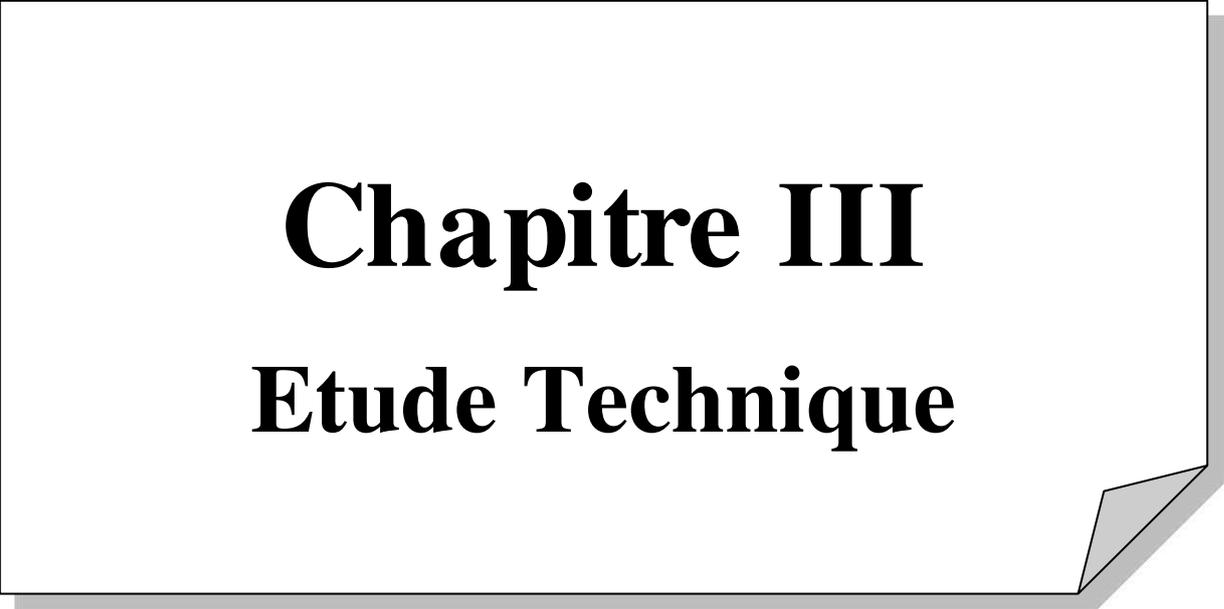
En cas d'un problème dans le système urinaire (insuffisance rénale) on a besoin d'un équipement médical qui remplace ce système et qui est au même fonctionnement (par exemple générateur hémodialyse 4008 S qui est le thème de mon étude).

Après l'étude qui on a fait sur ce chapitre, on peut conclure que l'hémodialyse nécessite un accès aux vaisseaux, Ainsi la qualité d'eau et ses conditions chimiques qui doit être disponible pour une opération de dialyse à travers le circuit hydraulique.

Le générateur d'hémodialyse 4008 S est destiné à l'hémodialyse chronique et aigue, pour rôle la fonction d'un rein artificiel, permet au atteint d'une IRC de se manifester contre leur maladie pour mener une vie normale.

A la fin de ce chapitre on a constaté que l'appareil 4008 S est constitué de plusieurs modules de base et d'autres qui peuvent être optionnel et leurs montage (placement) est facile a réalisée suivent les instructions (du manuel d'utilisation) correspondant.

Comme on a constaté qu'un bon fonctionnement (utilisation optimale) qui passe obligatoirement par un sa savoir utilise.



Chapitre III
Etude Technique

Chapitre III

Etude technique

III.1 Introduction

Dans ce chapitre on a l'étude technique de générateur d'hémodialyse 4008 S en deux cotés : hydraulique et électronique, leurs descriptions et les différentes cartes électroniques importantes et que chacune a ses informations, descriptions, fonctionnements et ses compositions.

III.2 Schéma générale 4008 S

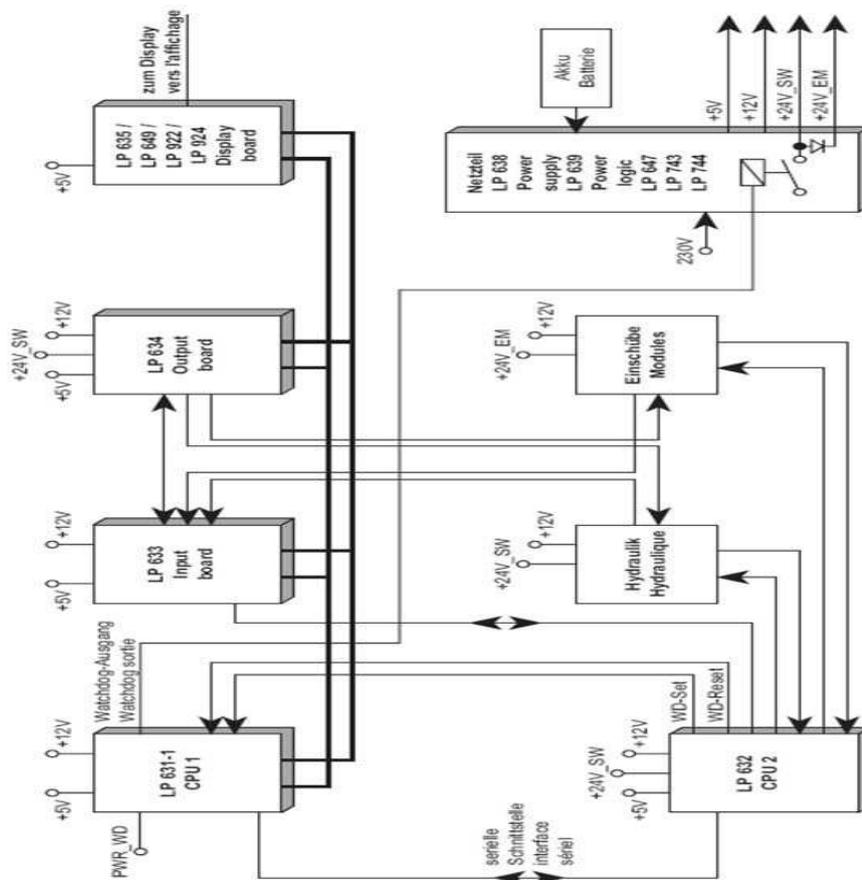


Figure III.1 : Schéma générale 4008 S, [25].

III.3 Partie Hydraulique

III.3.1 Description de circuit hydraulique

Le circuit hydraulique du générateur d'hémodialyse (figure III.2) se compose d'un système d'équilibre volumétrique du dialysat, isolé de l'atmosphère. Dans les modules d'équilibre volumétrique, le dialysat usé est remplacé par du dialysat frais- et inversement dans la partie symétrique, ce qui permet d'obtenir un volume d'entrée et de sortie identique. Le dialysat frais est séparé du dialysat usé par une membrane élastique.

Le flotteur (5) intégré au bloc de chauffage (figure III.3) (66) régule l'arrivée d'eau osmosée via la vanne d'entrée d'eau (41).

La vanne régulatrice de pression placée en amont (61) maintient la pression d'entrée d'eau à un niveau constant.

Dans la chambre (88c) du block multifonction (88), la pompe à concentrer (23) introduit un concentré acétate et lors de la dialyse Bicarbonate un concentré acide.

Lors d'une dialyse au bicarbonate, la pompe Bicarbonate (25) amène la solution de bicarbonate de la canne d'aspiration bicarbonate (95) vers

La chambre de préparation dialysat (88c) du bloc multifonction (88) via la chambre de dégazage bibag® (131a) et introduit un dosage de bicarbonate dans la conductivité du bicarbonate est mesurée et contrôlée par la cellule de mesure de conductivité (132) et la sonde de température (133).

L'échangeur thermique (77) permet de transférer à l'eau froide entrante une partie de la chaleur du dialysat sortant.

Le dialysat est réchauffé dans la chambre de chauffage (66). Après le passage dans le réducteur de pression (89), l'air ainsi éliminée se dégaze sous l'effet de dépression engendrée par la pompe de dégazage (29). l'air ainsi éliminé est collecté dans la chambre de dégazage. De là, Il est amené via un clapet taré (65) au bloc de chauffage (66). Puit il est évacué dans l'atmosphère via la chambre de régulation de niveau (66c).

Le dialysat circule de la chambre (88c) vers le module d'équilibre

Volumétrique (68) à travers la chambre de dilution (131b). Puis le dialysat s'écoule du module d'équilibre volumétrique vers le dialyseur via la cellule de mesure de conductivité (7) et la vanne du dialyseur (24).

Le moniteur affiche les valeurs relevées par la sonde de température (3) et la cellule de mesure de conductivité (7).

Lorsque la température et la conductivité se trouvent dans la fourchette de sécurité, les deux électrovannes de dialyseur (24a et 24b) sont ouvertes et la vanne by-pass (26) est fermée. Si l'une des deux valeurs est en dehors des marges de sécurité (alarme de température ou de conductivité), la vanne by-pass (26) s'ouvre et l'électrovanne d'arrivée du dialysat (24) se ferme.

Le dialysat usé sortant du dialyseur est contrôlé par le détecteur de fuite de sang (8). Puis il arrive dans la chambre (88b) du bloc multifonction.

A la sortie de cette chambre, le dialysat est refoulé par la pompe de débit (21) vers le module d'équilibre volumétrique (68), ce qui permet de remplacer en permanence le dialysat sortant par un volume équivalent de dialysat frais.

Le capteur de pression (9), qui se trouve dans la chambre (88b) du bloc multifonction (88), relève la pression dont la valeur est intégrée dans le calcul de la PTM.

Une pompe à membrane (pompe UF22) dont le volume d'éjection est de 1ml par pulsation opère la soustraction liquidienne du système selon un débit prédéfini. Etant donné qu'il s'agit d'un circuit fermé, un volume équivalent est soustrait au sang sous forme d'ultrafiltration, via le dialyseur.

Le dialysat usé est drainé hors du module d'équilibre volumétrique (68) via la vanne (30), l'échangeur thermique (77) et la vanne (87).

Le détecteur de niveau (6) permet de détecter la présence d'un volume d'air important introduit dans le circuit lors d'un dégazage important ou lors du remplissage. Cet air sera libéré dans l'atmosphère par la pompe débulleur (97).

Le site de prélèvement (116) se trouve dans le tuyau d'arrivée du dialyseur. C'est à ce niveau que l'on peut prélever du dialysat à l'aide d'une seringue Luer-lock.

L'option DIASAFE (114) permet de filtrer le dialysat, avant qu'il n'arrive au dialyseur, par un filtre capillaire comportant une membrane en poly sulfone. Ce filtre retient les substances pyrogènes ainsi que les micro-organismes et permet ainsi la fabrication d'un dialysat ultra pur.

Les points de mesure de pression A, B, C et D permettent la mesure directe de différentes pressions sans qu'il soit nécessaire de séparer les lignes et les tubulures. On mesure en A la pression d'entrée d'eau, en B la pression de charge du module d'équilibre volumétrique, en C la pression de la pompe de débit et en D la dépression de la pompe de dégazage.

Dans les programmes de rinçage chaleur et de désinfection, la machine fonctionne en recirculation. Par ailleurs, l'électrovanne de vidange (87) est fermée et la vanne de recirculation (86) est ouverte. Grâce à cette recirculation, on économise de l'énergie (rinçage chaleur) et du produit de désinfection est amené dans le circuit par pompe UF (22) via la vanne (84) et le capteur (115) détecte l'aspiration ou non du liquide de désinfection. [29]



Figure III.2 : Schéma de circuit hydraulique

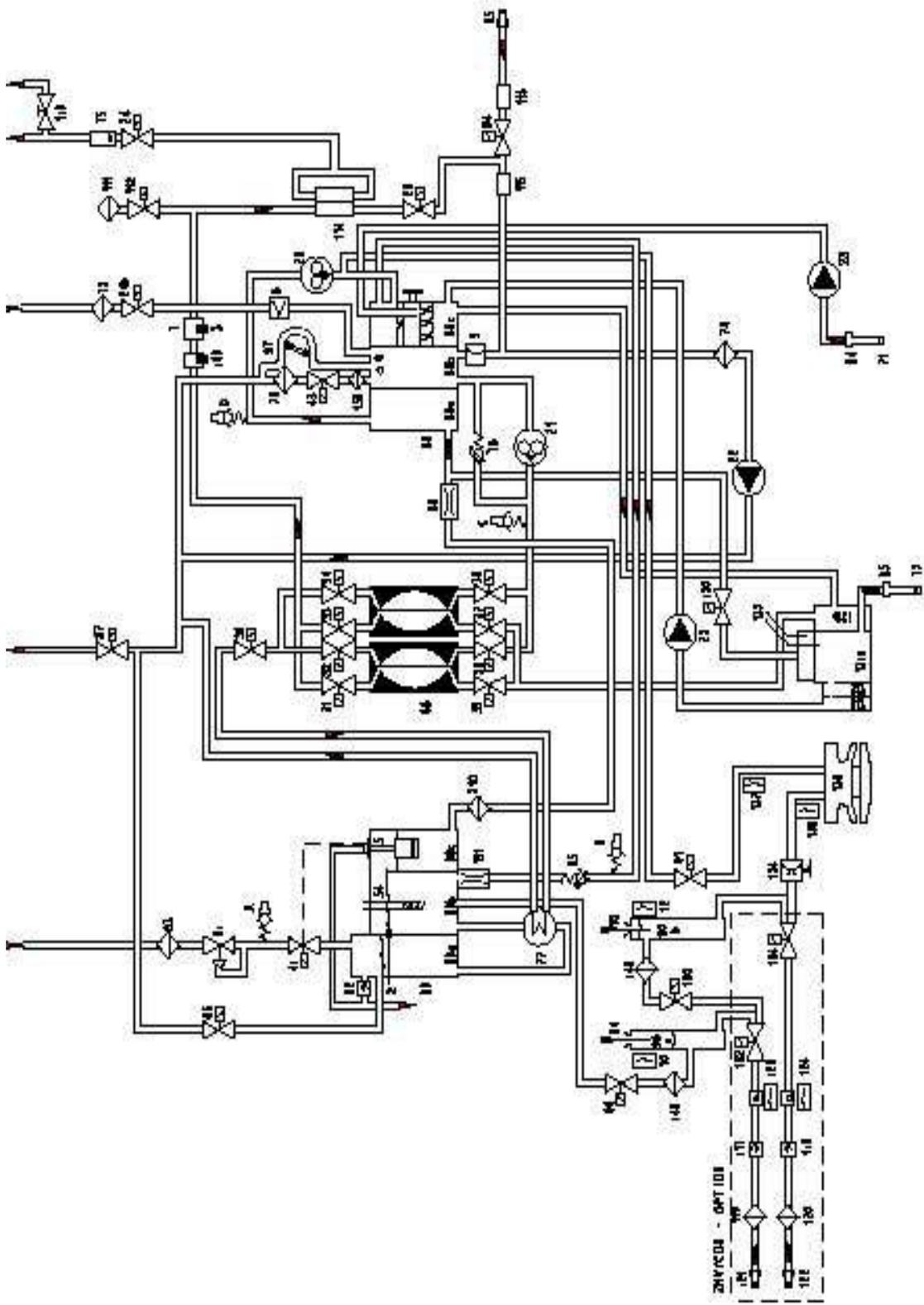


Figure III.3 : Schéma du circuit hydraulique 4008S, [25].

Légende :

2	Sonde régulation température	77	Echangeur thermique
3	Sonde lecture température	78	Clapet taré
5	Flotteur	84	Electrovanne désinfectant
6	Détecteur de niveau	85	Connecteur désinfectant
7	Cellule de conductivité	86	Electrovanne de recirculation
8	Détecteur de fuite de sang	87	Electrovanne d'égout
9	Capteur de pression	88	Bloc dialysat
10	Contact reed pour concentré A	a	Chambre de dégazage
12	Contact reed pour bicarbonate	b	Débulleur retour dialysat
21	Pompe de débit	c	Chambre de préparation dialysat
22	pompe UF	89	Restriction de dégazage
23	Pompe de concentré A	90a	Chambre de désinfection canne A
24	Electrovanne arrivée dialysat	90b	Chambre de désinfection canne Bicarb.
24b	Electrovanne retour dialysat	91	Electrovanne d'arrivée d'eau Bibag
25	Pompe bicarbonate	92	Clapet anti-retour
26	Electrovanne de dérivation	94	Canne d'aspiration concentré A
29	Pompe de dégazage	95	Canne d'aspiration concentré Bicarb.
30	Electrovanne de sortie	97	Pompe débulleur
31	Electrovanne 1 du MEV	98	Electrovanne de rinçage
32	Electrovanne 2 du MEV	99	Electrovanne chambre désinfection
33	Electrovanne 3 du MEV	100	Electrovanne chambre désinfection
34	Electrovanne 4 du MEV	102	Electrovanne concentré A VRAC
35	Electrovanne 5 du MEV	104	Electrovanne concentré BVRAC
36	Electrovanne 6 du MEV	109	Sonde de température
37	Electrovanne 7 du MEV	111	Filtre hydrophobe DIASAFE
38	Electrovanne 8 du MEV	112	Electrovanne test DIASAFE
41	Electrovanne d'entrée d'eau	114	DIASAFE
43	Electrovanne débulleur	115	Sondes détection désinfectant
54	Résistance chauffante	116	Site de prélèvement
61	Régulateur de pression	117	Clapet anti-retour (concentré A)
63	Filtre (facultatif)	118	Clapet anti-retour (concentré B)
65	Clapet taré	119	Filtre concentré A (VRAC)
66	Bloc de chauffage	120	Filtre concentré B (VRAC)
a	Chambre d'entrée d'eau	121	Connecteur VRAC concentré A
b	Chambre de chauffage	122	Connecteur VRAC concentré B
c	Chambre de régulation de niveau	123	Détecteur de pression concentré A
68	Module d'équilibre volumétrique (MEV)	124	Détecteur de pression concentré B
71	Filtre concentré A	125	Plaque de compensation de température
72	Filtre concentré B	148	Filtre
73	Filtre retour dialysat	149	Filtre
74	Filtre UF	150	Filtre chambre débulleur
75	Indicateur de débit	151	Restriction
76	Filtre de remplissage		

Points de mesure du système hydraulique

- A Pression d'entrée d'eau réduite
- B Pression positive
- C Pression pompe de débit
- D Pression pompe de dégazage

III.4 Partie Electronique

Il y a plusieurs type des cartes électronique dans le générateur 4008 S et chaque carte a une fonction, mais on a choisi dans cette partie les cartes les plus importantes pour je les études (figure III.4-5).

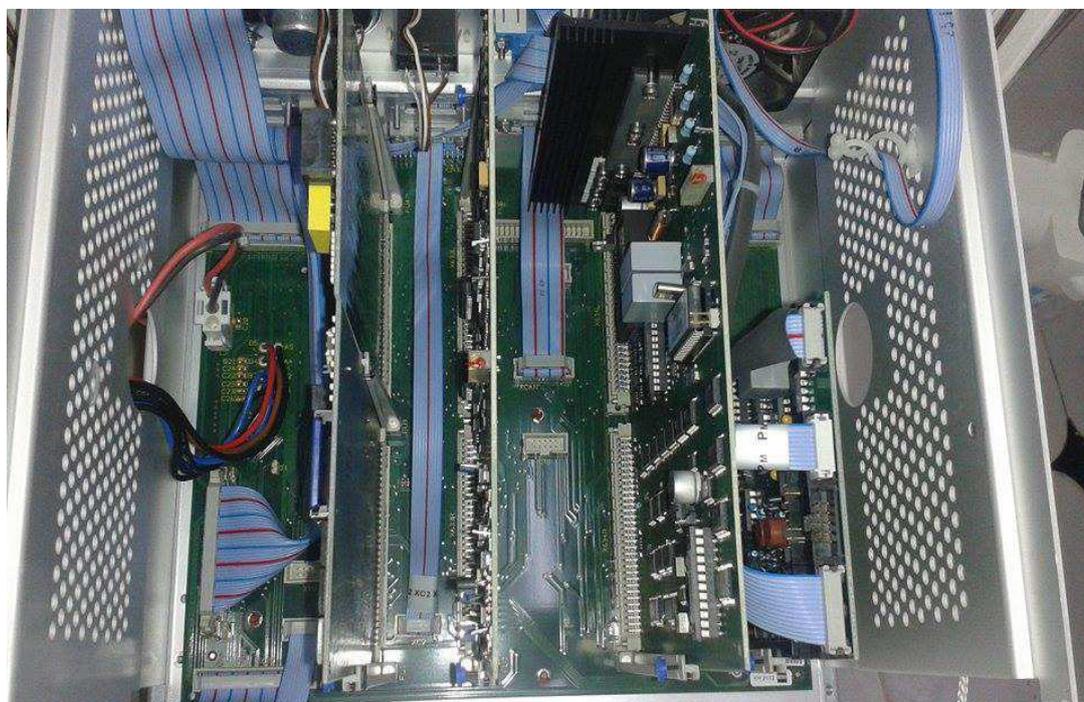


Figure III.4 : Schéma de circuit électronique.

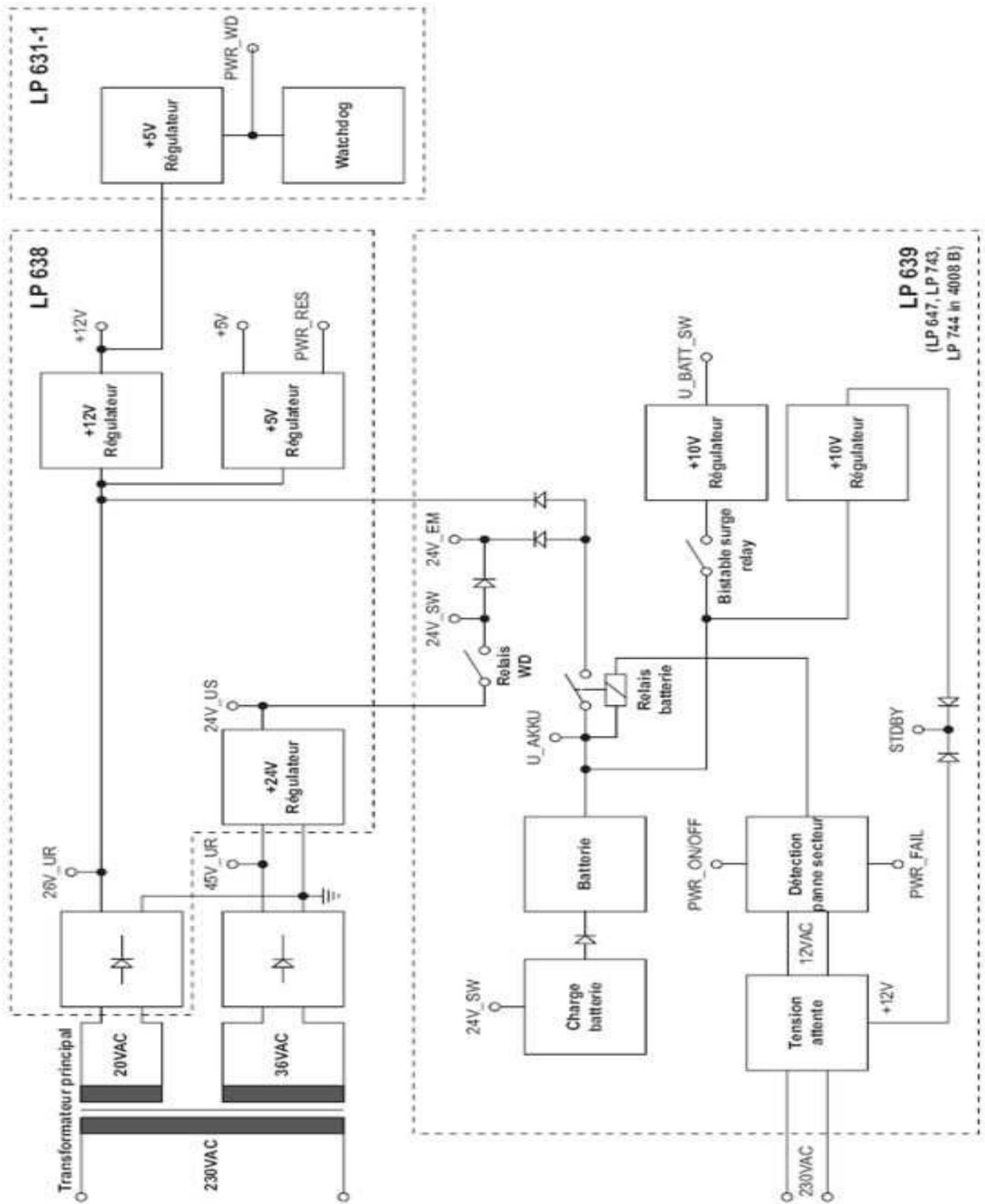


Figure III.5 : Schéma bloc de circuit électronique.

III.4.1 Schéma du circuit et d'implantation

III.4.1.1 LP 630 Carte mère

➤ Description

LP 630 est la connexion principale du moniteur. Il comprend les emplacements des cartes pour le contrôle et l'affichage. Tous les signaux de contrôle de la 4008 (jusqu'à 24 V) sont transmises en ce point. [25]

LP 630 possède les prises suivantes, qui sont accessibles à l'arrière du moniteur :

- prise auxiliaire (p. ex. : HDF)
- RS232 (interface optique)
- ACDA (optionnel : connexion d'un équipement d'adsorption LDL)
- prise de diagnostic (connexion pour équipement de maintenance auxiliaire)
- détecteurs
- pompe à sang (artérielle)
- pompe à sang (uni poncture)
- pompe à héparine
- détecteur de niveau
- pompes
- électrovannes
- HDF (optionnel : connexion du système HDF ON-LINE).

III.4.1.2 LP 631-CPU 1

• Informations générales

La LP 631-1 fait partie du système de contrôle de l'ordinateur dont il est crucial d'assurer la sécurité.

Ce groupe de composants constitue un véritable ordinateur en une seule carte. Il effectue, avec les cartes entrées et sortie et un second ordinateur, le contrôle complet de l'appareil d'hémodialyse.

L'utilisation de modules d'intégration à grande échelle fabriqués selon la technologie CMOS permet d'obtenir une unité de commande de petite dimension qui soit faible et de haute capacité (figure III.6).

La LP 631-1 comprend les composants suivants :

- Microcontrôleur 80C188 à 8/16 octets
- BUS logique
- EPROM
- RAM statique
- RAM non-volatile (NOVARAM ou BATTRAM)
- Module d'interface série
- Horloge temps réel avec tampon batterie
- Watchdog
- DIP indicateur d'état
- PAL multifonction

Microcontrôleur 80C188 à 8/16 octets le module 80C188, développé à partir du microprocesseur INTEL 8088, est un microcontrôleur d'intégration à grande échelle à 16 octets et de technologie CMOS.

Les composants suivants sont déjà intégrés dans la puce :

- Générateur d'horloge.
- Deux canaux DMA indépendants.
- Contrôleur à interruption programmable.
- Trois compteurs / minuteurs programmables 16 octets.
- Unité de stockage et préfabriqué programmable avec état logique préprogrammé.
- Générateur état attente programmable.
- Contrôleur BUS local.

BUS logique

Trois verrous (latch) TTL (74HC573) et un driver de BUS de données (74HC245) assurent l'édition du BUS d'adresses de données multiplexé, avec les signaux – DEN, DT/-R et ALE.

Le BUS d'adresse est entièrement décodé et une marge d'adresse de 1 Mo y est adjointe.

Le BUS des adresses de données éditées est connecté aux modules périphériques internes de CPU1 et à la bande de contact à 64 pins.

Les signaux du chip select pour les carte entrée/ sortie sont édités par la mémoire programmable et le chip select logique incorporé dans le microcontrôleur pour les équipements périphériques.

RAM statique

Les mémoires lecture/écriture (128 KO) installées sur la carte sont utilisées comme des mémoires de données temporaires, des tables et des vecteurs de dérivation, pendant le fonctionnement de la machine.[25]

La ligne CS du RAM est connectée au signal LCS (lower memory chip select) du microcontrôleur.

- EPROM
- RAM non-volatile (NOVRAM ou BATTRAM)
- Module d'interface série.
- Règles de communication.
- Horloge temps réel avec batterie tampon
- Watchdog.

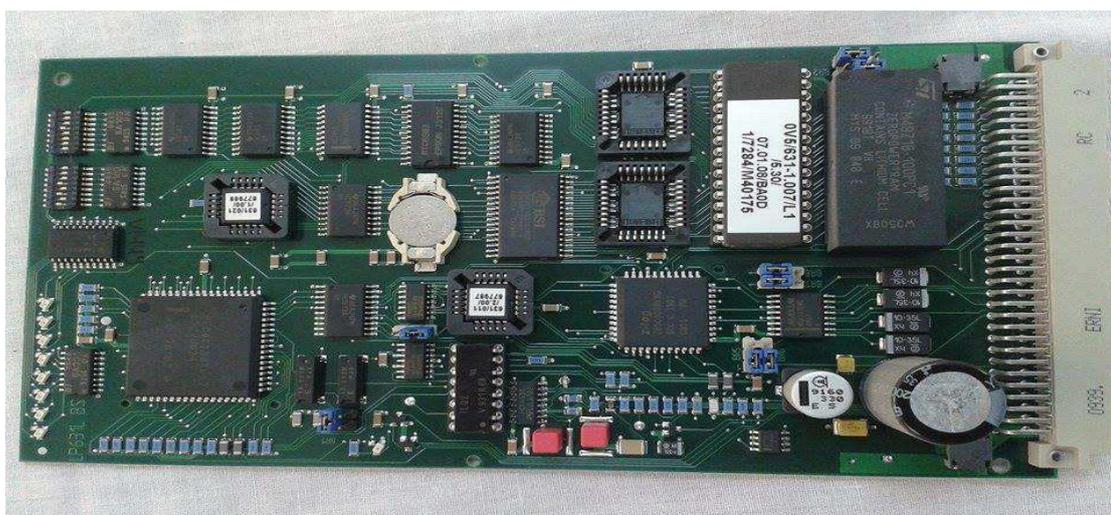


Figure III.6 : Carte électronique LP 631- CPU 1

III.4.1.3 LP 632 CPU 2

- **Données techniques :**

- Processeur 80C535. - Fréquence horloge 11MHZ.
- EPROM 128 K Octets. – NOVRAM 8 K Octets + SRAM 2 K Octets.
- Interface série (Vitesse de transmission 9600 Bauds, blocs données 8 bit, 1 bit d'arrêt, pas de bit de parité). – 9 entrées analogiques (0 à 10V).
- 40 entrées digitales (24V, 12V, niveau TTL).
- 6 sorties analogiques (0 à 10V).
- 24 sorties digitales (niveau TTL, étages de sortie Darlington). [25]

- **Informations générales :**

La carte LP 632 (CPU 2) possède les fonctions suivantes (figure III.7) :

- 1- Génération des tests T1.
- 2- Fonction de contrôle :
 - a) Pression transmembranaire.
 - b) Conductivité.
 - c) Température.
 - d) Watchdog hard et soft.
 - e) Contrôle pompe UF.
- 3- Tensions de calibration pour :
 - a) Pression de dialysat (affichage PTM).
 - b) Affichage de température.

La carte LP 632 (CPU 2) constitue un système de processeur indépendant (système autonome).

Les circuits électroniques de CPU 2 comprennent trois blocs fonctionnels essentiels :

- Entrées analogiques et digitales.
- Système de micro contrôle.
- Sorties analogiques et digitales.

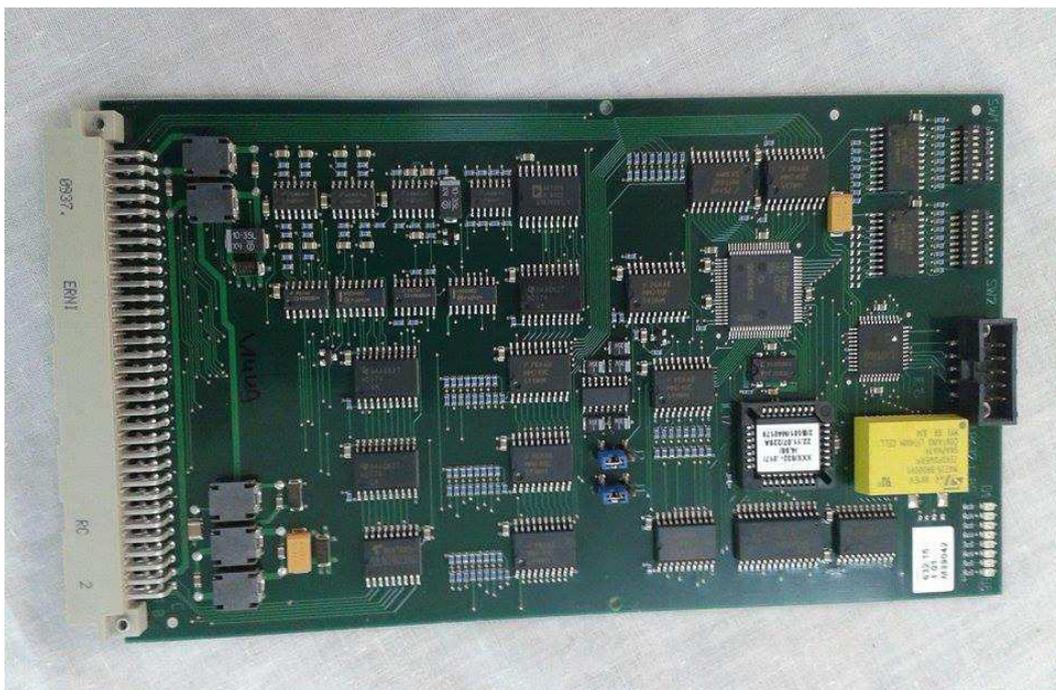


Figure III.7 : Carte électronique LP 632 CPU 2

III.4.1.4 : LP 633 Carte entrée

- **Codage d'adresses :**

La LP 633 (carte entrée) est directement connectée à LP 631 (CPU 1) à travers le BUS d'adresses, le BUS de données et le BUS de contrôle (figure III.8).

IC2 sert de buffer au BUS de contrôle qui constitue des signaux /WR/RD et CS_INPUT. Le BUS de données ont pour buffer IC 1 et IC 3. Ils sont coupés rapidement des que un niveau H est appliqué au signal CS_INPUT de l'IC 2 (pin9). Un signal à l'IC 2 (pin 9) libère IC 1, 3 et 4. IC 4 décode les adresses (décodeur 4-à-16 lignes). La réponse, dont les sorties sont mises au niveau L, est émise par les données d'adresse aux entrées A à D. Le signal L libère le module connecté. Les signaux ADCX_ALE et ADCX_OE sont générés par IC 9 et IC 10 grâce aux signaux CS_ADCX, WR et RD.[25]

- **Oscillateur ADC :**

IC 8 constitue l'oscillateur pour les convertisseurs A/D.

- **Récepteur série :**

Actuellement, IC 6 n'aucune utilisé. Il sera utilisé pour la transmission de données (conversion série/ parallèle) pour le nouveau module détecteur air.



Figure III.8 : Carte d'entrée LP 633.

III.4.1.5 LP 634 Carte sortie

- **Décodage d'adresse :**

Le code binaire appliqué aux entrées d'adresse (figure III.9) est décodé par IC 14. Il active les verrous (latch) correspondants par le biais des lignes d'activation 1-11 et 14 et du convertisseur D/A (IC 53, pin 13).

Huit tensions de sortie entre 0 et 5 V sont fournies par le convertisseur D/A. Out1 et Out5 sont amplifiés (facteur de 2) par OP27 et OP36, respectivement. La tension de référence de 5V pour le convertisseur D/A est fournie par IC 27 (pin 1). [25]

- Contrôle pompe de dégazage
- Contrôle pompe de débit et reconnaissance de la position fin
- Contrôle du module d'équilibre volumétrique (MEV)
- Sorties de contrôles digitaux
- Contrôle du moteur pas à pas
- Contrôle électrovanne.

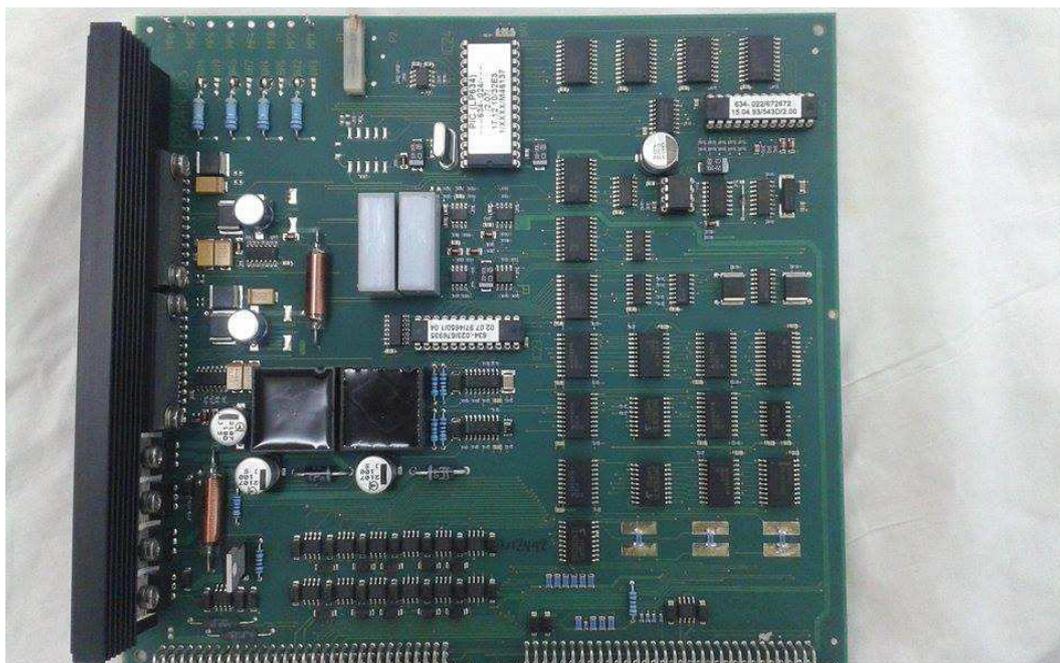


Figure III.9 : Carte sortie LP 634.

III.4.2 Bloc D'alimentation

III.4.2.1 LP 638 Alimentation

- **Données générales :**

Trois tensions d'alimentation stabilisées sont disponibles aux sorties de LP 638 (figure III.10) :

*+5 V / 2.5 A. * +12 V / 1,5 A.* +24 V / 15 A.

Un régulateur permet de générer chacune de ces tensions.

Du fait de sa capacité plus élevée, le régulateur de la tension de +24 V comprend plusieurs composants distincts (transistor de commutation, limitation de courant).

Deux régulateurs de type L-296 sont utilisés pour produire les tensions de +5 V et de +12 V, respectivement.

- **Régulateur de la tension de +5 V**

La tension alternative du bobinage de 20 V du transformateur principal est acheminée vers la platine à travers les points PGL1 et PG L2. Après correction par GL1 et lissage par C26, une tension non stabilisée d'environ 26 V est disponible comme tension d'entrée pour le stabilisateur. Le bruit de haute fréquence est éliminé par le filtre d'entrée constitué de DR100 et C101. Les condensateurs C100 et C102 sont principalement utilisés pour un lissage complémentaire de la

tension d'entrée qui est appliquée à IC100, pin 3 du stabilisateur. Le réacteur de stockage DR101, la diode libre D100 ainsi que les condensateurs de sortie C106 et C107 sont appliqués à la sortie du stabilisateur IC 100 (pin 2). Le condensateur C108 est utilisé pour supprimer les surtensions de haute fréquence qui pourraient survenir lors de la commutation. Le courant maximal est limité à environ 2,5 A par la résistance R101. La fréquence de commutation du stabilisateur est déterminée par C110 et R103. Elle est d'environ 50 kHz. La tension de sortie est utilisée comme retour, via IC 100 (pin 10), afin de stabiliser cette fréquence. Tout survoltage est immédiatement reconnu à la sortie IC 10, pin 2 (causé par exemple par un défaut du transistor L-296), à travers l'entrée IC 100 (pin 1). Via Le redresseur TR100 est excité par IC 100, pin 15 ; ainsi, la sortie se trouve court-circuitée et le courant résultant élevé provoque l'interruption du circuit par le fusible S12.

Par ailleurs, IC 100 est utilisé pour le Reset de l'alimentation (par exemple au démarrage de la machine). Le Reset se trouve à la pin 14 de IC 100. La résistance R102 sert au redressement à 5 V.

- **Stabilisateur de la tension de +12 V:**

Le circuit de ce stabilisateur de tension est conçu dans la même façon que celui du stabilisateur de la tension de +5 V. A l'exception de la pin 14 de l'IC 200 qui n'est pas utilisée. Par ailleurs, seule une partie de la tension de sortie est alimentée en retour à travers le diviseur de tension R203/R204, pour produire la tension +12 V.

- **Stabilisateur +24 V**

La tension d'entrée pour le stabilisateur +24 V est appliquée aux points P5 et P3. Elle est reliée au réacteur de stockage L1 par le transistor T3, une fois que des impulsions d'horloge lui sont superposées. Lorsque T3 est fermé, la différence entre les tensions d'entrée et de sortie est supérieure à celle de L1 (P8 plus positive que P9). Une telle situation provoque l'augmentation linéaire du courant dans le réacteur. La diode libre D4 n'est pas excitée au cours de cette phase. Dès que T3 est ouvert, D4 laisse passer le courant. La tension de sortie, augmentée de la tension d'état de D4, est alors appliquée au réacteur (P9 plus positif que P8). Le courant dans la bobine, qui circule également à travers D4, diminue linéairement jusqu'à ce que T3 soit refermé de nouveau. La tension de sortie pour chaque cycle de commutation est maintenue constante par C20. La tension de sortie est stabilisée par IC1 qui sert de modulateur de largeur d'impulsion. Des impulsions d'une fréquence d'environ 70 kHz (déterminée par R3 et C4) sont appliquées à ce modulateur. La largeur d'impulsion du signal de sortie (IC 1, pins 12 et 13) est modifiée pour permettre la stabilisation.

Afin de permettre cette stabilisation, la tension de sortie est alimentée en retour à IC 1, pin 1, à travers R9 et R2. La pin 2 de l'IC 1 est connectée à la tension de référence du module (IC1, pin 16).

IC 1 ajuste la largeur d'impulsion de façon à ce que les tensions aux pins 1 et 2 d'IC 1 soient égales (différence nulle). Via un étage inverseur, le signal, dont la largeur d'impulsion a été modulée, active, à travers un étage d'inversion (R31, R32 et T5), le transistor T2. Celui-ci est à son tour utilisé pour activer l'émetteur UT1. La partie négative de la tension de l'émetteur est supprimée par la diode D6, à la sortie de UT1. Le signal atteint la porte du transistor T3, à travers D5 et R26. Le transistor T4 est utilisé pour mettre la capacité de la porte source de T3 hors circuit, dans les délais appropriés. Ceci permet une commutation de très courte durée et une diminution considérable des pertes qui y sont liées. Le courant que circule à travers T3 est contrôlé, de manière permanente, par un multiplicateur de courant (entre P4 et P7). La tension du multiplicateur de courant est, dans ce but, amplifiée par IC 3, pin 6, R10 et R13 puis livrée à un comparateur (IC 3, pin 3). Le facteur d'amplification a été choisi de façon à ce que la sortie du comparateur (IC 3, pin 1) change d'état pour un courant d'environ 15 A. Le signal de la sortie du comparateur est acheminé vers IC 1, pin 4. Il provoque l'arrêt immédiat de l'impulsion d'horloge et une diminution limitée de la largeur d'impulsion (quasi-soft), grâce à la connexion à IC 1, pin 9 (T6, R4 et C3). Ceci conduit à une chute de la tension de sortie (+24 V). La tension de +24 V est contrôlée par IC5 pour protéger les circuits et soudures en aval. Si la tension de sortie chute en dessous de +22 V (R20, R22) pendant plus d'environ 200 ms (déterminé par C17), IC 5 coupe le PWM IC 1, pin 10 (détection de bas voltage). Le stabilisateur n'est réactivé qu'une fois que la machine a été éteinte et ré allumé. En cas de surtension à la sortie (> +26 V, R12 et R21), IC 5 active le triac TR1, qui met la tension de sortie hors circuit, relâchant ainsi le fusible SI1 (en P5).



Figure III.10 : Carte LP 638 d'alimentation.

III.4.2.2 LP 647 Circuit logique secteur A

- **Informations générales :**

Pour économiser de l'espace (figure III.11), le circuit logique secteur a été divisé en 3 composants dans la 4008S :

- LP 647 circuit logique secteur A
- LP 743 circuit de contrôle d'alimentation 2
- LP 744 circuit de contrôle d'alimentation 1

- **Test batterie :**

La batterie est brièvement chargée pendant le test T1 et la tension de batterie résultante lue, pour qu'un rapport d'état de batterie soit émis.

Une impulsion d'une durée d'environ 100 ms est générée par le différentiateur C39, R24 et les deux portes (IC4, pin 13; IC7, pins 1 et 2) dès l'application du niveau HAUT à la pin 10 de X647A.

Cette impulsion sert de signal d'excitation pour le transistor T4. La résistance R39 charge alors la batterie d'un courant d'environ 1,8 A (transmettant à la charge lors d'un fonctionnement en panne de secteur).

- **Circuit de recharge de la batterie :**

Le fonctionnement de secours du système est assurée par trois batterie de plomb en série, de 6 V chacune. Un module incorporé de type UC2906 (IC10) est utilisé pour charger la batterie. La tension appliquée de 24 V (24V SW) sert de tension d'alimentation lors de la procédure de recharge, qui est réalisée en plusieurs étapes.

Jusqu'à une tension de batterie de 15 V, le courant minimum de recharge est de 14 mA (à ce niveau de recharge, le courant de recharge diminue lorsque la tension de la batterie augmente).

Une fois les 15 V atteints, le système se met en mode charge à courant constant. Le courant de charge est d'environ 240 mA. Ce niveau est maintenu jusqu'à ce que la batterie atteigne la tension de 22,4 V.

Le courant de charge se met ensuite à diminuer. Dès que le courant chute en dessous de 14 mA, IC10 bascule en état de flottement et maintient la tension de la batterie à environ 21 V.

La procédure ci-dessus est relancée si la tension de la batterie diminue à cause d'une consommation d'énergie.

- **Générateur de tension Stand-by**
- **Circuit logique secteur marche**
- **Détection de panne secteur et connexion batterie**
- **Contrôle du relais de chauffage**
- **Contrôle de chauffage**



Figure III.11 : Carte LP 647 Circuit logique secteur A.

III.4.3 LP 450 Contrôle détecteur de niveau (DN)

➤ Description partie ultrasonique

● Emetteur

La capacité propre du Quartz est chargée jusqu'à +12 V par le biais de R78 et est périodiquement déchargée par le biais de T9. Le courant de décharge incite le Quartz à amortir l'émission d'ultrasons.

Lorsque le pont BR1 est inséré en position de calibration (1-2), le convertisseur n'est chargé que jusqu'à +6 V, à cause de la division de tension à travers R78 et R46. Ceci a pour effet de réduire de moitié l'amplitude d'émission. Lorsque le transistor T8 est activé par le signal LDSA, l'amplitude d'émission est réduite à un tiers de sa valeur (essai) à cause de la division de tension à travers R78 et R79.

● Récepteur

Les deux canaux du récepteur sont identiques jusqu'aux sorties des circuits monostables d'alarme IC 3 et IC 7. Par conséquent, seul le canal supérieur sera décrit ici. La tension émise par le Quartz de réception est amplifiée par T2 dans l'étage d'amplification et transmise à l'OP IC 1.

Ce dernier agit comme redresseur de tension de haute précision. Le signal amplifié correspondant à la partie positive des ondes, émis à la pin 3 du comparateur IC 2 via R6 et C6, est présent à la cathode de D13. Dès que les amplitudes du signal excèdent la tension de référence à la pin 2, des impulsions H sont émises à la sortie 1 à des intervalles de 90 ms. Ces dernières sont

inversées à travers T3 et appliquées à l'entrée du Trigger, pin 5, du premier circuit monostable d'IC 3. Les deux circuits monostables d'IC 3 peuvent alors être déclenchés à nouveau. En raison de leur charge, le premier à une constante de temps de 60 ms et le deuxième de 470 ms. La première constante de 60-ms a été choisie de façon à ce qu'après chaque impulsion de déclenchement à l'entrée, la sortie peut être réinitialisée avant l'impulsion de déclenchement suivante. Dans ces conditions, le deuxième circuit monostable est ré-déclenché à des intervalles de 90 ms, alors que sa sortie LDA1 reste au niveau H (pas d'alarme). Si le comparateur IC 2 n'émet pas d'impulsions de déclenchement, en raison d'un signal d'entrée trop faible, le deuxième circuit monostable revient à sa position initiale après 470 ms, en induisant un signal de niveau L au pin 14 de la prise X351. Le moniteur interprète L comme un niveau de détection d'alarme conduisant à l'arrêt des pompes à sang et du clamp veineux. Le deuxième canal du récepteur fonctionne selon le même principe, à l'exception de la constante de temps plus longue (700 ms) du deuxième circuit monostable IC 7. Il faut également noter qu'en cas d'alarme, la sortie Pin 7 met à 1 le Flip-Flop d'enregistrement IC 8 avec un niveau H.

La pin de sortie 2 de l'IC 8 désactive le FET T14 à l'aide d'un niveau L de façon à ce que le clamp de la ligne veineuse, soit désactivé et se ferme. Lorsque T14 est désactivé, DI11 l'est également afin qu'une tension de 24 V soit appliquée à la pin 6 de la prise X351 à travers R55. Pendant le test, cette tension est échantillonnée de manière à vérifier si le clamp de la ligne veineuse a été désactivé par le deuxième canal du récepteur. Si entre temps la condition d'alarme a été éliminée, la bascule IC 8 peut être resétee à l'aide du front montant de l'impulsion de commande «dialyse reprise» à la pin 12 de la prise X351. Dans ces conditions, le niveau H à la pin 2 d'IC 8 débloque le FET T14 et commande l'ouverture du clamp veineux. [25]

III.4.4 LP 624 Carte de contrôle (pompe à sang)

➤ Description

● Informations générales

Ce circuit imprimé comprend aussi bien les parties de contrôle que d'alimentation.

Connexions de prise au niveau de LP 624 :

- X186, Connexion au détecteur de position
- X1 88, Connexion au moteur pas à pas
- X1 89, Connexion à la carte LP 748
- X1 90, Connexion au switch du couvercle
- X1 92, Connexion au capteur de pression
- X348, Connexion au moniteur de dialyse

III.4.6 Diagramme général des circuits de l'écran 4008 S

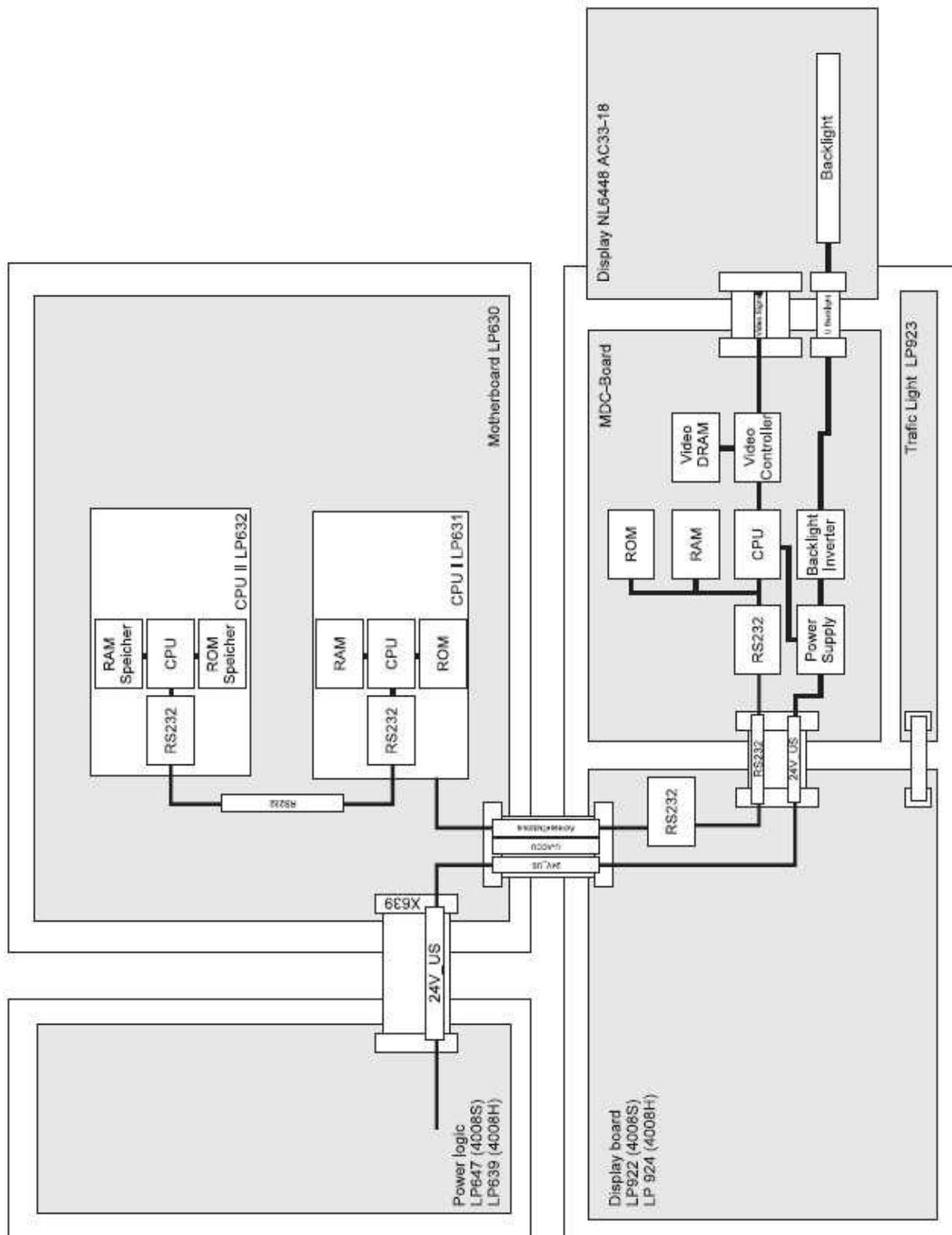


Figure III.12 : Diagramme général des circuits de l'écran 4008 S, [25].

III.5 Conclusion

On peut maintenant personnaliser les différents problèmes techniques concernant l'appareil et agir pour régler ces problèmes.

L'étude précédente des différentes cartes électriques préciser le rôle de chacun. Et faire connaître le fonctionnement et le rôle du composant.

Ce qui facilite au technicien la compréhension du fonctionnement de l'appareil et la réparation d'éventuelles pannes.



Chapitre IV
Techniques de Maintenances
Industrielles

Chapitre IV

Techniques de Maintenances Industrielles

IV.1 Introduction

La maintenance s'exerce sur des équipements industriels de production placés dans le contexte économique de l'entreprise.

Chaque équipement plus ou moins complexe, constitue un système technique, conçu pour mettre en œuvre un procédé et destiné à réaliser, partiellement ou totalement, un produit ou un service.

La maintenance a pour mission de veiller sur les systèmes techniques que sont les systèmes de production pour :

- préserver leur bon état de fonctionnement en évitant l'apparition de défaillances (maintenance préventive) ;
- rétablir leur bon état de fonctionnement quand il est dégradé par l'apparition de défaillances (maintenance corrective) ;
- optimiser leurs conditions d'exploitation (maintenance améliorative).

Dans tous les cas, il est indispensable de bien connaître l'équipement pour savoir sur quoi, où, quand, comment intervenir, afin de remédier aux défaillances, de les prévenir et surtout d'éviter d'engendrer la moindre gêne à la production.

IV.2 Définition de la maintenance

Ce n'est pas seulement réparer ou dépanner au moindre coût ou remettre en état dans les plus brefs délais. Ce n'est pas non plus maintenir les installations en marche à tout prix ou assurer une sécurité de fonctionnement élevée, coûte que coûte, pour atteindre une disponibilité maximale mais non rentable. La maintenance commence dès la conception du matériel : il faut qu'il soit apte à être entretenu (notion de maintenabilité), ensuite à produire, son utilisation doit être aisée et sa sécurité maximale. Pendant toute sa vie de production la maintenance surveille le matériel, suit ses dégradations et le remet à niveau avec un contrôle des performances, une surveillance des coûts et disponibilités en recherchant les solutions les plus simples. En fin de vie, la maintenance propose

d'abord une diminution des performances compatible avec les possibilités du matériel et enfin son renouvellement.

Il est possible aussi de condenser tout ceci dans la définition de l'AFNOR (Association Française de Normalisation) :

«La maintenance est l'ensemble des actions¹ permettant de maintenir ou de rétablir un bien dans un état spécifié ou en mesure d'assurer un service déterminé» en lui ajoutant «au coût optimal». [29]

IV.3 Importance de la maintenance et types d'entreprises

Malgré tous les avantages que la valorisation apportée par l'adoption d'une politique de maintenance peut offrir, son importance peut être fort différente d'un secteur d'activité à un autre. La préoccupation permanente de la recherche de la meilleure disponibilité suppose que tout devra être mis en œuvre afin d'éviter la défaillance. La maintenance sera donc inévitable et lourde dans les secteurs où la sécurité est capitale (dans les industries nucléaires ou pétrochimiques, l'essentiel de l'activité du service maintenance est lié à la sûreté de fonctionnement au travers d'une maintenance soutenue). A l'inverse des secteurs de production manufacturière à faible valeur ajoutée pourront se satisfaire d'un entretien traditionnel et limité :

- Importance fondamentale : nucléaire, pétrochimie, chimie, transport (aéronautique, transport ferroviaire, navigation, etc.).
- Importance indispensable : entreprises à forte valeur ajoutée, entreprise de processus, construction automobile.
- Importance moyenne : industries de constructions diversifiées, coûts d'arrêt de production limités, équipement semi-automatiques.
- Importance secondaire : entreprises sans production de série, équipements variés.
- Importance faible ou négligeable : entreprise manufacturière, faible valeur ajoutée, forte masse salariale, [30].

IV.4 Rôle du service maintenance

Le service maintenance doit mettre en œuvre la politique de maintenance définie dans l'entreprise, celle-ci devant permettre d'atteindre le rendement optimal des systèmes.

Seulement, dans une entreprise tous les systèmes ne peuvent pas être considérés de la même manière d'un point de vue maintenance. Le service devra donc dans le cadre de la politique

globale, définir les stratégies les mieux adaptées aux diverses situations, il sera ainsi conduit à faire des prévisions ciblées, [30]:

- Prévisions à long terme : elles concernent principalement les investissements lourds ou les travaux durables. Ce sont ces prévisions qui sont le plus dictées par la politique globale de l'entreprise.
- Prévisions à moyen terme : la maintenance doit se faire la plus discrète possible dans le planning de charge de la production. Alors il lui est nécessaire d'anticiper autant que faire se peut ses interventions en fonction des programmes de fabrication. La production doit elle aussi prendre en compte les impératifs de suivi des matériels.
- Prévisions à court terme : dans ce cas le service de maintenance s'efforcera à réduire les durées d'immobilisation du matériel et les coûts de ses interventions. Sachant que les réductions des coûts et d'immobilisation ne sont possibles que si le matériel et les interventions ont fait l'objet d'une étude préalable, il est donc nécessaire de préparer le travail et d'étudier les conditions de fonctionnement, les défaillances possibles et les conditions d'exécution des interventions. Le service technique lié à cette fonction doit fournir toutes les informations qualitatives et quantitatives susceptibles d'influencer les politiques particulières de l'entreprise. [31]

IV.5 Aperçu des différentes formes de maintenance

Bien que l'on parle généralement de la maintenance, il serait plus juste de parler des maintenances (figure IV.1). différents paramètres induisent des approches distinctes en fonction des matériels à maintenir dans un état permettant d'assurer un service déterminé. Ces principaux paramètres peuvent être :

- ✓ **Stratégiques :**
 - Politiques de maintenance adoptées ;
 - Recours à la sous-traitance ;
 - Recours au travail intérimaire.
- ✓ **Humains :**
 - Effectifs ;
 - Niveau de la qualification des techniciens ;
 - Horaires de service ;
 - Astreintes.
- ✓ **Economiques :**

- Politique d'investissement ;
- Coût des arrêts de production ;
- Coût des interventions de maintenance.

✓ **Techniques :**

- Technologie des matériels ;
- Ancienneté des matériels ;
- Vétusté des matériels, [31].

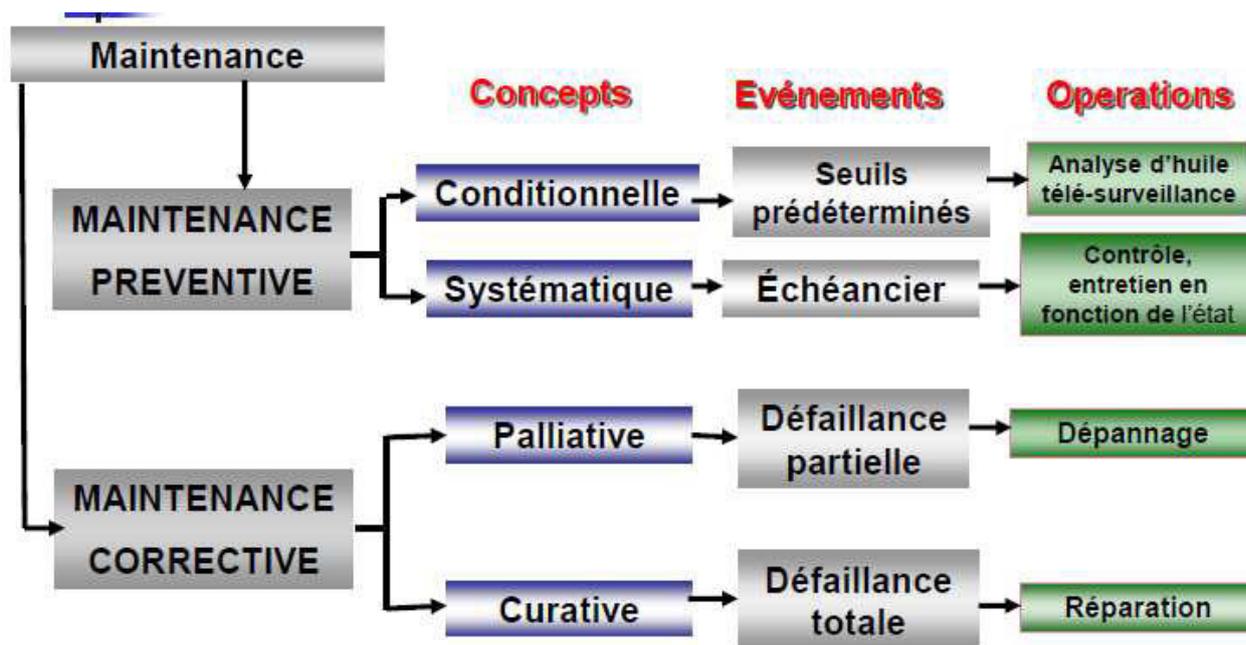


Figure IV.1 : Les différents types de Maintenance, [32].

IV.5.1 La maintenance corrective

La maintenance corrective est le type de maintenance s'apparentant le plus à l'entretien traditionnel dans la mesure où comme son nom l'indique, on intervient sur le système après l'apparition d'une défaillance.

Définition de la défaillance :

« Altération ou cessation de l'aptitude d'un bien à accomplir la fonction requise »

La définition distingue l'altération de la cessation. Dans le premier cas on parlera de défaillance partielle dans le second de défaillance totale.

De même, il est possible de distinguer deux aspects de la maintenance corrective :

- La maintenance palliative concernant principalement les opérations de dépannage.
- La maintenance curative regroupant essentiellement les réparations.

Cette forme de maintenance, dont la part tend à diminuer lors de la mise en place d'une maintenance préventive, subsistera toujours plus ou moins car malgré toute l'attention portée à un matériel donné, il est impossible d'éliminer totalement la probabilité d'une panne fortuite.

IV.5.2 Les maintenances préventives

C'est principalement le développement de ces maintenances qui a entraîné la mutation des services entretien traditionnels.

Préventive sous-entend prévenir. L'objectif de ces formes de maintenance est de prévenir la panne avant qu'elle ne survienne. Il en résulte principalement une économie sur les pertes de production mais aussi une diminution de la dégradation des systèmes.

Les buts sont nombreux :

- Diminuer sensiblement la probabilité d'apparition d'une défaillance en fonctionnement ;
- Diminuer la gravité des défaillances par la suppression de dégradations secondaires ;
- Améliorer la sécurité par la diminution du risque de défaillance en fonctionnement ;
- Améliorer la qualité des productions ;
- Améliorer la connaissance et la maîtrise des matériels ;
- Faciliter la gestion des stocks de pièces de rechange et consommables ;
- Permettre amélioration les conditions de réalisation d'opérations de maintenance corrective ;
- Améliorer les conditions de travail du personnel ;
- Faciliter l'ordonnancement des tâches pour le service maintenance mais également pour la production ;
- Eviter les consommations excessives d'énergie ou de produits lubrifiants ;
- Exploiter au maximum de leurs possibilités les systèmes ainsi que les éléments qui les composent, [33].

Il existe deux formes principales de maintenance préventive, la maintenance préventive systématique et la maintenance préventive conditionnelle. On peut en ajouter deux autres, la

maintenance de ronde, qui est en fait une combinaison des deux précédentes et la maintenance prévisionnelle assimilable à une maintenance conditionnelle non aboutie, [30].

a) La maintenance préventive systématique

La maintenance préventive systématique est une forme de maintenance organisée autour d'un échancier correspondant au temps (ex : réglage de la tension des courroies toutes les 10 semaines) ou au nombre d'unités d'usage (ex : vidange tous les 20 000km). Elle est simple dans son organisation et sa gestion mais peut parfois s'avérer onéreuse par le caractère systématique des interventions et des remplacements des pièces sans signe avant-coureur de défaillance.

De plus, pour l'élaboration de l'échancier, elle nécessite une bonne connaissance du comportement du matériel. Elle s'appliquera donc prioritairement à des matériels à forte valeur ajoutée et /ou vitaux dans le processus de production, à des matériels dont le taux de défaillance est le plus constant possible, également aux systèmes dont une défaillance peut présenter un risque aux personnes.

Il y a une autre catégorie de matériels qui doit subir une maintenance préventive systématique, ce sont tous les appareils soumis à la législation en vigueur : ascenseurs, monte-charges, appareils de levage, réservoirs sous pression, extincteurs, etc., [30].

b) La maintenance préventive conditionnelle

Dans ce cas il n'y a plus d'échancier mais c'est un événement, une condition, le franchissement d'un seuil, qui provoque l'intervention. Le signal peut être donné par un capteur décelant une dérive de comportement (élévation de température, modification du niveau vibratoire, fuite, usure, etc.) ou à la suite d'une inspection ou d'un contrôle. La maintenance préventive conditionnelle peut s'appliquer à tout type de système pour lesquels un capteur sait détecter une anomalie et c'est d'ailleurs grâce au développement de la technologie de ces derniers que cette forme de maintenance a pu faire de tels progrès ces vingt dernières années.

La maintenance est relativement coûteuse par la technologie qu'elle suppose, elle présente néanmoins l'extrême avantage de pouvoir être appliqué à des matériels dont le comportement est peu ou pas connu. Elle offre malgré tout l'intérêt de pouvoir éviter un aléa tout en exploitant les composants au maximum de leur durée de vie, [30].

c) La maintenance de ronde

La maintenance de ronde s'inspire des deux précédentes mais reprend plutôt les cas d'emploi de la maintenance conditionnelle. En effet, si les rondes (ou examens, surveillance, etc.) ont un caractère systématique en fonction d'un échéancier, l'intervention est programmée sur la base d'une condition émanant d'un relevé ou d'un constat. Le contrôle peut en fonction du niveau de compétence requis, être effectué soit par un technicien du service maintenance, soit tout simplement par l'opérateur ayant la responsabilité de la conduite du système, [30].

d) La maintenance prévisionnelle

Improprement appelée « maintenance prédictive », la maintenance prévisionnelle est une approche relativement récente qui repose, comme la maintenance conditionnelle, sur technologie des capteurs mais privilégie l'évolution des informations qu'ils délivrent plutôt que le simple franchissement de seuils prédéterminés. Ainsi, par une surveillance dictée par la progression d'une dégradation, il est possible de mieux planifier ou retarder des interventions. La maintenance prévisionnelle est particulièrement adaptée aux dégradations progressives dont on ignore les seuils.

L'amélioration de la fiabilité intrinsèque des matériels, une meilleure connaissance générale du comportement des composants, l'intégration de plus en plus fréquente de capteurs, ou autres moyens, intégrés aux systèmes dès leur conception, l'évolution des méthodes de suivi et des techniques d'analyse, la multiplication des systèmes informatiques d'auto diagnostic, etc. réduisent la part de fortuit, donc de maintenance corrective pure (dépannage, réparation). Ceci se fait au profit des maintenances préventives et principalement de la maintenance conditionnelle désormais approuvée, reconnue, devenue plus scientifique et plus abordable techniquement et financièrement, [30].

IV.5.3 Rénovation, reconstruction, amélioration, modernisation et cannibalisation

En marge de son activité principale, des travaux parallèles vont permettre au service d'enrichir sa mission qui vise à l'amélioration du comportement et du rendement des installations et à l'optimisation des coûts d'exploitation, [30].

a) La rénovation

Inspection complète de tous les organes, reprise dimensionnelle complète ou remplacement des pièces déformées, vérification des caractéristiques et éventuellement réparation des pièces et sous-ensembles défectueux, conservation des pièces bonnes.

La rénovation apparaît donc comme l'une des suites possibles d'une révision générale au sens strict de sa définition, [34].

b) La reconstruction

Remise en l'état défini par le cahier des charges initial, qui impose le remplacement de pièces vitales par des pièces d'origine ou des pièces neuves équivalentes. La reconstruction peut être assortie d'une modernisation ou de modifications.

Les modifications apportées peuvent concerner, en plus de la maintenance et de la durabilité, la capacité de production, l'efficacité, la sécurité, etc. [34].

c) L'amélioration

Les aléas que subit un système mettent parfois en évidence des défauts de conceptions ou des problèmes d'inadaptation à une mission donnée. Un changement de production, une homogénéisation de composants, une mise aux normes de sécurité ou plus simplement une volonté d'améliorer les performances d'un matériel peuvent conduire le service maintenance à engager des travaux d'amélioration. Bien entendue, ces opérations font l'objet d'une étude préalable qui permettra d'évaluer la rentabilité des investissements, [30].

d) La modernisation

Remplacement d'équipements, accessoires et appareils ou éventuellement de logiciel apportant, grâce à des perfectionnements techniques n'existant pas sur le bien d'origine, une amélioration de l'aptitude à l'emploi du bien.

Cette opération peut aussi bien être exécutée dans le cas d'une rénovation, que celui d'une reconstruction.

La rénovation ou la reconstruction d'un bien durable peut donner lieu, pour certains de ses sous-ensembles, à la pratique d'un échange standard, [34].

e) La cannibalisation

Lors du démantèlement d'un matériel, certains composants récemment implantés ou devenus introuvables peuvent présenter un intérêt certain pour d'autres systèmes encore en exploitation. Les opérations de cannibalisation ont pour objet de prélever sur les machines mises eu rebut les organes encore capables qui seront alors stockés en tant que pièces de rechange, [30].

IV.5.4 Les travaux neufs

Dans leur grande majorité, les services maintenance ont en charge les travaux neufs. Cette appellation regroupe des actions qui peuvent aller de l'installation d'une nouvelle machine (avec préparation physique du lieu d'implantation, raccordement aux réseaux, mise en service), à la participation à la conception d'une extension des locaux en passant par la conception et / ou la réalisation d'un système complet. Ces travaux neufs supposent, pour les plus complexes, que le service maintenance dispose d'une fonction méthodes, voire bureau d'études, suffisamment étoffée, [30].

IV.5.5 La maintenance sous-traitée

La maintenance sous-traitée, appelée également maintenance externalisée. Est une manière de pratiquer sensiblement différente de celles précédemment présentées mais dont l'importance croissante mérite d'être décrite

Dans ce cas, une entreprise cliente a recours à un prestataire de service de maintenance pour la réalisation de travaux précisés dans des contrats. Ces travaux peuvent ne concerner que quelques opérations spécifiques ou regrouper toutes les actions nécessaires à la bonne marche de l'outil de production. Dans ce dernier cas, le service maintenance de l'entreprise cliente voit son rôle réduit à celui de coordinateur de sous-traitants.

Les raisons de l'emploi de sous-traitants peuvent être très variables d'une entreprise à une autre mais elles sont généralement d'ordre économique (limitation du matériel de maintenance, nécessité de matériels spéciaux, surcharge exceptionnelle de travail, etc.). D'ordre technique (évolution de la technologie de certaines machines, compétences de techniciens, etc.). D'ordre stratégique (insuffisance provisoire de personnel et/ou de matériels de maintenance pour cause de surcharge de travail, de concentration de l'activité du service sur le matériel de production, de refus d'investissements lourds...) mais aussi pour des raisons réglementaires pour les matériels dont les contrôles sont soumis à la législation, [30].

IV.5.6 La sécurité - la sureté - l'environnement

Le service maintenance entretient naturellement des relations particulières avec les personnels chargés de la sécurité dans l'entreprise. En effet, un problème de sécurité ou de sureté de fonctionnement a la plupart du temps, pour origine une défaillance soit matérielle, soit organisationnelle. Service maintenance et service sécurité sont d'autant plus efficaces en travaillant de concert pour minimiser la probabilité d'apparition d'incidents, [30].

Ainsi, le service maintenance est en général systématiquement associé aux décisions concernant le sujet ainsi qu'aux réunions du CHSCT (Comité d'Hygiène et Sécurité et des Conditions de Travail). De plus, de par une situation de travail toujours différente et des travaux exposés à certains risques (travail en hauteur, en présence de courant électrique, dans des postures inconfortables, manipulation de produits divers, manutention...) et parfois entrepris dans l'urgence, le technicien de maintenance peut exécuter des tâches présentant une certaine dangerosité. Il doit donc être informé des principes et de la législation qui réglementent les conditions de travail.

Le respect de l'environnement, tant à l'intérieur de l'enceinte de l'entreprise qu'à ses abords, fait de plus en plus partie des précautions et des préoccupations qu'un service maintenance doit intégrer dans son fonctionnement.

IV.6 Les activités de la maintenance industrielle

A la diversité des formes et des méthodes de maintenance selon les besoins et les objectifs, se superpose la variété des matériels sur lesquels le service maintenance doit intervenir. Ce faisant, l'activité globale du service est constituée de nombreuses activités qui se différencient par leur durée, leur urgence ou leur anticipation, leur objectif, leur niveau de préparation ou/et de complexité, etc. néanmoins, il est possible de distinguer trois catégories : les activités opérationnelles, les activités de suivi et une catégorie qui opère la synthèse avec les deux précédentes, [30].

IV.6.1 Les activités opérationnelles

Les activités opérationnelles constituent fort logiquement l'essentiel de la charge dans le cadre de la maintenance corrective et sont au nombre de deux :

a) Les dépannages

Définition : Action sur un bien en vue de le remettre en état de fonctionner.

Le dépannage est donc une action à objectif unique et ponctuel : faire que le système défaillant puisse retrouver un niveau de performance.

Les pannes survenant toujours en cours de fonctionnement donc en cours de production, le dépannage se fera souvent dans l'urgence (suivant des niveaux d'urgence allant généralement de 1 à 4 et qui déterminent les moyens et procédures à mettre en œuvre), avec peu, voire pas de préparation et sans planification. Dans la plupart des cas, hormis les règles de sécurité, les procédures pourront être ignorées et la notion de coût ne sera pas prise en compte non plus.

L'absence de préparation et le caractère souvent soudaine de l'incident nécessite, de la part du technicien dépêché auprès de la machine défaillante, une bonne connaissance du système ainsi que des méthodes de diagnostic éprouvées pour une remise en route la plus prompte possible.

Une bonne connaissance de pannes dites pannes-types a incité certains responsables à améliorer les situations liées aux défaillances en créant des procédures d'intervention rapide, une classification des types de panne, des équipes spécialisées, des gammes opératoires.

Au cours d'un dépannage, on privilégiera la production, autrement dit la remise en service. Alors, souvent un dépannage doit être suivi hors période de production d'une réparation, [30].

b) La réparation

Définition : intervention définitive de maintenance corrective effectuée après panne ou défaillance.

La définition précise l'objectif principale de la réparation à savoir son caractère définitif. En fait, une réparation pourra être décidée à la suite d'un constat de panne ou d'un incident, d'une dérive de fonctionnement (qualité produit, par exemple), d'une observation, d'un rapport de visite, etc. c'est une opération de correction, de rectification qui est programmée, planifiée et pour laquelle tous les moyens ont été rassemblés (techniciens, temps, matériel, pièces de rechange). La minutie de la préparation évite aléas et contre-temps principalement dans le cas de systèmes fonctionnant en continu, [30].

IV.6.2 Les activités de suivi

La maintenance préventive doit, pour remplir son rôle, connaître l'état ainsi que l'évolution du comportement des matériels. Pour cela, il n'est d'autre moyen que la surveillance attentive et l'exploitation des données qui en découlent, [30].

a) Les visites (ou visites préventives)

Définition : opération de maintenance préventive consistant en un examen détaillé et *prédéterminé de tout ou partie des éléments d'un matériel.*

Les visites se pratiquent dans le cadre d'un programme de maintenance préventive et ont pour objet l'examen de l'évolution de l'état du matériel. Régies par une programmation qui fixe leur périodicité, elles reposent sur des listes de points à vérifier à partir de caractéristiques prédéterminées. Selon l'importance et la précision d'observation souhaitées elles peuvent induire

des démontages légers et doivent donc parfois être inscrites dans le planning de production afin d'éviter tout arrêt de production, [30].

L'exploitation des rapports de visite peut entraîner des décisions de réparation.

b) Les inspections

C'est une activité de surveillance s'exerçant dans le cadre d'une mission définie. Elle n'est pas obligatoirement limitée à la comparaison avec des données préétablies. Cette activité peut s'exercer notamment au moyen de ronde, [35].

c) Les contrôles

C'est une vérification de la conformité à des données préétablies, suivie d'un jugement. Le contrôle peut :

- comporter une activité d'information,
- inclure une décision : acceptation, rejet, ajournement,
- déboucher sur des actions correctives, [35].

IV.6.3 Les révisions

Comme les trois activités de suivi, les révisions sont régies par un planning prédéfini par unité de temps ou d'usage mais, à l'instar des activités opérationnelles, elles incluent des opérations physiques sur le matériel. Dans le cas de matériels soumis à la réglementation, le rythme et l'importance des révisions sont imposés par la loi.

Guidés par des procédures strictes et détaillées, les techniciens peuvent avoir à effectuer toutes sortes d'opérations telles que : des contrôles, des mesures, des échanges-standards, des réparations, [30].

Le volume de travail est plus ou moins important suivant le type de visite. Il y a les visites de routine, très rapprochées, les visites partielles ou limitées et les visites générales qui souvent induisent des travaux lourds.

Pour ces dernières qui peuvent être annuelles voire bisannuelles, le recours partiel à la sous-traitance n'est pas rare. Une visite générale peut avoir pour objet, le démontage complet du système pour remplacement systématique de certains composants et inspection fine de toute la structure.

IV.7 La maintenance en pratique

Nous l'avons vu, l'activité du service maintenance est variée tant dans ses objectifs proprement dits que dans ses actions et ses lieux ou situations d'intervention.

Contrairement à beaucoup d'autres services pour lesquels la situation de travail est stable et sans risque d'événement fortuit, le service maintenance réclame une organisation rigoureuse, précise mais suffisamment souple pour accepter d'intégrer des perturbations comme l'apparition d'une défaillance importante dans un planning déjà complet. Quelques outils et procédures aident le responsable dans sa tâche, [30].

IV.7.1 Les niveaux de maintenance

la norme X60-010 propose [36] un découpage de la maintenance à cinq niveaux, d'une part pour classer les différentes opérations de maintenance en fonction de leur importance, d'autre part pour déterminer la famille d'intervenants qui va réaliser les opérations en toute sécurité.

IV.7.1.1 Maintenance du premier niveau

- Réglages simples prévus par le constructeur au moyen d'organes accessibles sans démontage ou ouverture de l'équipement ;
- Echange d'éléments consommables, facilement accessibles (fusibles, voyants...), [36].

IV.7.1.2 Maintenance du deuxième niveau

- Dépannage par échange standard des éléments prévus à cet effet ;
- Opérations mineures d'entretien (graissage par exemple) ;
- Contrôles de bon fonctionnement.

IV.7.1.3 Maintenance du troisième niveau

- Identification des panne ;
- Réparation au niveau des composants ou par échange d'éléments fonctionnels ;
- Réparations mécaniques mineures ;
- Réglage général et réalignement des appareils ;
- Organisation de la maintenance préventive conformément aux instructions reçues, [36].

IV.7.1.4 Maintenance du quatrième niveau

- tous travaux de maintenance corrective ou préventive à l'exception éventuellement des mises à neuf ;
- Réglages des appareils de mesure utilisée pour la maintenance ;
- Vérification par des organismes spécialisés pour la maintenance ;
- Vérification par des organismes spécialisés des étalons secondaires possédés ;
- Réception des équipements réparés au cinquième degré ;
- Contribution à formation des agents affectés au troisième degré de maintenance ;
- Participation à la définition de la politique de maintenance, [36].

IV.7.1.5 Maintenance du cinquième niveau

- Exécution des remises à neuf, [36] ;
- Exécution des réparations importantes normalement du ressort du quatrième degré mais confiées pour des raisons économiques ou d'opportunité ;
- Formation du personnel de maintenance (en principe uniquement celui de quatrième degré).

IV.8 Les coûts de maintenance

Le contrôle des coûts de maintenance est la base essentielle pour l'identification des équipements gros consommateurs de budget d'entretien pour éviter les pratiques opérationnelles trop coûteuse.

Pour cela, la pratique d'une comptabilité analytique, par centre de coût, est indispensable pour traiter les informations sur les coûts et les présenter d'une manière exploitable pour la maintenance, [32].

IV.8.1 Composition du coût global de maintenance

Le coût global de maintenance CGM

$$\text{CGM} = \text{CIM} + \text{CDM} + \text{CSM}$$

- CIM** : Coût d'intervention direct de maintenance.
- CDM** : Coût de défaillance maintenance.

- **CSM** : Coût de stockage maintenance, [32].

IV.8.2 Coût d'intervention directe de maintenance CIM

Le coût d'intervention direct de maintenance comprend toutes les dépenses effectuées pour réaliser la fonction maintenance d'un matériel concernant la maintenance préventive systématique et conditionnelle, la maintenance curative et la maintenance corrective, [32].

IV.8.3 Le coût d'intervention directe de maintenance comprend

IV.8.3.1 Coût de main-d'oeuvre interne (Par groupe socioprofessionnel)

Le coût de main-d'oeuvre interne est égal au temps passé en intervention par le personnel du site, pour réaliser la maintenance du matériel ou de l'ouvrage concerné, multiplié par le coût horaire d'intervention + Coût frais de mission, [32].

- ✧ **Coût MOI = Taux Horaire x [Nbre H Normales + Nbre H Supplémentaires + Nbre H Jeudi x 1.5 + Nbre H Vendredi x 1.75 + Nbre H Feries x 2 + Nbre H Vendredi et Jours fériés x 2.25]**

La valorisation de la MOI se fait en fonction des tarifs par catégories socioprofessionnel.

- ✧ **Coût Frais Mission = (Coût Repas x Nbre Repas) + (Coût Nuitée x Nbre Nuitée)**

IV.8.3.2 Coût de la sous-traitance externe

Le coût de la sous-traitance externe est obtenu à partir des factures des sous-traitants qui se rattache aux travaux d'intervention de maintenance, [32].

IV.8.3.3 Coût du matériel comprend

- Coût de la pièces de rechange (PDR)
 - ✚ Coût des pièces sorite du magasin : $\text{Coût PDR} = \text{Quantité Utilisée} \times \text{Prix unitaire}$
 - ✚ Coût des pièces achetées directement : Obtenu à partir des factures des fournisseurs
- Coût des consommables
 - ✚ $\text{Coût consommables} = \text{Quantité Utilisée} \times \text{Prix unitaire.}$
- Coût d'amortissement du matériel et outillage utilisé (appareil de traitement d'huile, camera thermographie, etc..), [32].
 - ✚ $\text{Coût amorti.} = \text{Nombre heure Utilisée} \times \text{Taux horaire d'amortissement Utilisation.}$

IV.8.3.4 Coût de revient des moyens roulants comprend

- Coût de revient des moyens roulants internes
 - ✚ Coût_{MRI} = Kilomètre parcouru x Coût unitaire du kilomètre parcouru
- Coût de revient des moyens roulants externes
 - ✚ Coût_{MRE} = Kilomètre parcouru x Coût unitaire de location (par type de moyen utilisé).
 - ✚ Coût_{MRE} = Nombre de jours x Coût journalier de location (par type de moyen utilisé),[32].

IV.8.3.5 Coût d'indemnisation

Le coût d'indemnisation est la montant de tous les dépenses occasionnées par les indemnisations des dégâts aux tiers lors de l'intervention maintenance obtenu à partir des factures, PV de constant, etc..).

Coût de défaillance maintenance

- Le coût de défaillance maintenance suite à un incident est égal au nombre de kilowattheure non livré multiplié par le coût de kilowattheure transporté ou le coût des pertes de production des clients.
- Coût DM = Coût kilowattheure non livré x Nbre kilowattheure non livré,[32].

IV.8.4 Cout de stockage maintenance : CSM

Le coût de stockage maintenance représente les dépenses engagées pour financer et gérer le stock des pièces de rechange et les fournitures nécessaires à la maintenance, [32].

IV.8.5 Coût de stockage maintenance comprend

- L'intérêt financier du capital immobilisé que représente le stock.
- Les dépenses de main d'oeuvre pour assurer les activités de gestion des stocks.
- Le coût d'exploitation des surfaces de bâtiment utilisées : Énergie et maintenance.
- Le coût d'exploitation de maintenance et les amortissement des matériels utilisés : Chariots élévateurs, transpalettes, informatique, etc..
- Les dépenses d'assurance des stocks, [32].

IV.9 Conclusion

La maintenance est une fonction complexe qui, selon le type de processus, peut être déterminante pour la réussite d'une entreprise. Les fonctions qui la composent et les actions qui les réalisent doivent être soigneusement dosées pour que les performances globales de l'outil de production soient optimisées.

Toute la difficulté tient à ce réglage qu'il faut ajuster en tenant compte de nombreux éléments :

- au niveau de l'entreprise : du contexte économique et social ;
- au niveau de l'installation : de l'interaction avec les autres systèmes (en particulier celui de la production) ;
- au niveau du système maintenance : des divers effets de chacune des activités (études, préparation, ordonnancement...).

Pour être efficace, il faut d'abord avoir une idée aussi claire que possible des mécanismes qui influent sur les grandeurs significatives (nombre de pannes, temps de réparation, délais logistiques, coûts de maintenance préventive, coûts du stockage des matières, actions de communication, etc.). Il faut ensuite mesurer ces grandeurs et construire des indicateurs pour juger de l'état du système maintenance et pour identifier.

Chapitre V

**Conception d'un plan de
Maintenance Pour
L'appareil d'Hémodialyse
FRESINUS 4008 S**

Chapitre V

Conception d'Un Plan de Maintenance Pour L'appareil d'Hémodialyse FRESINUS 4008 S

V.1 Introduction

Ce chapitre comprend toutes les vérifications techniques de sécurité (VTS) et opérations de maintenance (OM).

Ces vérifications doivent être effectuées tous les 12 mois.

Les opérations relatives à ces vérifications doivent être consignées sur le livret de dispositifs médicaux.

La bonne gestion de la maintenance est un élément essentiel à la vie d'un établissement de santé, notamment dans le cadre de la continuité de fonctionnement des services.

V.2 Maintenance Préventive

Les modalités de désinfection et maintenance doivent être adaptées aux sources potentielles de contamination et tenir compte des particularités de chaque générateur. Elles résultent de l'analyse des risques effectuée par le fabricant du générateur.

Si l'appareil a été stocké sous désinfectants chimiques, la solution devra être éliminée du système par rinçage avant d'entreprendre tout traitement.

Vérifier d'abord :

- Que le câble d'alimentation est rend au secteur ?
- Que l'interrupteur principal situé a l'arrière du moniteur est en position ON.
- Que l'appareil est connecté à l'alimentation en eau.

Au démarrage, l'appareil vérifier systématiquement son système interne de sécurité.

Cette phase de test implique que les tubulaires de dialysat soient connectées aux coupleurs de sécurité. Lorsque l'appareil est connecté au secteur et que l'interrupteur principal est sur la position ON, un segment est allumé sur l'affichage de temps.

Pour protéger les doigts de l'opérateur, maintenir les capots de la pompe à sang et des clamps fermés pendant la phase de test car la pompe et les clamps sont testés pendant cette procédure.

V.2.1 Entretien de l'appareil

A- Désinfection chimique

Il faut faire la désinfection chimique entre chaque malade, le programme de désinfection avec aspiration de l'eau traité et javelle au moyen de la canne de concentré A (canne rouge).

B- Désinfection thermochimique

Les programmes désinfection acides citrique avec aspiration de l'eau traiter et acide derrière l'appareil avec le programme2.

200g d'acide + 800ml d'eau traiter= 1 l'acide citrique

V.2.2 Rinçage

A- Rinçage/ Désinfection

Sur le porte interlock.

La solution de rinçage désinfection l'eau ou le désinfectant circule vers le pendant des programme de rinçage et de désinfection, des tuyaux dialysat (rouge/bleu) sont raccorder DIASAFE®^{plus} à travers le module d'équilibre volumétrique. L'ouverture alternée de l'électrovanne de flush, des vannes V26 et V24/V24b permet de faire passer la solution tantôt dans les capillaires tantôt à travers la membrane de filtre.

B- Chaleur / Rinçage automatique

C'est une fonction qui permet à l'appareil d'effectuer automatiquement une désinfection par la chaleur ou un rinçage à un moment prédéterminé. L'utilisateur décide du jour de la semaine et de l'heure aux quels l'appareil doit être prêt avoir exécuté une désinfection par la chaleur / rinçage.

V.3 Maintenance Périodique

L'ensemble des opérations d'entretien servent à maintenir en bon état de fonctionnement de l'appareil dans des conditions normales, pour cela il faut suivre le régime suivant : (entretien des différentes pièces) ou il faut respecter le temps et la méthode :

- Entretien toutes les deux mois (400 heures).
- Entretien les six mois (1200 heures).

- Entretien une fois par an (2400 heures).
- 1- Nettoyage la grille métallique du générateur de bain de dialyse (il se trouve sous le transducteur de pression).
 - 2- Nettoyer le débitmètre du générateur de bain de dialyse, enlever les bouchons supérieurs dans cet ordre.
 - 3- Nettoyer les filtres à air des ventilateurs, tapoter les filtres ou utiliser une brosse mais n'a pas utiliser d'eau ou l'autre liquide.

Note : les filtres peuvent avoir besoin d'être nettoyé plus souvent en fonction de l'environnement.

V.3.1 Tout les deux mois (400 heures)

1. Démonter le moniteur.
2. Démonter la vanne de retour de bac de chauffage.
3. Démonter les résistances.
4. Démonter la vanne de flotteur.

V.3.2 Tout les six mois (1200 heures)

1. Vérifier l'indicateur de pression veineuse.
2. Remplacer les autres tubes extérieurs du bain de dialyse.
3. Vérifier l'intérieur du bac de chauffage.
4. Vérifier l'intérieur du bac d'eau.

V.3.3 Une fois par année (2400 heures)

1. Remplacer la cartouche de filtre eau monté sur chassés.
2. Remplacer la pipette d'aspiration à solution concentrée.
3. Remplacer le ventilateur du moniteur sanguin tous les trois ans.
4. Changer le filtre du ventilateur sanguin.

V.3.4 Description – Vérifications techniques de sécurité et opérations de maintenance

Pour ce générateur, les vérifications suivantes doivent être effectuées au minimum tous les 12 mois, par des personnes dont la formation, les connaissances et l'expérience pratique leur permettent de les exécuter en se soumettant strictement au protocole décrit ici, et ce de manière autonome et sans supervision aucune.

Tableau V.1 : Description – Vérifications techniques de sécurité et opérations de maintenance

VTS	OM	N°.	Description	Valeur / Fonction
		1	Contrôle visuel	
VTS		1.1	Etiquettes et inscriptions	Elles doivent être présentes et lisibles. Vérifier leur état.
VTS		1.2	Etat mécanique	Il permet une utilisation sûre et continue.
VTS	OM	1.2.1	Echange des tuyaux sales ou défectueux.	
VTS		1.2.2	Elimination des souillures diminuant la sécurité.	
	OM	1.3	Mesures préventives	
	OM	1.3.1	Changer les joints a lèvre des cannes d'aspiration des concentrés et les graisser avec de la pâte silicone. Si nécessaire, changer les rivets des cannes.	
	OM	1.3.2	Vérifier l'état des joints de retenue des chambres de rinçage.	
	OM	1.3.3	Changer les filtres des cannes d'aspiration des concentrés (71/72).	
	OM	1.3.4	Resserrer les vis des chambres de rinçage (90a/90b).	
	OM	1.3.5	Changer le clapet anti-retour (92). Pour la DCC, remplacer les joints toriques des clapets anti-retour (117/118) ou changer les clapets.	
	OM	1.3.6	Changer les filtres tamis : avant la pompe UF (filtre 74), après MV43 (filtre 76), entre MV99 et la chambre de rinçage (filtre 149), entre MV100 et la chambre de rinçage (filtre 148). Pour la DCC, remplacer les filtres et les joints toriques (119/120).	
	OM	1.3.7	Remplacer le tamis du filtre de retour du dialysat, au besoin le filtre complet (73).	
	OM	1.3.8	Remplacer les joints toriques des raccords du dialysat.	
	OM	1.3.9	Vérifier le tuyau du site de prélèvement de dialysat (116). Au besoin changer le site complet.	
	OM	1.3.10	Nettoyer le filtre du ventilateur du moniteur ou le remplacer si nécessaire.	
	OM	1.3.11	Vérification de la pompe débulleur (97) : changer le stator et le corps de pompe. Respecter le sens.	
	OM	1.3.12	L'électrovanne MV 84 doit être remplacé tous les 2 ans. <i>Seulement si le désinfectant Punsteril est utilisé</i>	
	OM	1.3.13	Remplacer la chambre de mélange ou la chambre d'équilibrage. <i>Seulement pour les générateurs avec l'option ONLINEplus™ et l'option DIASAFE®/plus non utilisées.</i>	
	OM	1.3.14	Remplacer le filtre 210 (si présent)	
	OM	1.3.15	Remplacer le filtre sur le tuyau d'aspiration de désinfectant.	

VTS	OM	N°	Description	Valeur / Fonction
2 Contrôle général				
VTS		2.1	Alarme défaut de tension	Mode de fonctionnement : dialyse. Enlever la fiche électrique : alarme sonore. Message dans la zone d'affichage : Opération d'urgence Le circuit sanguin extracorporel reste opérationnel avec toutes ses fonctions de surveillance.
VTS		2.2	Vérification de la sonde de niveau	Aspirer de l'air par les raccords dialysat. La pompe d'aspiration d'air est activée. Si une quantité d'air plus importante est détectée, la machine se met en programme de remplissage. Message dans la zone d'affichage lorsque le détecteur colorimétrique détecte du sang : Programme de remplissage
VTS		2.3	Vérification des vannes 91, 99 et 100	Vérifier l'étanchéité et le fonctionnement. Commande par le programme Diagnostics.
<i>Cette vérification ne s'impose pas si :</i> – la DCC est actif – carte LP 631 SH2 SW8 sur ON – le test hydraulique est actif – carte LP 631 SH2 SW7 sur ON				
3 Vérification de la partie hydraulique				
<i>Toutes les pressions doivent être mesurées à l'aide d'un manomètre sec !</i>				
	OM	3.1	Vérifier la pression d'entrée d'eau et au besoin la régler.	Connecter un manomètre avant la vanne 41, au point A de la PH (partie hydraulique). Vanne fermée, la pression doit se situer entre 0,95 et 1,05 bar.
	OM	3.2	Vérifier la pression de charge du MEV et au besoin la régler.	Connecter un manomètre à la sortie de la pompe de dégazage (point B de la PH). La pression doit se situer entre 1,2 et 1,3 bar.
	OM	3.3	Vérification de la dépression de la pompe de dégazage	Connecter un manomètre à l'entrée de la pompe de dégazage (point D de la PH). La pression doit se situer entre 0,81 et 0,83 bar.
	OM	3.4	Contrôle de la pression de décharge du MEV à un débit de 800 ml/min (vanne limitative de pression 78)	Connecter un manomètre à la sortie de la pompe de débit (point C de la PH). La pression doit se situer entre 2,0 et 2,1 bar.

VTS	OM	N°	Description	Valeur / Fonction
4 Système d'ultrafiltration et pompes à membrane				
VTS		4.1	Vérification du volume prélevé par la pompe UF	Raccorder la sortie de la pompe à une éprouvette. 60 cycles = 60ml ($\pm 0,5$ ml). Corriger l'éventuelle différence.
	OM	4.2	Vérifier le volume du MEV.	Prélèvement de deux commutations consécutives du MEV. Le volume moyen est de 30 ml ± 1 ml.
	OM	4.3	Mesurer le volume de la pompe concentré ou comparer à une référence adaptée.	Au besoin, corriger selon la procédure de calibration.
	OM	4.4	Mesurer le volume de la pompe bicarbonate ou comparer à une référence adéquate.	Au besoin, corriger selon la procédure de calibration.
5 Mode dialyse				
	OM	5.1	Température	La température mesurée entre les raccords de dialysat doit être de $37^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Au besoin, corriger en utilisant le programme de calibration.
	OM	5.2	Affichage de la température (sauf 4008 B / 4008 S)	L'affichage du moniteur doit indiquer $37^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Au besoin, corriger en utilisant le programme de calibration.
	OM	5.3	Vérification du débit du dialysat 300 / 500 / 800 ml/mn.	Mesurer le débit à l'égout en utilisant une éprouvette graduée. 800 ml/min (Valeur prescrite : 765 à 837 ml/min) 500 ml/min (Valeur prescrite : 471 à 528 ml/min) 300 ml/min (Valeur prescrite : 279 à 321 ml/min) Régler selon les instructions dans le menu calibration si nécessaire.
	OM	5.4	Pression dialysat	Vérifier la PTM selon la procédure de calibration (part 14, page 4-27).
VTS		5.5	Vérification de l'affichage de conductivité	En cas d'utilisation de l'option bibag®, connecter une poche bibag®. Brancher un conductimètre entre les deux raccords de dialysat. La valeur mesurée doit correspondre à la valeur affichée par le générateur. Au besoin corriger l'affichage à l'aide du programme de calibration.

VTS	OM	N°.	Description	Valeur / Fonction
6 Composants extracorporels				
	OM	6.1	Capteur de pression artérielle	Contrôle de la pente du capteur de pression. Appliquer une pression d'environ 200mmHg. La pression affichée par le générateur doit correspondre à la pression mesurée par un instrument extérieur (tolérance ± 10 mmHg). Dans le cas contraire corriger à l'aide du programme de calibration.
	OM	6.2	Capteur de pression veineuse	Contrôle de la pente du capteur de pression. Appliquer une pression d'environ 300mmHg. La pression affichée par le générateur doit correspondre à la pression mesurée par un instrument extérieur (tolérance ± 10 mmHg). Dans le cas contraire, corriger à l'aide du programme de calibration.
VTS		6.3	Pompe à sang artérielle et uniponcture	Vérifier le débit de pompe à sang (programme de calibration : BP-Rate CHECK).
VTS		6.4	Seuils de basculement de la pompe uniponcture	Vérifier les seuils de basculement d'après le tableau dans le manuel technique.
VTS		6.5	Vérifier l'alarme d'arrêt de la pompe à sang	L'ouverture de la porte de pompe à sang déclenche une alarme d'arrêt de la pompe au bout de 30 s (réglage d'usine).
VTS		6.6	Détecteur d'air	Le clamp veineux doit se fermer lors d'une alarme sang.
VTS		6.7		Créer une pression d'env. 2 bar dans le piège à bulles veineux: La pression ne doit pas diminuer de plus de 0,1 bar pendant 3 minutes. (Voir chapitre 3 Réglage.)

VTS	OM	N°	Description	Valeur / Fonction
		7	Options	
		7.1	bibag®	
	OM	7.1.1	Connecteur bibag®	Remplacer les joints toriques.
	OM	7.1.2	PSW 134	Vérifier la pression de commutation. Pression de commutation maximale: 100 mbar + 10 mbar.
		7.2	DIASAFE	
	OM	7.2.1	Durée d'utilisation du DIASAFE	Vérifier la durée d'utilisation. Durée d'utilisation : 12 semaines
	OM	7.2.2	Filtre hydrophobe 111	Remplacer le filtre.
	OM	7.2.3	Joints toriques des raccords dialysat du DIASAFE	Remplacer les joints toriques.
		7.3	DIASAFE®_{plus}	
	OM	7.3.1	Durée d'utilisation du DIASAFE® _{plus}	Vérifier la durée d'utilisation. Durée d'utilisation : 12 semaines
	OM	7.3.2	Filtre hydrophobe 111	Remplacer le filtre.
		7.4	4008 HDF	
VTS		7.4.1	Vérification du volume de la 2 ^{ème} pompe UF.	Recueillir 60 ml de dialysat en mode dialyse en utilisant une éprouvette graduée précise. 60 impulsions = 60 ml (±0,5 ml) Si nécessaire, ajuster la pompe UF.

VTS	OM	N°.	Description	Valeur / Fonction
7.5 ON-LINE-HDF (et DIASAFE)				
	OM	7.5.1	Durée d'utilisation du DIASAFE et du filtre ON-LINE	Vérifier la durée d'utilisation. Durée d'utilisation du DIASAFE: 12 semaines Durée d'utilisation du filtre ON-LINE: 8 semaines ou 50 traitements
	OM	7.5.2	Filtre hydrophobe 111	Remplacer le filtre.
	OM	7.5.3	Joints toriques dans les raccords dialysat du DIASAFE	Remplacer les joints toriques.
	OM	7.5.4	Rotor de pompe HDF	Vérifier l'occlusivité du rotor et l'usure.
	OM	7.5.5	Raccord luer-lock	Vérifier le bon état du raccord luer-lock.
VTS		7.5.6	Pompe de réinjection (référence 672 521 1) avec moteur CC (courant continu) Pompe de réinjection (référence 674 982 1) avec moteur pas-à-pas	Vitesse 150 ml/min Détermination du débit: le volume réfoulé doit correspondre avec la valeur pré réglée ($\pm 10\%$). Pour vérifier la vitesse: A 150 ml/min le rotor de la pompe doit tourner à 13,5 rpm. (Voir Manuel technique ON-LINE-HDF, chapitre 3). Vérifier le débit de pompe (programme de calibration : BP-Rate CHECK).
VTS		7.5.7	Arrêt de pompe de réinjection	Arrêter la pompe de réinjection – en déclenchant une alarme sang – en provoquant la fonction bipasse – en ouvrant la porte de la pompe à sang
VTS		7.5.8	Fonctionnement de la pompe de réinjection – Rinçage – Rinçage chaud – Désinfection	Démarrer le programme de rinçage, la pompe tourne à 400 ml/min. Démarrer le programme de rinçage chaud, la pompe tourne à 150 ml/min Démarrer le programme de désinfection, la pompe tourne à 400 ml/min.

VTS	OM	N°	Description	Valeur / Fonction
		7.6	ONLINE ^{phs} ™ (et DIASAFE ^{phs})	
	OM	7.6.1	Durée d'utilisation du DIASAFE ^{phs} et du filtre ONLINE ^{phs} ™	Vérifier la durée d'utilisation. Durée d'utilisation du DIASAFE ^{phs} et du filtre ONLINE ^{phs} ™ : 12 semaines ou 100 traitements
	OM	7.6.2	Filtres hydrophobes 111 et 184	Remplacer les filtres.
	OM	7.6.3	Connecteur (port) de réinjection (195) et connecteur (port) de rinçage (194).	Remplacer les joints toriques.
VTS		7.6.4	Vanne 193 (ONL1)	Remplacer le tuyau.
VTS		7.6.5	Electrovanne 3Ø Note: Cette vérification ne s'impose pas si le DIP switch array 2, LP 632, switch 5 est sur OFF.	Vérifier le fonctionnement.
		7.7	OCM	
			Les vérifications techniques de sécurité et des opérations de maintenance supplémentaires ne sont pas à effectuer.	
		7.8	BPM 4008	
			Des vérifications techniques des mesures et des opérations de maintenance sont à effectuer tous les 2 ans. (Voir chapitre 2.2).	
		7.9	BTM 4008	
			Les vérifications techniques de sécurité et des opérations de maintenance supplémentaires ne sont pas à effectuer.	
		7.10	BVM 4008	
			Les vérifications techniques de sécurité et des opérations de maintenance supplémentaires ne sont pas à effectuer.	

VTS	OM	N°.	Description	Valeur / Fonction
		8	Contrôles électriques – Vérifications VDE (DIN VDE 0751 partie 1, fig. 9)	
			Points de mesure, voir 2.1.4 Vérification VDE. Pour l'option 4008 HDF vérifier le point de mesure supplémentaire!	
VTS		8.1	Résistance du conducteur de protection (terre)	Maximum 0,3
VTS		8.2	Courant total de fuite à la terre	Les deux conditions suivantes doivent être remplies : 1. maximum 1,5 fois la «valeur totale mesurée initialement» (pour «valeur totale mesurée initialement» : voir le livret d'appareil). 2. Maximum 1mA.
		9	Contrôle final	
VTS		9.1	Effectuer le test T1 y compris toutes les options	Appuyer sur la touche Test. Le test T1 doit se dérouler sans problème.
	OM	9.2	Rinçage chaud / désinfection	Procéder à une désinfection.

V.3.5 Protocole – Vérifications techniques de sécurité et opérations de maintenance

Client / N° client :		Rapport de travail n° :
N° de série :	N° inventaire :	Heures de service :
Type de générateur : 4008 <input type="checkbox"/> 4008 B <input type="checkbox"/> 4008 H <input type="checkbox"/> 4008 S <input type="checkbox"/>		
Options : AU <input type="checkbox"/> bibag® <input type="checkbox"/> 4008 HDF <input type="checkbox"/> ON-LINE-HDF <input type="checkbox"/> ONLINE ^{plus} ™ <input type="checkbox"/> BTM <input type="checkbox"/> BPM <input type="checkbox"/> BVM <input type="checkbox"/> DIASAFE <input type="checkbox"/> DIASAFE ^{plus} <input type="checkbox"/> OCM <input type="checkbox"/>		

- 1 Contrôle visuel**
- VTS 1.1 Les étiquettes et inscriptions sont présentes et lisibles
- VTS 1.2 L'état mécanique permet une utilisation sûre et continue
- OM 1.2.1 Les tuyaux ne sont ni sales ni défectueux
- VTS 1.2.2 Le générateur ne présente pas de souillures diminuant sa sécurité
- 1.3 Mesures préventives**
- OM 1.3.1 Joints des cannes d'aspiration remplacés et lubrifiés, rivets remplacés
- OM 1.3.2 Vérification de l'état du joint de retenue des chambres de rinçage vérifié
- OM 1.3.3 Filtres des cannes d'aspiration remplacés
- OM 1.3.4 Vis des chambres de rinçage resserrées
- OM 1.3.5 Clapet anti-retour remplacés
- OM 1.3.6 Filtres avant pompe UF, après V43, entre la chambre de rinçage et V99 et V100, DCC et entrée du désinfectant changés
- OM 1.3.7 Filtre de retour du dialysat changé
- OM 1.3.8 Joints toriques des raccords dialysat remplacés
- OM 1.3.9 Le site de prélèvement du dialysat fonctionne
- OM 1.3.10 Filtre du ventilateur remplacé
- OM 1.3.11 Stator et corps de la pompe d'aspiration d'air remplacés
- OM 1.3.12 V84, remplacée au bout de 2 ans. (Uniquement en cas d'utilisation du Puristeril.)
- OM 1.3.13 Raccord ou chambre de mélange (chambre d'équilibrage) remplacée (Uniquement si ONLINE^{plus}™ ou l'option DIASAFE^{plus} ne sont pas utilisés.)
- OM 1.3.14 Filtre 210 remplacé (si présent)
- OM 1.3.15 Filtre sur le tuyau d'aspiration de désinfectant remplacé
- 2 Contrôle général**
- VTS 2.1 Alarme coupure secteur – alarme sonore continue – message dans la zone d'affichage: Opération d'urgence
- VTS 2.2 Séparation d'air – pompe d'aspiration d'air activée ; message dans la zone d'affichage si air encore présent et si le détecteur colorimétrique détecte du sang: programme de remplissage
- VTS 2.3 V92, V99, V100 sont fonctionnelles et étanches (Cette vérification ne s'impose pas si la DCC ou le test hydraulique sont actifs)
- 3 Vérification de la partie hydraulique**
- OM 3.1 Pression d'entrée d'eau : 1,0 bar ± 0,05 bar Valeur mesurée : _____
- OM 3.2 Pression de charge : 1,25 bar ± 0,05 bar Valeur mesurée : _____
- OM 3.3 Dépression de la pompe de dégazage : 0,81 à 0,85 bar Valeur mesurée : _____
- OM 3.4 Pression de décharge du MEV à 800 ml/mn : 2,0 bar à 2,1 bar Valeur mesurée : _____
- 4 Système d'ultrafiltration et pompes à membrane**
- VTS 4.1 Pompe UF, 1 impulsion = 1 ml, 60 impulsions = 60 ml ± 0,5 ml Valeur mesurée : _____
- OM 4.2 Volume moyen du MEV : 30 ± 1 ml Valeur mesurée : _____
- OM 4.3 Calibration pompe à concentré : volume prélevé / nombre d'impulsions Valeur mesurée : _____

OM	4.4	Calibration pompe bicarbonate : volume prélevé / nombre d'impulsions	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
	5	Mode dialyse		
OM	5.1	Température effective : 37 °C ± 0,5 °C	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
OM	5.2	Température affichée : 37 °C ± 0,5 °C	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
OM	5.3	Vérification du débit dialysat : 800 ml/min (Valeur tolérée : 765 à 837 ml/min)	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
		500 ml/min (Valeur tolérée : 471 à 528 ml/min)	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
		300 ml/min (Valeur tolérée : 279 à 321 ml/min)	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
OM	5.4	Pression dialysat – vérification du point zéro, débit arrêté		<input type="checkbox"/>
		– vérification de la pente (linéarité)		<input type="checkbox"/>
VTS	5.5	Conductivité affichée vérifiée avec un appareil de référence		<input type="checkbox"/>
		En cas d'utilisation de l'option bibag®, connecter une poche bibag® !		
		– Conductivité générateur	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
		– Conductivité appareil de référence	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
	6	Composants extracorporels		
OM	6.1	Pression artérielle affichée vérifiée avec un appareil de référence		<input type="checkbox"/>
OM	6.2	Pression veineuse affichée vérifiée avec un appareil de référence		<input type="checkbox"/>
VTS	6.3	Pompes à sang : nombre de tours et volume vérifiés		<input type="checkbox"/>
VTS	6.4	Pressions de commutation de pompe AU vérifiées selon table dans manuel techn.		<input type="checkbox"/>
VTS	6.5	Alarme pompe à sang arrêtée vérifiée		<input type="checkbox"/>
VTS	6.6	Le clamp de la ligne veineuse se ferme après une alarme sang		<input type="checkbox"/>
VTS	6.7	Pression dans le piège à bulles veineux : 2 bar environ		<input type="checkbox"/>
		La pression ne doit pas diminuer de plus de 0,1 bar pendant 3 minutes		<input type="checkbox"/>
	7	Options		
	7.1	bibag®		
OM	7.1.1	Connecteur bibag®, joints toriques remplacés		<input type="checkbox"/>
OM	7.1.2	Pression de commutation du capteur 134 vérifiée 100 mbar, + 10 mbar	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
	7.2	DIASAFE		
OM	7.2.1	Durée d'utilisation du filtre DIASAFE vérifiée		<input type="checkbox"/>
OM	7.2.2	Filtre hydrophobe 111 remplacé		<input type="checkbox"/>
OM	7.2.3	Joints toriques des raccords dialysat du DIASAFE remplacés		<input type="checkbox"/>
	7.3	DIASAFE^{plus}		
OM	7.3.1	Durée d'utilisation du filtre DIASAFE ^{plus} vérifiée		<input type="checkbox"/>
OM	7.3.2	Filtre hydrophobe 111 remplacé		<input type="checkbox"/>
	7.4	4008 HDF		
VTS	7.4.1	2ème pompe UF, 1 impulsion = 1 ml, 60 impulsions = 60 ml ± 0,5 ml	Valeur mesurée : _____	<input type="checkbox"/>
	7.5	ON-LINE-HDF (and DIASAFE)		
OM	7.5.1	Durée d'utilisation du DIASAFE et du filtre ONLINE vérifiée		<input type="checkbox"/>
OM	7.5.2	Filtre hydrophobe 111 remplacé		<input type="checkbox"/>
OM	7.5.3	Joints toriques des raccords dialysat du DIASAFE remplacés		<input type="checkbox"/>
OM	7.5.4	Rotor pompe HDF vérifié (légereté de rotation, usure)		<input type="checkbox"/>
OM	7.5.5	Etat du raccord luer-lock inox vérifié		<input type="checkbox"/>
VTS	7.5.6	– Pompe de réinjection (réf. 672 521 1) avec moteur CC (courant continu) : volume de la pompe vérifié		<input type="checkbox"/>
		– Pompe de réinjection (réf. 674 982 1) avec moteur pas-à-pas : débit de la pompe vérifié (programme de calibration: HDF-P-Rate CHECK)		<input type="checkbox"/>
VTS	7.5.7	Arrêt de la pompe de réinjection – après une alarme sang		<input type="checkbox"/>
		– après déclenchement de la fonction bipasse		<input type="checkbox"/>
		– après ouverture de la porte de la pompe à sang		<input type="checkbox"/>

- VTS 7.5.8 Vérification du bon fonctionnement de la pompe de réinjection :
- programme de rinçage, débit : 400 ml/min
 - programme de rinçage chaud, débit : 150 ml/min
 - programme de désinfection, débit : 400 ml/min
- 7.6 ONLINE_{µS}TM (et DIASAFE_{µS})
- OM 7.6.1 Durée d'utilisation du DIASAFE_{µS} et ONLINE_{µS}TM vérifiée
- OM 7.6.2 Filtres hydrophobes 111 et 194 remplacés
- OM 7.6.3 Joints toriques du connecteur de réinjection (195) et du connecteur de rinçage (194) remplacés
- VTS 7.6.4 Tuyau du vanne 193 (ONL1) remplacé
- VTS 7.6.5 Electrovanne 39 vérifié
(Cette vérification ne s'impose pas si le DIP switch array 2, LP 632, switch 5 est sur OFF)
- 7.7 OCM
Des vérifications techniques de sécurité et des opérations de maintenance supplémentaires ne sont pas à effectuer.
- 7.8 BPM 4008
Des vérifications techniques de mesure et des opérations de maintenance sont à effectuer tous les 2 ans. (Voir chapitre 2.2).
- 7.9 BTM 4008
Des vérifications techniques de sécurité et des opérations de maintenance supplémentaires ne sont pas à effectuer.
- 7.10 BVM 4008
Des vérifications techniques de sécurité et des opérations de maintenance supplémentaires ne sont pas à effectuer.
- 8 Vérifications électriques – vérification VDE (DIN VDE 0751 partie1, fig. 9)
Points de mesure, voir 2.1.4 Vérification VDE.
Pour l'option 4008 HDF vérifier le point de mesure supplémentaire!
- VTS 8.1 Résistance de protection du conducteur : max. 0,3 Ohm Valeur mesurée : _____
- VTS 8.2 Courant total de fuite à la terre max. 1,0 mA et ne doit pas dépasser la «valeur mesurée initialement» de 50 % Valeur mesurée : _____
- 9 Contrôle final
- VTS 9.1 Effectuer le test T1 avec toutes les options
- OM 9.2 Effectuer un rinçage chaud / une désinfection

Date:	Nom / Signature:
-------	------------------

V.3.6 Description du Test T1

- **Description du test T1, incluant la liste des messages d'erreurs**
 - **. Notes sur la description des erreurs**

Les valeurs mentionnées ici sont des données internes utilisées par le programme.

Les résolutions et tolérances du système sont comme suit :

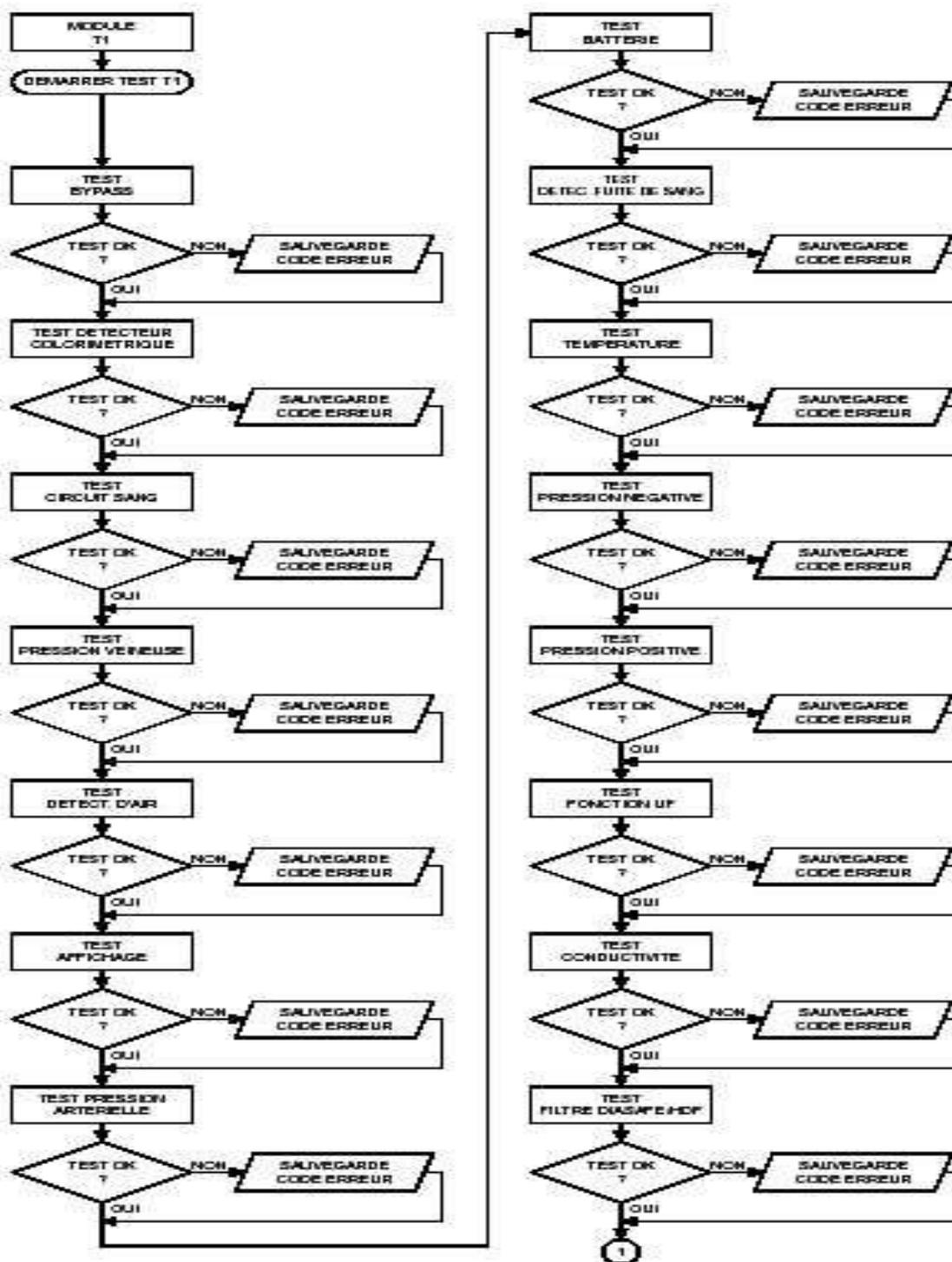
1. Pression artérielle : 3 mm Hg/chiffre et ± 1 chiffre de la valeur mesurée
2. Pression veineuse : 3 mm Hg/chiffre et ± 1 chiffre de la valeur mesurée
3. Pression de dialysat, valeur approx. : 6,0 mm Hg/chiffre et ± 1 chiffre de la valeur mesurée valeur affinée : 0,5 mm Hg/chiffre et ± 1 chiffre de la valeur mesurée
4. Résolution de la conductivité : 0,06 mS/chiffre et ± 1 chiffre de la valeur mesurée
5. Température : 0,05 °C/chiffre et ± 1 chiffre de la valeur mesurée.

Tableau V.2 : Conditions pré-requises pour le lancement et le déroulement du test.

Message d'erreur	Description
Panne d'électricité	Panne de secteur aux cors du test.
Raccords dialysat ?	Les raccords dialysat ne sont pas sur la porte interlock.
Interlock ouvert	La porte interlock est ouverte.
Connecter concentré Concentré non adapté	Les cannes à concentré sont dans leur chambre de rinçage, ou le concentré n'est pas raccordé. L'exacte nature de l'erreur dépend du système d'option centrale présélectionné dans le menu Setup
Sang détecté	Détection colorimétrique de sang dans le circuit.
Alarme débit	Les lignes dialysat sont clampées, panne dans le système hydraulique.
Alarme manque d'eau	Panne d'alimentation en eau.

Sommaire des étapes du test

- ❖ Test bypass
- ❖ Test détecteur colorimétrique
- ❖ Test circuit sang
- ❖ Test pression veineuse
- ❖ Test détecteur d'air
- ❖ Test affichage
- ❖ Test pression artérielle
- ❖ Test batterie
- ❖ Test fuite sang
- ❖ Test température
- ❖ Test de maintien en pression négative
- ❖ Test de maintien en pression positive
- ❖ Test fonction UF
- ❖ Test conductivité
- ❖ Test filtre Diasafe / HDF



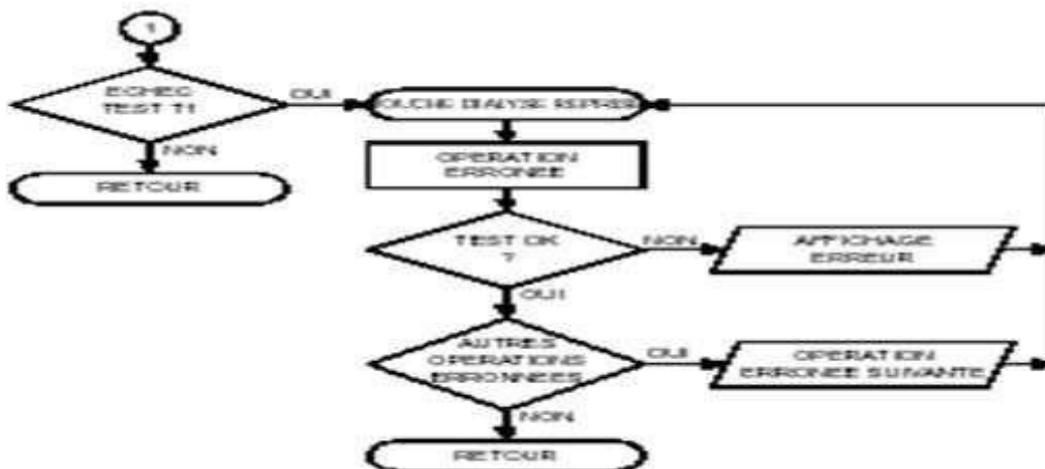


Figure V.1 : Organigramme du test T1 en série pas à pas

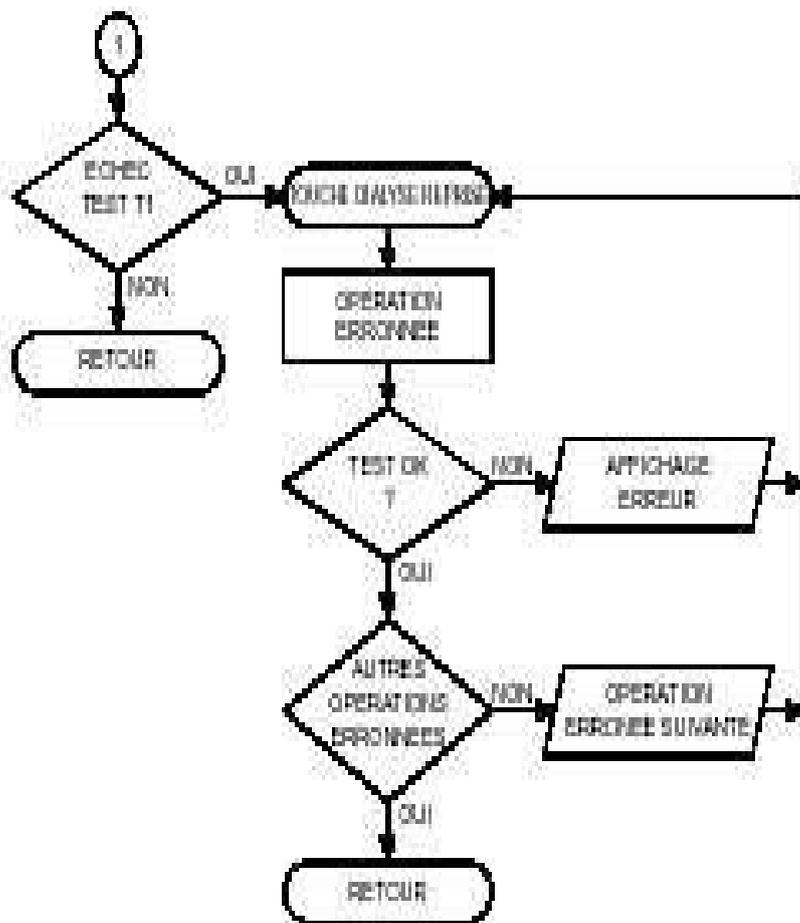


Figure V.2 : Organigramme du test T1 en parallèle pas à pas



Figure V.3 : Appareil de mesure et de maintenance

Tableau V.3 : Appareil de mesure et de maintenance

N°	Appareil de mesure	Référence
1	- Manomètre HMED avec coffret (kit)	M30 7711
2	-Appareil de mesure UMED (kit) (conductivité, pression, température)	M31 7021
3	-Testeur Secteur VDE (sans module imprimante) -Module imprimante (sans illustration) -Mallette (sans illustration)	630 647 1 630 652 1 630 648 1
4	-Block synoptique hydraulique	672 337 1
5	-Service software avec interface pour PC	M30 3351
6	-Balance de poche électronique -poids de référence avec niveau et certificat	M33 537 1 M33 538 1
7	-Eprouvette, 100ml (sans illustration)	510 085 1
8	-Outil spécial pour montage et démontage des modules (sans illustration)	671 381 1
9	-Kit antistatique pour dépannage	630 387 1
10	-Kit antistatique pour atelier	630 388 1
11	-Extracteur pour IC	677 496 1

V.4 Maintenance Corrective

Tableau V.4 : La maintenance corrective

Messages	Causes	Corrections
Alarme débit	Message dans la zone D'affichage et tuyau d'arrivée dialysat ; Le tuyau de dialysat est obstrue	L'électrovanne N : 37 dans le MEV est défectueux
Attention débit stop	Arrêt du débit dialysat	Redémarrer le débit immédiatement
Concentré non adapté	Composition inadaptée du	Vérifier le Bidon de

	concentré.	concentré
Connecter concentré	La pipette de concentre non connecte	Mettre en place le concentré.
Cycle étanche EXX Alternant avec risque MEV	Fuite au niveau du MEV	Changement de MEV qu'est défectueux
Alarme débit élevée	Le débit de rinçage dépasse 1000ml/min	Nettoyage du filtre
Alarme pompe héparine	Le piston de la seringue à héparine est en fin de course.	Appuyer sur la touche dialyse/reprise (pas d'héparinisation) ou mettre en place une nouvelle seringue.
Pas d'UF	L'ultrafiltration est arrêtée.	Appuyer sur touche Dialyse/Reprise (si l'on ne veut pas d'Uf immédiatement) OÙ lancer l'ultrafiltration avec la touche Ultrafiltration M/A
Panne d'électricité	Panne de secteur en cours d'utilisation	Le programme peut se poursuivre normalement lorsque l'alimentation secteur est rétablie
Erreur pression négative 02	Court-circuit LP (CPU2)	Changement de la carte (CPU2)
Erreur conductivité	De joint torique de support Bibag	Changement de la carte (CPU2)
Erreur CPU1 Erreur CPU2	Erreur dans système	Arrêt appareil Vérification dola carte LP632/LP631
Erreur UTH touches	Touche du moniteur enfoncée au démarrage. Court-circuit au niveau des touches.	Arrêter l'appareil puis le remettre en marche en appuyant sur la touche Marche/Arrêt.
Erreur UTH (uniquement avec Auto PRIME)	Erreur du contrôleur de l'unité hydraulique.	Arrêter et faire redémarrer l'appareil en appuyant sur la touche Marche/Arrêt.
Erreur Watchdog	Ce message apparaît peu après la mise sous tension.	Arrêter l'appareil puis le remettre en appuyant sur la touche Marche/Arrêt.
Erreur fonction V84	Défaut valve 84	Appuyer sur la touche Dialyse/Reprise. Arrêter le traitement parce qu'une éventuelle

		incertitude de du bilan peut se produire. Effectuer une désinfection (programme de rinçage/désinfection 1 à 4). SI l'erreur se reproduit.
Erreur contact flotteur	Le point de déclenchement inférieur n'a pas été atteint.	Valider avec la touche programme Rinçage correspondant.
Erreur machine E01	Défaut vanne 84	Valider avec la touche Rinçage/ Désinfection.
Erreur machine E02	Défaut vanne 84 Lors d'un programme de désinfection (PGM5) : Le détecteur de niveau/concentré ne détecte pas de liquide.	Arrêter l'appareil puis remettre en marche en appuyant sur la touche Marche/Arrêt.

V.5 Mode de calibration

V.5.1 Conditions de base

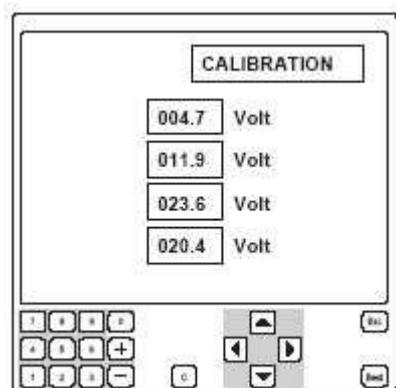
- Le générateur d'hémodialyse doit être éteint.
- Le switch de service doit être en position ON (haut).

Allumer le générateur.

V.5.2 Message sur l'affichage du moniteur UF sur l'écran (4008 S)

Les valeurs affichées doivent être divisées par 10.

Valeur entre parenthèses : écarts de tolérance



Tension d'alimentation du watchdog (4,5 V à 5,5 V)

Tension 12V (11,5 V à 12,5 V)

Tension 24V (23 V à 25 V)

Tension de charge de la batterie (>20 V)

V.5.3 Partie hydraulique

V.5.3.1 Pression d'entrée d'eau réduite

Appareils de mesure : UMED, HMED ou manomètre

Points de mesure : Partie hydraulique, prise de mesure A

Condition: Débit sur marche

Vérification / Réglage :

– Vérification de la pression d'entrée d'eau

Brancher l'appareil de mesure à la prise de mesure A.

Mesurer la pression d'eau avec MV 41 fermée.

Valeur de référence de la pression d'entrée d'eau : 0,95 à 1,05 bar

Régler la pression d'entrée d'eau en cas de décalage par rapport à la valeur de référence.

– Réglage de la pression d'entrée d'eau

Débloquer l'écrou du régulateur de pression (61) (Figure III.3).

Tourner la vis pour régler la pression d'entrée d'eau (+: sens des aiguilles d'une montre, -: sens contraire des aiguilles d'une montre).

Bloquer l'écrou.

V.5.3.2 Pression de dégazage

Appareils de mesure : UMED, HMED ou manomètre

Points de mesure : Partie hydraulique, prise de mesure D

Vérification / Réglage :

– Vérification de la pression de dégazage

Brancher l'appareil de mesure à la prise de mesure D.

Mesurer la pression de dégazage.

Valeur de référence de la pression de dégazage : -0,81 à -0,85 bar

Régler la pression de dégazage en cas de décalage par rapport à la valeur de référence.

– Réglage de la pression de dégazage

Dans le menu **CALIBRATION**, sélectionner et lancer l'option **CAL. PRESSION DEGAZAGE**

V.5.3.3 Pression MEV

Appareils de mesure : UMED, HMED ou manomètre

Points de mesure : Partie hydraulique, prise de mesure B

Vérification / Réglage :**– Vérification de la pression du MEV.**

Brancher l'appareil de mesure à la prise de mesure B.

Mesurer la pression du MEV.

Valeur de référence de la pression du MEV : 1,2 à 1,3 bar

Régler la pression du MEV en cas de décalage par rapport à la valeur de référence.

– Réglage de la pression de charge

Utiliser le clapet taré (65) pour régler la pression du MEV.

Tourner la vis de réglage dans le sens des aiguilles d'une montre pour augmenter la pression.

V.5.3.4 Pression de la pompe de débit

Appareils de mesure : UMED, HMED ou manomètre

Points de mesure : Partie hydraulique, prise de mesure C

Condition : Un débit de dialysat de 800 ml/mn doit être sélectionné avant la procédure ci-dessous.

Vérification / Réglage :**– Vérification de la pression de la pompe de débit**

Brancher l'appareil de mesure à la prise de mesure C.

Couper l'alimentation d'eau ; alarme eau, et MEV inactifs.

Mesurer la pression de la pompe de débit.

Valeur de référence de la pression de la pompe de débit : 1,9 à 2,1 bar

Régler la pression de la pompe de débit en cas de décalage par rapport à la valeur de référence.

– Réglage de la pression de la pompe de débit

Utiliser la clapet taré (78) pour régler la pression de la pompe de débit.

V.5.3.5 Volume pompe UF

Appareils de mesure :

Balance ou éprouvette de précision : tolérance $\pm 0,5\%$

Points de mesure : Partie hydraulique ouverte

Condition : Programme de calibration sélectionné

Vérification / Réglage :**– Vérification du volume de la pompe UF**

Débrancher la ligne d'égout de la pompe UF de l'élément en T (fermer l'élément en T).

Placer la ligne d'égout dans l'éprouvette de précision.

Dans le menu **CALIBRATION**, sélectionner et démarrer l'option **REGLAGE VOLUME POMPE UF**.

Valeur de référence : nombre d'impulsions en ml ou mg ± 1 %.

– Réglage de la pompe UF

Retirer le capot de protection.

Dévisser la vis de verrouillage.

Utiliser la vis de réglage pour modifier la volume (dans le sens des aiguilles d'une montre pour réduire le volume).

Resserrer la vis de verrouillage.

Vérifier le volume.

V.5.3.6 Interrupteur de pression de l'option DCC

Appareils de mesure : Appareil de mesure tel que décrit, UMED, HMED ou manomètre (p. ex : 0 à 1 bar, précision ± 1 %), seringue

Points de mesure : Partie hydraulique ouverte

Condition : Les connecteurs de l'option centrale en position 121 et 122 doivent être dépressurisés.

Le port de pression de compensation du switch de pression doit être ouvert à l'air (pression atmosphérique).

Les lignes de l'appareil de mesure doivent être aussi courtes que possible. Le mode SERVICE doit être sélectionné.

Vérification / Réglage :

– Brancher l'appareil de mesure tel que décrit dans le schéma.

– Sélectionner le menu DIAGNOSTICS :

READ INPUTS

READ DIGITAL INPUTS

CPU1 : RD DIGITAL INP

I: CPU1_PSW_V102 or I: CPU1_PSW_104

– Activer l'alarme sonore en appuyant sur la touche **Silence** (dépressurisé : alarme active).

– Pendant ce temps les électrovannes MV 102 et MV 104 doivent être fermées.

– Utiliser la seringue pour créer une pression de 0,7 bar.

– Utiliser un clamp pour clamer la ligne au point **a**, de sorte que l'interrupteur de pression reste à 0,7 bar.

– Vérifier les points de commutation de pression en utilisant l'alarme sonore.

Valeur de référence :

Interrupteur de pression ALCATAL (pièce n°: 674 322 1) (nouvelle) : 0,68 – 0,80 bar

Interrupteur de pression DELTA, gris foncée (ancienne) : 0,68 – 0,72 bar

En cas de décalage des points de commutation, les régler au moyen de la vis de réglage **b** (s'assurer qu'aucune pression ne s'applique à l'interrupteur lors du réglage).

– Une fois le réglage terminé, dépressuriser l'appareil de mesure et répéter l'opération de vérification.

Si nécessaire, répéter la procédure de réglage.

La procédure de réglage permet (figure III.3) la vérification de l'étanchéité des clapets anti-retour 117 et 118 et des électrovannes 102 et 104.

V.5.3.7 Détecteur d'air

Appareils de mesure : Appareil de mesure tel que décrit.

UMED, HMED ou manomètre, piège à bulles, seringue remplie d'eau dégazée ou d'une solution saline.

Points de mesure : Détecteur d'air

Vérification / Réglage :

– **Réglage détecteur à ultrasons**

Installer l'appareil de mesure avant de vérifier / régler le détecteur d'air. Ne pas placer la ligne sur le clamp d'occlusion.

Couplage J1/ LP 450 réglé sur calibration.

Remplir le piège à bulles. Le niveau du liquide doit être réglé à environ 10 mm au-dessus du bord supérieur de la monture du capteur.

Tourner les potentiomètres 1 et 2 sur la LP 450 dans le sens des aiguilles d'une montre, jusqu'à ce que les LED DI5 et DI10 sur LP 450 soient éteints.

Tourner lentement (attention : constante de temps) le potentiomètre 1 sur la LP 450 dans le sens contraire des aiguilles d'une montre, jusqu'à ce que le LED DI5 sur LP 450 soit allumé.

Tourner lentement (attention : constante de temps) le potentiomètre 2 sur la LP 450 dans le sens contraire des aiguilles d'une montre, jusqu'à ce que le LED DI10 sur LP 450 soit allumé.

Une fois la procédure de calibration terminée, mettre le couplage J1 / LP 450 sur sa position de fonctionnement.

– Vérification

Baisser le niveau du débulleur : une alarme est émise.

Augmenter le niveau du débulleur : vous devez pouvoir suspendre l'alarme ; les deux LED doivent être éteints.

– Vérification du clamp de ligne veineuse

Placer la ligne sur le clamp de la ligne veineuse.

Ouvrir le clamp et générer une pression d'environ 2 bar en utilisant la seringue.

Fermer le clamp.

La pression ne doit pas diminuer de plus de 0,1 bar pendant 3 minutes.

– Réglage du détecteur colorimétrique

Utiliser le filtre gris à 2-couches, pièce n°. 640 560 1.

Menu Diagnostics ; lecture des entrées digitales par CPU 1 ; Elément I. CPU1_OD_IN. Installer le filtre gris à 2-couches ; fermer le couvercle.

Tourner lentement le potentiomètre 5 sur la LP 450 dans le sens des aiguilles d'une montre, jusqu'à ce que l'affichage UF 1111.

Tourner lentement le potentiomètre 5 sur la LP 450 dans le sens contraire des aiguilles d'une montre, jusqu'à ce que l'affichage ne se mette brutalement à 0000. Eviter l'incidence de lumière externe.

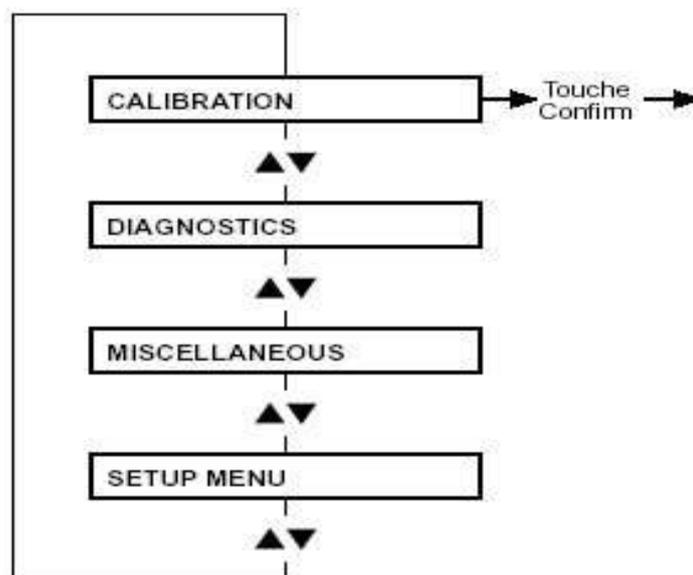
V.6 Programme de calibration

Figure V.4 : Programme de calibration

Les fonctions des touches sont différentes dans les programmes de Calibration, de Diagnostique, de Réglages et Divers sur les générateurs 4008 E / B d'une part et les générateurs 4008 H / S d'autre part.

Tableau V.5 : Les fonctions sur les générateurs 4008 E / B d'une part et les générateurs 4008 H / S d'autre part.

Fonction	4008 E/B	4008 H/S
Défilement : des options de menu	▲▼	▲▼
Sélection d'une option de menu	Confirm	Conf
Modification de valeurs / fonctions dans un menu	▲▼	+/-
Sauvegarde des modifications	Suspension alarmes	Silence
Sorte de menu sans sauvegarde des données	Select	Sortie

V.7 Cas d'étude réel

Durant le moment du stage pratique on a fait l'opération de maintenance avec le maintenancier, la machine d'hémodialyse 4008 S est en panne on a diagnostiqué le problème d'appareil, cet appareil a affiché un message d'erreur haut tension , on a trouvé que le problème au niveau de bloc d'alimentation (figure V.5), lorsqu'on l'a tiré on a trouvé la carte LP 638 échouée, on a fait un changement aux cartes LP 638 et les Invisibles LP 647, après on a placé le bloc alimentation ,lorsqu'on a les changements, la machine a affiché un message d'erreur de température basse , on a fait la calibration de la température pour régler la température de cette machine à partir des normes 37°C et changé la résistance. Elle nous a fait erreur Interne 114 on a trouvé que le problème dans la carte LP631, on a changé les deux cartes LP631 et Lp632 par ce que les deux cartes ont une relation entre eux. Il faut les changer les deux en même temps l'un complété l'autre.

A la fin de cette maintenance on a fait le rapport d'intervention de cet appareil.



Figure V.5 : Panne au niveau de bloc d'alimentation.

V.8 Conclusion

On peut conclure que la mission de la maintenance est désormais de transformer la méthodologie de la maintenance médicale dans l'hôpital et de sensibiliser toutes les interventions pour une meilleure maintenance des équipements mis à leur disposition. Le traitement d'hémodialyse impliquant un risque d'exposition permanent au sang et la machine étant régulièrement manipulée, les surfaces externes de la machine doivent être considérées comme contaminées dès la phase de branchement et jusqu'à la fin du traitement.

Conclusion Générale

CONCLUSION GENERALE

Notre étude sur le générateur d'hémodialyse 4008 S de FRESENUS nous a permis de mieux comprendre le domaine de technologie des appareils médicaux qui implique leurs importances.

Cette étude a enrichi nos connaissances théoriques ainsi que techniques.

L'hémodialyse est la meilleure solution pour les patients qui ont une insuffisance rénale après la transplantation des organes (rein).

Durant la période de notre stage pratique au niveau de l'hôpital de Métlili (18 février), on a compris que la maintenance joue un très grand rôle pour la vie des générateurs surtout que ce domaine touche la haute technologie de production des appareils ce qui implique que la présence des techniciens supérieurs en maintenance des équipements biomédicaux soit obligatoire est nécessaire.

Après l'étude de cet appareil et ces options on peut maintenant manipuler celui-ci avec une grande efficacité, et avec une grande sécurité pour les patients.

Nous espérons que notre étude soit riche et sera le bon et le meilleur guide soit pour les utilisateurs, maintenanciers et même pour tous les prochains stagiaires.

A la fin nous espérons que ce travail sera utile pour tous les stagiaires et qu'il enrichit la bibliothèque.

Bibliographie

- [1] Commentatio De vsv Galvanismi Dan's Arte Medica Speciatim Vero dens Morbis Nervorum Paralyticis: additis tab. aeneis II, IÉNA, à Bibliopolic Academic, (1801).
- [2] Article dans le journal. DEUTSCHES ÄRZTEBLATT.
- [3] Livre: Imagerie Médicale 3D. Visualisations, segmentations et reconstructions, Bruno NAZARIAN – CNRS – 2002, P. 2-3.
- [4] PDF : Core Médical Équipement –Who,
http://www.who.int/medical_devices/en/index.html.
- [5] BUCHLA D., McLachlan W., Applied Electronic Instrumentation and MEASUREMENT, MacMillan, (1992).
- [6] Documente : COELIOSCOPIE et COELIOCHIRURGIE : principes généraux et instrumentation. Date de création du document 2008-2009. - © Université Médicale Virtuelle Francophone.p11.
- [7] LEPESCHKIN E: Modern Electrocardiography. Baltimore: Williams and Wilkins, 1
[Lew 11] Lewis T: The Mechanism of the Heart Beat, with Special Reference to Its Clinical Pathology. London: Shaw, (1911).
- [8] Solenne TAILLÉ., Julien DIDIER., La robotique au bloc opératoire, UV Projet DESS "TBH", UTC, (2000), p25.
- [9] Lavallée S., Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur. Exposé, SFGBM 99, Paris, 22 Novembre, (1999).
- [10] URL: http://www.utc.fr/~farges/DESS_TBH/99-00/projets/robots/robots.htm.
- [11] ENGELBERGER., J.F., Les robots industriels: applications, gestion et pratique. Edition Hermas PUBLISHING, (1981), p.10-19.

-
- [12] JOHANET H., Robot à commande vocale: une nouvelle aide opératoire?
Annales de chirurgie, 1998, vol.52, n°9, p.918-921.
- [13] GINESTA, J.M., JOCKUM, F. et VALMORIN, J. La robotisation dans l'acte chirurgical: état des lieux et perspectives. Projet DESS TBH, UTC, 1995.
- [14] J.-P. MORUCCI., Laboratoire de Génie Biologique et Médical de l'Université Paul SABATIE. Septembre 1997.
- [15] Livre d'Anatomies de reins.
- [16] www.SOC-NEPHROLOGIE.ORG/SNP/enfant/Lenfant/pages/2_reins3.html
- [17] Canaud B., Principes et modalités d'application de l'hémodialyse au traitement de l'insuffisance rénale chronique. Néphrologie & Thérapeutique. 2009 ; 5(3):218-238.
- [18] Hémodialyse en situation d'urgence (A propos de 207 cas). Thèse n° 033/11. Université Sidi Mohammed Ben Abdallah, Faculté de Médecine et de Pharmacie de Fès.
- [19] Jungers P., Man N-K., Legendre C., Joly D. L'insuffisance rénale chronique: prévention et traitement. Médecine Sciences Publications. 2011.
- [20] Mémoire Fin d'étude GOMBRO AK95, (2006-2007)
- [21] Honore P., Joannes-Boyau O., Collin V., Boer W., Gressens B., Janvier G. Gestion pratique de l'épuration extra rénale continue au quotidien. Réanimation. 2008 ; 17(5):472-477.
- [22] Vinsonneau C. Hémodilution vs hémodialyse intermittente. Réanimation. 2005 ; 14(6) :491-498.
- [23] Groupe eau Santé. Eaux à usage Médical : Définitions et Interprétations pratiques. Tabloïd communication. 1998 :p15.

-
- [24] Monographie de la Pharmacopée Européenne sur L'eau pour Hémodialyse, 7ème Edition, (2011).
- [25] IMC (Instrumentent Médical Chirurgical), Document interne.
- [26] Catalogue de fresenius 4008s.
- [27] Site web : www.fresenius.com.
- [28] Site web : www.fresenius.de, www.fresenius.fr, www.imc.com.
- [29] AFNOR, La maintenance industrielle, Edition AFNOR, Paris, (1988).
- [30] Jean - Marie AUBERVILLE, « Maintenance Industriel _ de L'entretien de Base à L'optimisation de la sureté » Edition Broché 01/07/2004.
- [31] Arquès P., Diagnostic prédictif de l'état des machines, Edition Masson, Paris, 1996.
- [32] SONELGAZ, Document interne.
- [33] Bigret R., Féron J. L., Diagnostic – Maintenance – Disponibilité des machines tournantes,
- [34] Boitele D., Guide de la maintenance, Edition Elisabeth Pinard, (1990).
- [35] Priel V., La maintenance, Techniques modernes de gestion, Edition Entreprise moderne d'édition, Paris, (1974).
- [36] Abdelali Ch., Elamarty A., PFE: « Maintenance des Machines Tournantes Par Analyse Vibratoire ». Université Sidi Mohamed Ben Abdellah de FES (Maroc), (2007).