

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE M'HAMED BOUGARA-BOUMERDES



Faculté de Technologie

Département Ingénierie des Systèmes Electriques

**Mémoire de Master**

Présenté par

CHILI ISRA

MEDJDEN CHAIMA

**Filière : Génie Biomédical**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

---

# **Générateur d'hémodialyse fresenius 4008b et détections de présence des bulles d'air**

---

**Soutenu le ..... /..... /2022 devant le jury composé de :**

Fellag	SidAli	Prof	UMBB	Encadreur
Diddouche	Yasmina	MCA	UMBB	Encadreur
Ammar	Mohamed	MCA	UMBB	Examineur
Messaoudi	Noureddine	MCA	UMBB	Examineur

**Année Universitaire : 2021/2022**

## *Remerciements*

*En premier lieu, nous remercions DIEU le tout puissant, Le créateur, qui nous a facilité le chemin, et nous a donné la persévérance pour réaliser ce modeste travail.*

*Nos sincères remerciements à nos encadreurs Mr. FELLAG SID ALI et M. DIDOUCHE YASMINA qui n'ont ménagé aucun effort pour l'aboutissement de notre travail.*

*Nos sincères reconnaissances et respectueuses grâces.*

*Ainsi que tous les enseignants de GENIE BIOMEDICAL.*

*Nos sincères remerciements À tous les membres de service néphrologie de l'hôpital de Thenia, et Mr. ABDELKADER AIT TAFAT.*

*Ainsi que le chef de département Mr. MESSAOUDI NOUREDDINE.*

*Nos profondes grâces aux membres du jury Mr. AMMAR MOHAMED, et Mr. MESSAOUDI NOUREDDINE. de l'honneur qu'ils nous ont fait en acceptant de faire partie du jury .de ce mémoire ,Tout en espérant qu'ils trouvent les qualités de clarté et de motivation qu'ils attendent .*

*Nos remercies tous ceux qui nous ont aidés pour mener ce travail*

*CHAIMA et ISRA*

## *Dédicaces*

*A ma chère Mère Aicha Ben hennour*

*Aucune dédicace ne saurait exprimer mon respect, mon amour éternel et ma considération pour les sacrifices que vous avez consenti pour mon instruction et mon bien être*

*Je vous remercie pour tout le soutien et l'amour que vous me portez depuis mon enfance et j'espère que votre bénédiction m'accompagne toujours.*

*A la mémoire de mon père paix à son âme*

*A Mes très chères sœurs : Ghania, Khadidja*

*A Mon très cher frère : Zouhir*

*A mes très chère nièces : Dyna, Lyna*

*A Ma grand-mère Rania que dieux le protège*

*A ma meilleure amie : Salma*

*A Mon binôme : Isra Chili*

*Du profond de mon cœur, je dédie ce travail à tous ceux qui me sont chers.*

*Chaima.*

## *Dédicaces*

*A ma Chère mère NADIA RAHMOUNE ♡*

*A mon précieux Père BOUALEM ♡*

*Dont le mérite, les sacrifices et les qualités humaines m'ont permis de vivre ce  
jour.*

*A mon frère Yahia et mes sœurs Asma, Ikhlassa,*

*Kaouther et princess Aya ♡*

*A ma grande mère Zoulikha ♡*

*A tous les gens m'aiment ♡*

*A Mon binôme MEDJDEN CHAIMA ♡*

*And to the seven favourites of mine ♡*

*Thank you all for your love and support ~*

*I love You ♡*

*Isra..*

---

# Résumé

---

## Résumé

L'hémodialyse est un traitement médical prescrit aux personnes souffrant d'insuffisance rénale chronique. Dans notre travail, nous avons étudié la machine utilisée pour le traitement, ainsi que l'un des capteurs de sécurité, à savoir le détecteur de bulles d'air utilisant un capteur infrarouge.

Mots clés : hémodialyse, insuffisance rénale, capteur infrarouge

## Abstract

Haemodialysis is a medical treatment prescribed for those who suffer a Chronic Kidney Failure. In our work, we have inclusively studied the machine used for the treatment, in addition to one of the security sensors which is The Air Bubble Detector using an Infrared sensor.

Key words: haemodialysis, kidney failure, infrared sensor

## ملخص

غسيل الكلى هو علاج طبي مخصص من اجل الأشخاص الذين يعانون من فشل كلوي مزمن. خصصنا عملنا هذا من اجل دراسة الجهاز المستعمل في هذا الأجراء وكذا على أجهزة الاستشعار الأمنية وهي كاشف وجود فقاعات الهواء وذلك باستعمال مستشعر الأشعة تحت الحمراء.

الكلمات المفتاحية: الفشل الكلوي، غسيل الكلى، مستشعر الأشعة تحت الحمراء.

---

# **TABLE DES MATIER**

---

# Table Des Matières

---

Résumé.....	5
Résumé.....	6
Abstract .....	6
ملخص.....	6
TABLE DES MATIER .....	7
LISTE DES FIGURES.....	12
LISTE DES TABLEAUX.....	15
LISTE DES ABREVIATION.....	17
Introduction générale.....	20
Introduction générale.....	1
Chapitre I Généralités .....	3
<b>I. INTRODUCTION .....</b>	<b>4</b>
<b>II. ANATOMIE DU SYSTEME URINAIRE .....</b>	<b>5</b>
II.1 ANATOMIE DU REIN .....	5
II.1.1 <i>Le Néphron</i> .....	6
II.1.2 <i>Capsule de Bowman</i> .....	6
II.2 L'URETERE .....	6
II.3 LA VESSIE .....	7
<b>III. PHYSIOLOGIE RENALE.....</b>	<b>7</b>
III.1 ROLE DES REINS .....	7
III.2 CIRCULATION RENALE .....	8
III.3 FORMATION DES URINES .....	8
<b>IV. PATHOLOGIE RENALE .....</b>	<b>9</b>
IV.1 INSUFFISANCE RENALE .....	9
IV.1.1 <i>Insuffisance rénale aiguë</i> .....	10
IV.1.2 <i>Insuffisance rénale chronique</i> .....	10
<b>V. TRAITEMENTS DE L'INSUFFISANCE RENALE CHRONIQUE .....</b>	<b>11</b>
V.1 TRANSPLANTATION RENALE .....	11
V.2 DIALYSE .....	12
V.2.1 <i>Dialyse péritonéale (membrane naturelle)</i> .....	12
V.3 HEMODIALYSE (MEMBRANE ARTIFICIELLE) .....	13
V.3.1 <i>Principe physico-chimiques de l'hémodialyse</i> .....	13
V.3.1.1 Mécanismes de transfert.....	13
V.3.2 <i>La réalisation d'hémodialyse</i> .....	16
V.3.3 <i>Accès vasculaires utilisés en HD</i> .....	17

# Table Des Matières

V.3.3.1	Cathéter veineux central.....	17
V.3.3.2	Fistule artério-veineuse.....	19
V.3.3.3	Greffon artério-veineux.....	19
V.3.4	Fonctions de la machine de l'hémodialyse.....	20
<b>VI.</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>20</b>
	Chapitre II Traitement de l'eau Et description de générateur hémodialyse "fresenius Medical care 4008B ".....	21
<b>I.</b>	<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>22</b>
<b>II.</b>	<b>TRAITEMENT DE L'EAU EN HEMODIALYSE.....</b>	<b>22</b>
II.1	OBJECTIFS DE TRAITEMENT D'EAU.....	22
II.2	NORMES REQUISES POUR L'EAU UTILISEE EN HEMODIALYSE.....	23
II.3	CIRCUIT DE TRAITEMENT DE L'EAU POUR HEMODIALYSE A.....	23
II.3.1	Phase de prétraitement.....	24
II.3.1.1	Préfiltration.....	24
II.3.1.1.1	Filtre à sable.....	24
II.3.1.1.2	Microfiltres à 10µm - 5µm.....	24
II.3.1.2	Adoucissement de l'eau.....	25
II.3.1.3	Filtre à Charbon Actif.....	25
II.3.1.4	Filtration.....	26
II.3.1.4.1	Microfiltres à 1µm.....	26
II.3.2	Phase de traitement.....	26
II.3.2.1	Osmoseur.....	26
II.3.2.2	Osmose inverse.....	27
II.3.3	Phase de distribution.....	27
II.4	RESERVE D'EAU.....	28
II.5	ALERTE SONORES ET VISUELLES.....	28
II.6	DESINFECTION DE L'INSTALLATION DE TRAITEMENT D'EAU.....	28
<b>III.</b>	<b>DESCRIPTION DE L'APPAREIL FRESENIUS 4008 B.....</b>	<b>29</b>
III.1	ÉLÉMENTS DES DIFFÉRENTS COMPOSANTS DU GÉNÉRATEUR 4008B.....	31
III.1.1	Générateur d'hémodialyse face avant.....	31
III.1.2	Générateur d'hémodialyse face arrière.....	32
III.2	MONITEUR.....	33
III.2.1	Générateur d'hémodialyse - moniteur face avant.....	33
III.2.2	Générateur d'hémodialyse –moniteur face arrière et bloc d'alimentation.....	35
III.3	MODULES.....	36
III.3.1	Pompe à sang (artérielle).....	36
III.3.2	Pompe à héparine.....	37

# Table Des Matières

III.3.3	Détecteur d'air .....	38
III.4	SCHEMA DE L'HYDRAULIQUE PLUS 4008 B .....	39
III.5	CARACTERISTIQUES TECHNIQUES .....	42
III.5.1	Dimensions, poids et matériau de la caisse .....	42
III.5.2	Sécurité électrique (Classification selon EN 60601-1, IEC 601-1).....	43
III.5.3	Alimentation électrique .....	43
III.5.4	Plaque signalétique .....	44
III.5.5	Conditions de fonctionnement .....	45
III.5.6	Suspension des alarmes.....	46
III.5.7	Modes de fonctionnement.....	47
III.6	DIALYSAT POUR DIALYSE AU BICARBONATE .....	47
III.7	LE DIALYSEUR .....	49
III.7.1	Dialyseurs à fibres creuses.....	49
III.8	SYSTEMES DE PROTECTION .....	50
III.8.1	Détecteur de fuite de sang :.....	50
III.8.2	Détecteur d'air .....	50
<b>IV.</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>52</b>
	Chapitre III .....	53
	Détection de présence des bulles d'air .....	53
<b>I.</b>	<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>54</b>
<b>II.</b>	<b>LA CIRCULATION SANGUINE EXTRACORPORELLE PENDANT LA PROCEDURE DE DIALYSE.....</b>	<b>54</b>
<b>III.</b>	<b>CAPTEURS DE BULLES D'AIR.....</b>	<b>55</b>
III.1	CAPTEURS DE BULLES D'AIR ABD A ULTRASON NON INVASIVE SONOCHECK.....	55
III.1.1	Mode de fonctionnement .....	56
<b>IV.</b>	<b>TRANSDUCTEURS ULTRASONS .....</b>	<b>57</b>
<b>V.</b>	<b>CAPTEUR INFRAROUGE .....</b>	<b>57</b>
V.1	COMPOSITION D'UN CAPTEUR INFRAROUGE .....	58
<b>VI.</b>	<b>OUTIL NECESSAIRES POUR L'IMPLEMENTATION ET LA SIMULATION DES CAPTEURS.....</b>	<b>58</b>
VI.1	CONCEPTS IMPORTANTS.....	58
VI.1.1	Plateforme Arduino .....	58
VI.1.1.1	Partie Logiciels.....	59
VI.1.1.1.1	L'interface du logiciel Arduino se présente de la façon suivante.....	60
VI.1.1.2	Partie matérielle .....	60
VI.1.1.2.1	La carte Arduino UNO.....	61
VI.1.1.2.1.1	Schéma simplifié de la carte Arduino UNO .....	61

# Table Des Matières

---

VI.1.1.2.1.2	Constitution de la carte Arduion uno .....	62
VI.1.1.2.1.3	La conversion analogique numérique.....	64
VI.1.1.2.1.4	Synthèse des caractéristiques.....	66
<b>VI.1.2</b>	<b>Proteus.....</b>	<b>66</b>
VI.1.2.1	Présentation générale .....	66
VI.1.2.1.1	ISIS.....	67
VI.1.2.1.2	Sélection des composants à utiliser.....	67
<b>VII.</b>	<b>SIMULATION .....</b>	<b>69</b>
VII.1	COMPOSANTS DU SYSTÈME .....	69
VII.2	SIMULATION ET TEST DU SYSTÈME .....	69
VII.2.1	<i>Amplificateur opérationnel</i> .....	71
VII.3	CIRCUIT DE RELAIS ET VALVE .....	72
VII.3.1	<i>Transistor bipolaire</i> .....	72
VII.4	SIMULATION DE SYSTEM COMPLET .....	74
VII.5	CONCEPTION DE SYSTEME MATERIEL.....	74
VII.6	ALGORITHME DU SYSTEME .....	76
VII.7	PROGRAMME ARDUINO UTILISE .....	77
<b>VIII.</b>	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>78</b>
	Conclusion général .....	79
	Conclusion générale .....	80
	BIBLIOGRAPHIE .....	81

---

# **LISTE DES FIGURES**

---

# Liste Des Figures

---

Figure 1: Système urinaire .....	4
Figure 2: Structure interne de rein .....	5
Figure 3: Anatomie de néphron .....	6
Figure 4: Vessie vue interne .....	7
Figure 5: Schéma des anastomoses vasculaires et urologiques lors d'une transplantation rénale .....	11
Figure 6: Dialyse péritonéale manuelle.....	12
Figure 7: Dialyse péritonéale automatisée .....	12
Figure 8: Les différents composants échangés et le sens des transferts au cours d'une séance de dialyse .....	13
Figure 9: Les Mécanismes de transfert .....	14
Figure 10: Le principe de diffusion.....	14
Figure 11: Le principe de convection.....	15
Figure 12: Le principe de l'osmose inverse.....	15
Figure 13: Schéma d'une Hémodialyse.....	17
Figure 14: La veine sous clavier .....	18
<i>Figure 15: La veine jugulaire</i> .....	18
Figure 16: Kit de cathéter d'HD jetable .....	18
<i>Figure 17: La veine fémorale</i> .....	18
Figure 18: La Fistule AV.....	19
Figure 19: Le greffon artério-veineux.....	19
Figure 20: Les principaux équipements du traitement d'eau en hémodialyse.....	23
Figure 21: Schéma bloc de la salle de traitement d'eau pour hémodialyse.....	24
Figure 22: Filtre à sable de la salle d'eau de l'hôpital de 'thenia'.....	24
Figure 23: Système adoucisseurs de l'hôpital 'thenia'.....	25
Figure 24: Filtre à charbon actif de l'hôpital 'thenia' .....	25
Figure 25: Des cartouches de charbon de l'hôpital 'thenia' .....	25
Figure 26 : Microfiltres de l'hôpital 'thenia' .....	26
Figure 27: Osmoseur de l'hôpital 'thenia' .....	27
Figure 28: Face avant de fresenius 4008b .....	31
Figure 30: Moniteur face avant de fresenius 4008b.....	33

# Liste Des Figures

---

Figure 31: Moniteur face arrière et bloc d'alimentation de fresenius 4008b.....	35
Figure 32: Pompe à sang (artérielle) de fresenius 4008b.....	36
Figure 33: Pompe à héparine de fresenius 4008b.....	37
Figure 34: Détecteur d'air de fresenius 4008b.....	38
Figure 35: Schéma de l'hydraulique plus 4008 b.....	39
Figure 36: Plaque signalétique.....	44
Figure 37: Dialyse bicarbonate.....	48
Figure38: Composition de la solution concentrée acide.....	48
Figure 39: Représentation schématique des dialyseurs à fibres creuses.....	49
Figure 40: Dialyseur FX120.....	49
Figure 41 : Détecteur de fuite de sang.....	50
Figure 42: Détecteur d'air.....	51
Figure 43: Illustration simplifiée d'un processus de dialyse avec le capteur de bulles d'air SONOCHECK ABD05 et le détecteur de fuites de sang BLD.....	55
Figure 44: Détecteur de bulles d'air non invasif SONOCHECK ABD pour applications médicales.....	56
Figure 45: La différence d'impédance acoustique dans le cas de présence d'air.....	56
Figure 46: Capteur infrarouge universel.....	58
Figure 47: L'interface de l'Arduino 1.8.19.....	60
Figure 48: Schéma des broches du microcontrôleur.....	61
Figure 49: De constitution de la carte Arduino UNO.....	62
Figure 50: Brochage de l'ATmega 328p.....	63
Figure 51: Convertisseur analogique numérique.....	64
Figure 52: Présente successivement ces trois étapes pour un CAN dont la sortie du signal.....	64
Figure 53: La fenêtre principale de travail sur ISIS.....	67
Figure 54: Bibliothèque ISIS.....	68
Figure 55: Schéma fonctionnel de système.....	69
Figure 56 : Circuit de détection des bulles d'air.....	70
Figure 57: Amplificateur opérationnel.....	72
Figure 58: structure des transistors PNP (figure a) et NPN (figure b).....	73
Figure 59: Conception de logiciel de système.....	74
Figure 60: Circuit « air detected».....	75
Figure 61: Circuit « no air detected ».....	75

---

# **LISTE DES TABLEAUX**

---

## Liste Des Tableaux

---

<b>Tableau 1: Stades de la maladie Rénale chronique .....</b>	<b>11</b>
<b>Tableau 2: Les taux maximums tolérés dans l'eau destinée à l'hémodialyse.....</b>	<b>23</b>
<b>Tableau 3: Alimentation électrique.....</b>	<b>44</b>
<b>Tableau 4: Alimentation électrique.....</b>	<b>44</b>
<b>Tableau 5: Conditions de fonctionnement .....</b>	<b>46</b>
<b>Tableau 6 : Caractéristiques de microcontrôleur.....</b>	<b>66</b>

---

# **LISTE DES ABREVIATIONS**

---

## Liste Des Abréviation

---

**AC** = Courant alternatif

**ADN** = Acide Désoxyribonucléique

**AOP** = Amplificateur opérationnel

**ARN** = Acide ribonucléique

**AU** = Aiguille unique

**AVR** = Alf and Vegard's RISC processor

**BIC** = Bicarbonate

**CAN** = Convertisseur analogique – numérique

**CVC** = Cathéters veineux centraux

**DA** = Détecteur d'air

**DFG** = Débit de filtration glomérulaire

**DP** = Dialyse péritonéale

**DPA** = Dialyse péritonéale automatisée

**DPCA** = Dialyse péritonéale continue ambulatoire

**EC** = Equipment Code

**EDI** = Environnement de développement intégré

**EPO** = Une hormone produite par le rein et stimule la production de globules rouges

**FAV** = Les fistules artério-veineuses

**GAV** = Greffon Artério-Veineux

**HD** = Hémodialyse

**IN** = Entrée

**IR** = Infrarouge

**IR** = Insuffisance rénale

**IRA** = Insuffisance rénale aigue

## Liste Des Abréviation

---

**IRC** =Insuffisance rénale chronique

**IRCT** =Insuffisance Rénale Chronique Terminale

**IRT** = Insuffisance rénal terminale

**LCD** = Liquide cristal display

**LDR** = Résistance dépendante de la lumière

**LED**= Diode électroluminescente

**MEV**= Module d'équilibre volumétrique

**MRC** = Maladie rénale chronique

**OUT** = Sortie

**PA** = Pression artériel

**PH** =Potentiel Hydrogène

**PTM**= Pression transmembranaire Ultrafiltration

**RV** = Résistance variable

**PV** = Press ion venues

**PWM** = Pulse Width Modulation.

**UF**= Ultrafiltration

**USB** = Universel Serial Bus

---

# **Introduction générale**

---

# Introduction générale

---

## Introduction générale

Le rein est un organe impressionnant qui joue un rôle crucial dans le maintien de notre corps en éliminant les substances toxiques. Bien que la fonction liminaire du rein soit une fonction d'épuration, jouant un rôle important dans la régulation de la pression artérielle, du volume des fluides et de la concentration des électrolytes dans le corps. Cependant, à la naissance, presque tout le monde possède deux reins mais, le corps humain peut fonctionner avec un rein unique. Dans le processus de purification du sang, le rein retient toutes les substances nécessaires et excrète sélectivement l'excès d'eau et des minéraux et les déchets toxiques.

L'insuffisance rénale, qui peut être entraîné par plusieurs maladies, est une altération de la fonction rénale causée par des modifications de la fonction Compensatoire des reins, soit par une diminution du débit sanguin rénal, soit par une altération du tissu rénal due à une altération de la filtration, soit par une formation anormale d'excrétion urinaire.

Une fois est atteint la réparation le traitement et guérison devient presque impossible d'où le recours à la purification artificielle des urines appelle dialyse. La dialyse est une technique médicale, qui permet d'assurer artificiellement les fonctions d'épuration du sang qu'effectuent en temps normal les reins par éliminer de l'organisme les déchets la créatinine et l'excès d'eau et Urée et Corriger l'équilibre des produits chimiques de l'urine. Le générateur de l'hémodialyse, appareil qui fait la dialyse, possède un procédé de fonctionnement de haute importance car il s'agit de vie des patients afin de le protéger on prévoit des détecteurs pour toute anomalie possible. Les problèmes souvent rencontrés sont fuite de sang et présence des bulles d'air d'où on y'utilise les détecteurs de fuite de sang et de bulles d'air afin d'éviter les défaillances.

Notre travail se reparti en trois chapitres, dans le premier chapitre on va étudier l'anatomie, physiologie et pathologie des reins, aussi on va parler de traitement de l'insuffisance rénale sans oublier de donner ses causes.

Le deuxième chapitre est consacré sur l'étude de l'appareil hémodialyse et le procéder détailler de traitement de l'eau pure obtenue par le processus de filtration à la salle de traitement ainsi que les capteurs de sécurité.

Dans le troisième chapitre on a fait une étude sur le détecteur de présence des bulles d'air de l'appareil puis on a implémenté un détecteur infrarouge dans l'environnement Arduino terminé

## Introduction générale

---

par une simulation avec Proteus. Le travail se termine par une conclusion générale sur tout le mémoire.

---

# **Chapitre I**

## **Généralités**

---

## I. Introduction

Le rein est un organe impressionnant qui joue un rôle crucial dans le maintien de notre Corps en éliminant les substances toxiques. Bien que la fonction liminaire du rein soit une fonction d'épuration, jouant un rôle important dans la régulation de la pression artérielle, du volume des fluides et de la concentration des électrolytes dans le corps. Cependant, à la naissance, presque tout le monde possède deux reins mais, le corps humain peut fonctionner avec un rein unique.

Lorsque le rein fait partie des organes vitaux du corps humain. Son dysfonctionnement peut entraîner de sérieuses maladies et éventuellement le décès de la personne atteinte.

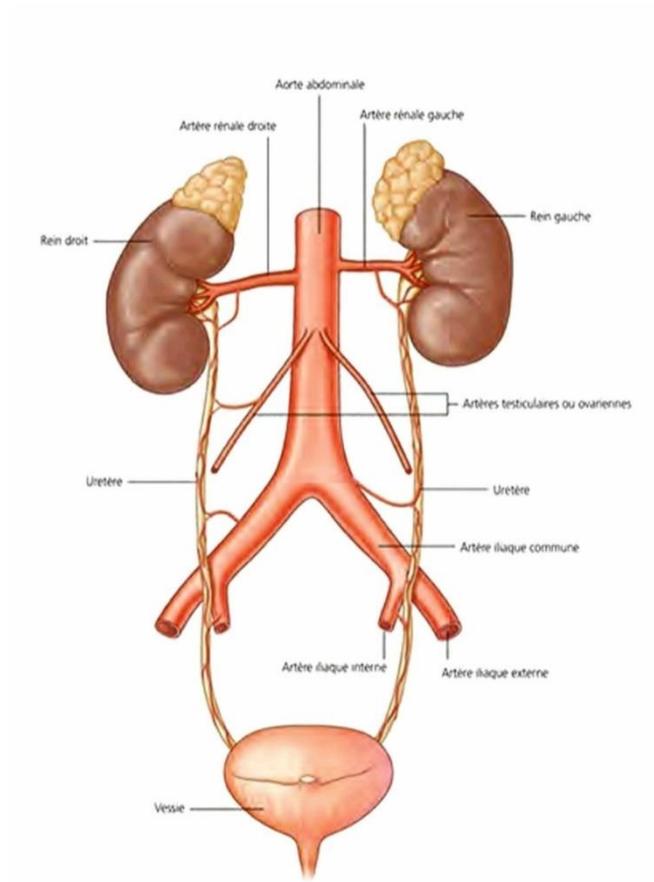


Figure 1: Système urinaire [01]

## II. Anatomie du système urinaire

### II.1 Anatomie du rein

Les reins sont des organes abdominaux pairs et symétriques. Ils se situent dans la région abdominale de chaque côté de la colonne vertébrale dans la cavité entre la douzième paires de vertèbres thoraciques et la troisième paires de vertèbres lombaires.

Chez l'adulte, il mesure environ 10 cm de long, 6cm de large et 4 cm d'épaisseur. Son poids est de 150 à 170 grammes.

Il est formé de deux parties :

Le sinus rénal, cavité profonde du rein qui donne passage par le hile rénal au pédicule rénal.

Le parenchyme rénal périphérique, est entouré d'une capsule dure, très résistante qui le protège. La partie périphérique du parenchyme est le cortex alors que la partie centrale est la médulla. Cette médulla n'est pas continue : elle est interrompue par des prolongements du cortex qui vont jusqu'au sinus rénal.

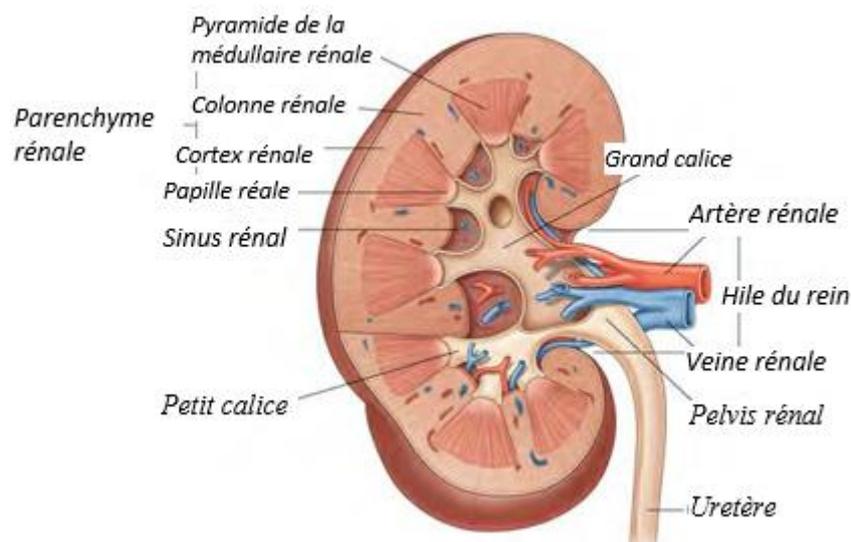


Figure 2: Structure interne de rein [01]

## II.1.1 Le Néphron

Le néphron est une unité microscopique qui en filtre le sang, produit l'urine. Chaque rein contient environ un million de néphrons. Chaque néphron est constitué d'un glomérule, étant entouré d'une structure à paroi fine, en forme de bonnet (la capsule de Bowman) que voici son passage en revue :

## II.1.2 Capsule de Bowman

La capsule de Bowman est constituée de cellules épithéliales pariétales reposant sur une membrane basale épaisse. Définies comme des cellules aplaties, dont le cytoplasme est peu perceptible en microscopie optique, tapissant la capsule de Bowman.

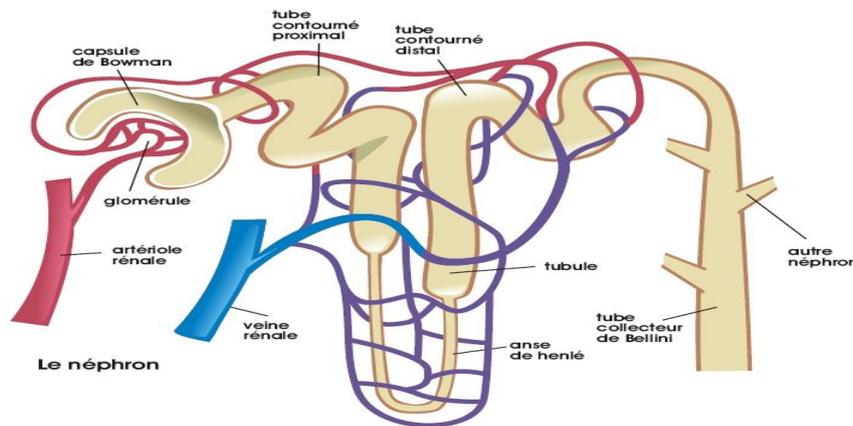


Figure 3: Anatomie de néphron [02]

## II.2 L'uretère

Ils sont le prolongement des reins. Jouant le rôle de collecteur d'urine au niveau du bassin. Ils se présentent comme des tubes dont l'extrémité supérieure prend une forme d'entonnoir, composée de fibres musculaires lisses évitant les reflux d'urine. L'uretère se dirige vers le bas, en avant et dedans pour rejoindre la partie postéro-supérieure de la vessie. On distingue ainsi, à l'uretère quatre parties :

- L'uretère lombaire.
- L'uretère iliaque.
- L'uretère pelvien.
- L'uretère mural ou vésical.

## II.3 La vessie

La vessie (du latin vesica, poche) est un réservoir naturel où l'urine est conservée entre chaque miction. Elle est située au niveau du bassin, la vessie est un organe creux faisant partie de l'appareil urinaire.

La vessie est composée de deux parties :

- Le dôme vésical qui sert de réservoir entre chaque miction.
- Le col vésical qui ouvre la vessie sur l'urètre, canal conduisant à l'orifice urinaire.

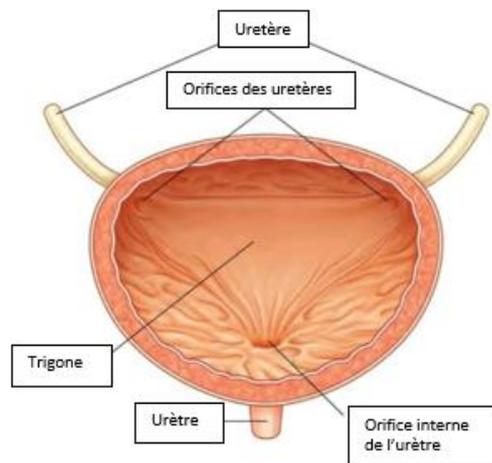


Figure 4: Vessie vue interne [01]

## III. Physiologie rénale

### III.1 Rôle des reins

La fonction primordiale du rein consiste à fabriquer les urines et à purifier le sang. Le rein débarrasse l'organisme des déchets, de l'excès de sel et des substances chimiques non nécessaires au corps. Les fonctions les plus importantes du rein sont décrites ci-dessous.

- Extraction des déchets.
- Extraction des fluides en excès.
- Équilibre électrolytique et minérale.
- Contrôle de la pression artérielle.
- Production des globules rouges du sang.
- Le maintien des os en bon état.

## III.2 Circulation rénale

Dans le processus de purification du sang, le rein retient toutes les substances nécessaires et excrète sélectivement l'excès d'eau et des minéraux et les déchets toxiques.

Comment se passe ce phénomène complexe qu'est la formation de l'urine ?

En un jour, les reins purifient 1700 litres de sang. Ce processus de filtration se déroule dans de toutes petites structures ou unités de filtration appelées néphron, chaque rein contient environ un million de néphron. Chaque néphron est composé d'un glomérule et d'un tubule.

Les glomérules sont des filtres possédant de minuscules pores qui permettent une filtration sélective. L'eau et les petites substances sont facilement filtrées à travers ces pores, mais les substances de certain volume comme les globules rouges et blanc, les protéines etc... ne peuvent pas traverser ces pores. C'est pour cela que les urines des personnes en bonne santé ne contiennent pas les grosses molécules.

La première étape de la formation de l'urine se déroule au niveau du glomérule où l'urine est filtrée. Cette urine dite primitive ne contient pas que des déchets, des sels et des minéraux et des substances toxiques, elle contient également du glucose et d'autres substances utiles à l'organisme. Par la suite, le rein réabsorbe ce dont le corps a besoin. Sur le volume d'urine primitive filtrée qui arrive aux tubules, 99% vont être réabsorbés et seulement 1% va être excrété sous forme d'urine dite définitive.

L'urine formée par le rein coule dans les urètres, passe dans la vessie avant d'être éliminée par l'urètre au moment de la miction.

## III.3 Formation des urines

Chez une personne saine, l'urine est pratiquement stérile et presque inodore.

Certaines maladies modifient la composition de l'urine, tel le sucre chez un diabétique.

Eau : 95% (voire un peu plus en cas de polyurie)

Composés organiques (environ 2% du total) :

Urée : 2 % (produit terminal du catabolisme des protéines)

Créatinine : 0,1 % (produit terminal du catabolisme de la créatine musculaire)

Acide urique : 0,03 % (produit terminal du catabolisme des acides nucléiques : ADN, ARN)

Acide hippurique

Urobilirubine

Éventuellement des toxiques à élimination rénale ou des médicaments, le plus souvent sous forme de catabolites inactifs.

Des produits dopants, utilisés par les sportifs, ou des drogues comme le cannabis.

Minéraux : les pourcentages sont des moyennes et peuvent varier selon l'alimentation.

- |                     |                     |
|---------------------|---------------------|
| - Potassium : 0,6 % | - Phosphates        |
| - Chlore : 0,6 %    | - Carbonates        |
| - Sulfates : 0,18 % | - Calcium : 0,015 % |
| - Sodium : 0,1 %    | - Magnésium : 0,01  |

- Dans le cas d'anomalie en détecte d'autres composants par exemple :

Hémoglobine (on parle d'hémoglobinurie)

Hématies (on parle d'hématurie)

Protéines (on parle de protéinurie)

Glucose (on parle de glycosurie)

Albumine (on parle d'albuminurie)

Porphyrine (on parle de porphyrinurie)

Corps cétoniques présents en cas d'effort physique important, ou lors d'un diabète

Un dérivé de la phénylalanine, en cas de phénylcétonurie.

## IV. Pathologie rénale

### IV.1 Insuffisance rénale [03]

L'insuffisance rénale peut être définie simplement par des modifications de la fonction Compensatoire des reins, soit par une diminution du débit sanguin rénal, soit par une altération

du tissu rénal due à une altération de la filtration, soit par une formation anormale d'excrétion urinaire. De nombreuses maladies peuvent entraîner une altération de la fonction rénale.

**Il existe deux types :**

## **IV.1.1 Insuffisance rénale aiguë**

Insuffisance rénale aiguë : La réduction ou la perte soudaine de la fonction rénale est appelée lésion rénale aiguë ou agression rénale aiguë. La production d'urine diminue généralement. Les causes les plus fréquentes d'IRA sont la diarrhée, les vomissements, le paludisme, le choc septique, certains médicaments (inhibiteurs de l'enzyme de conversion de l'angiotensine, anti-inflammatoires non stéroïdiens), etc... Un traitement médical adapté est associé à plusieurs dialyses opportunes. Dans la plupart des cas, les reins reprendront leur fonction.

## **IV.1.2 Insuffisance rénale chronique**

L'insuffisance rénale chronique est définie par la diminution irréversible du débit de filtration glomérulaire étant le meilleur indicateur du fonctionnement rénal. Il s'agit de la diminution progressive et irréversible de la capacité des reins à assurer leurs fonctions de filtration du sang, de régulation de sa composition et de sécrétion d'hormones sur plusieurs mois ou plusieurs années. Les deux (2) principales affections en cause sont le diabète et l'hypertension artérielle. Elle résulte soit de l'évolution d'une maladie rénale chronique, soit de la non-récupération après une IRA.

Elle est distinguée via trois étapes : la première est déterminée par la diminution de la réserve rénale, d'où résulte la destruction d'un grand nombre de néphrons fonctionnels (75%). Suite à cette perte, la patiente malade entre dans la deuxième étape, appelée insuffisance rénale. Cette phase est caractérisée par une diminution du débit de filtration glomérulaire et par une augmentation du taux sanguin de déchets azotés et de créatinine. La troisième étape appelée stade d'insuffisance rénale terminale, avec environ 90% des néphrons détruits. A ce stade la patiente malade nécessite une dialyse ou recevoir un greffage de rein.

Les stades de cette maladie représentée sur le tableau 1 ci-dessous

Stade	Description	DFG(ml/min/1.73 m <sup>2</sup> )
1	Maladie rénale chronique* avec fonction rénal normale	≥90
2	Maladie rénale chronique* avec fonction rénal légère**	60-89
3A	Insuffisance rénale légère à modérée	45-59
3B	Insuffisance rénale modérée à sévère	30-44
4	Insuffisance rénale sévère	15-29
5	Insuffisance rénale terminale	<15

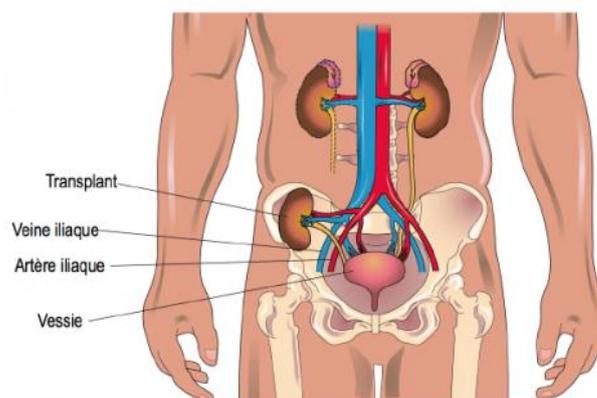
**Tableau 1: Stades de la maladie Rénale chronique [04]**

Un DFG compris entre 60 et 89 ml/min peut être normal chez un sujet âgé.

## V. Traitements de l'insuffisance rénale chronique

### V.1 Transplantation rénale

Transplantation rénale est une procédure chirurgicale qui consiste à placer un rein sain provenant d'un donneur vivant ou décédé (mort cérébrale) dans le corps d'une personne atteinte d'IRCT (receveur).



**Figure 5: Schéma des anastomoses vasculaires et urologiques lors d'une transplantation rénale [05]**

## V.2 Dialyse

La dialyse est une technique médicale, qui permet d'assurer artificiellement les fonctions d'épuration du sang qu'effectuent en temps normal les reins (élimine de l'organisme les déchets la créatinine et l'excès d'eau et Urée, Corriger l'équilibre des produits chimiques tels que le sodium, le potassium et le bicarbonate, etc...).

La dialyse ne remplace pas les autres fonctions du rein, en particulier la fonction hormonale. Certains médicaments doivent être administrés pour compenser la perte de ces fonctions, notamment le traitement de l'anémie causée par un déficit en érythropoïétine.

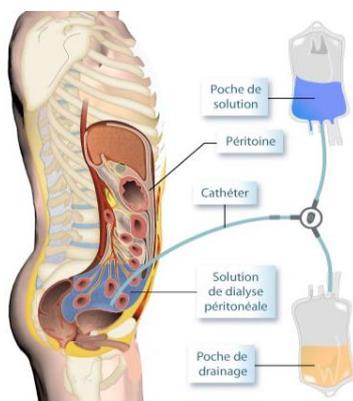
Il existe deux principaux types de dialyse : dialyse péritonéale et hémodialyse.

### V.2.1 Dialyse péritonéale (membrane naturelle)

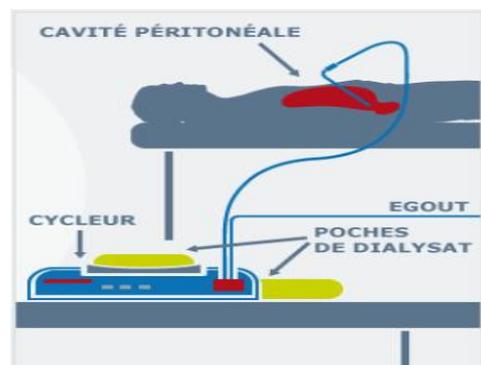
La dialyse péritonéale est un traitement efficace de l'IRT. Pendant ce traitement un tube flexible appelé cathéter est inséré dans l'abdomen. À l'aide de ce cathéter, le dialysat (contenu dans une poche de solution) est injecté dans la cavité péritonéale. Le sang qui circule dans les vaisseaux du péritoine va pouvoir libérer ses déchets et l'excès d'eau dans le dialysat. Lorsque le dialysat a récupéré les déchets du sang, il est rejeté dans la poche de drainage. La DP est réalisée à domicile, généralement sans machine, par le patient lui-même ou par un tiers formé à la conduite. Le processus de dialyse lui-même peut être effectué de deux manières :

Dialyse péritonéale manuelle ou dialyse péritonéale continue ambulatoire, 4 fois par jour, 6 ou 7 jours par semaine.

Dialyse péritonéale automatisée, effectuée chaque nuit pendant que le patient dort.



**Figure 6: Dialyse péritonéale manuelle**  
[06]



**Figure 7: Dialyse péritonéale automatisée**  
[07]

### V.3 Hémodialyse (membrane artificielle)

L'hémodialyse est la méthode la plus courante et la plus connue de traitement de l'IRT est un procédé de purification du sang grâce à un générateur d'hémodialyse et un dialyseur (rein artificiel).

#### V.3.1 Principe physico-chimiques de l'hémodialyse [08]

Les échanges s'effectuent au travers d'une membrane semi-perméable ou semi sélective au sein du dialyseur. Cette membrane autorise le passage de l'eau, des électrolytes et des solutés de faible poids moléculaire, mais non celui des protéines et des éléments figurés du sang (globules rouges, globules blancs et plaquettes). La figure 7 précise les différents composants échangés et le sens des transferts au cours d'une séance de dialyse.

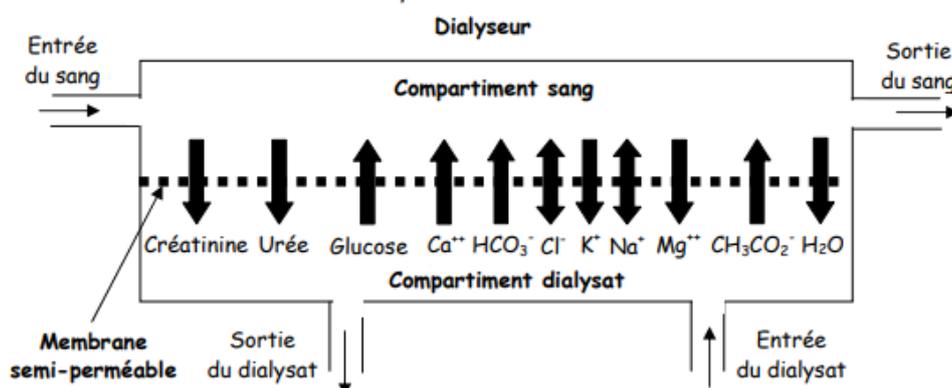


Figure 8: Les différents composants échangés et le sens des transferts au cours d'une séance de dialyse

#### V.3.1.1 Mécanismes de transfert

Le transfert des solutés et de l'eau fait intervenir deux mécanismes fondamentaux : la diffusion et la convection, auxquels s'ajoutent un transfert par osmose et une capture de certaines substances par adsorption. Ces quatre principes sont représentés sur la figure 9 ci-dessous

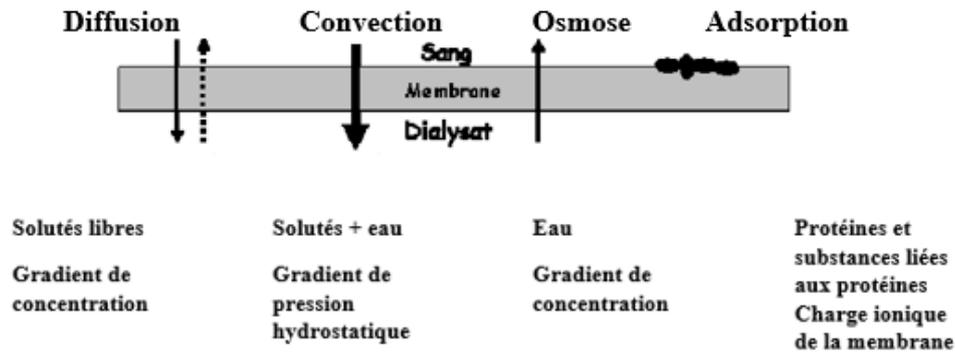


Figure 9: Les Mécanismes de transfert

### V.3.1.1.1 La diffusion

Le transfert par diffusion est un transport passif de solutés au travers de la membrane de dialyse, sans passage de solvant. Le débit de transfert diffusif dépend de la différence de concentration des solutés présents dans le sang et dans le bain de dialyse. Le principe est représenté sur la figure 10 ci-dessous

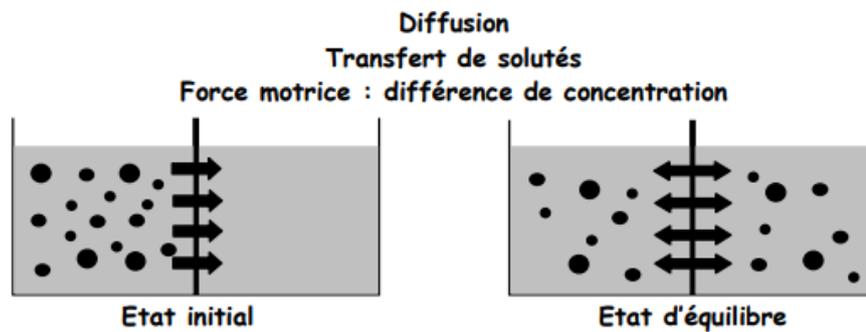


Figure 10: Le principe de diffusion

### V.3.1.1.2 La convection

Le transfert par convection est un transfert simultané du solvant et d'une fraction des solutés qu'il contient sous l'effet d'une différence de pression hydrostatique. Le principe est représenté sur la figure 11 ci-dessous

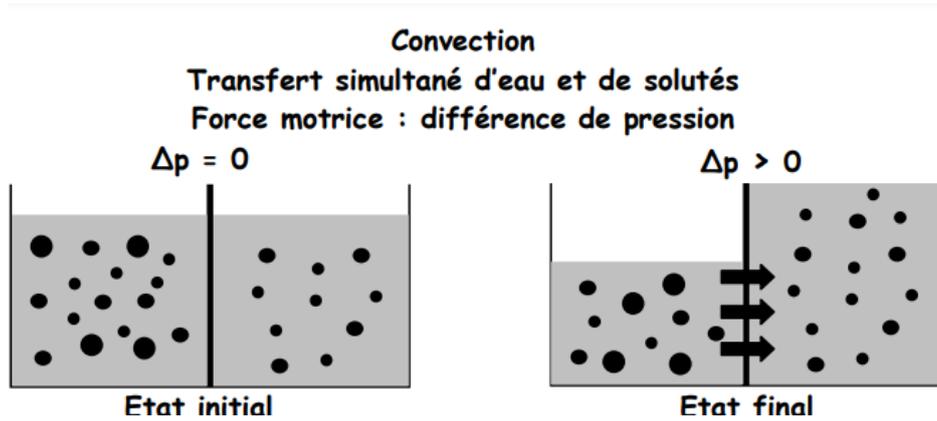


Figure 11: Le principe de convection

**V.3.1.1.3 L'osmose**

Au cours de sa traversée dans le dialyseur, le sang voit sa concentration en protéines augmenter du fait de la perte d'eau par convection. La différence de concentration entre les deux milieux engendre un transfert d'eau de la solution diluée (le dialysat) vers la solution concentrée (le sang), ce qui restaure le volume sanguin en circulation. La pression différentielle encore appelée pression transmembranaire a une incidence directe sur le transfert. Lorsque cette pression atteint la valeur de la pression différentielle osmotique notée  $\Delta\Pi$ , liée à la différence de concentration entre les deux solutions, le transfert par osmose est stoppé. Si cette pression différentielle est dépassée, le transfert change de sens et on observe alors le phénomène d'osmose inverse matérialisé sur la figure 12

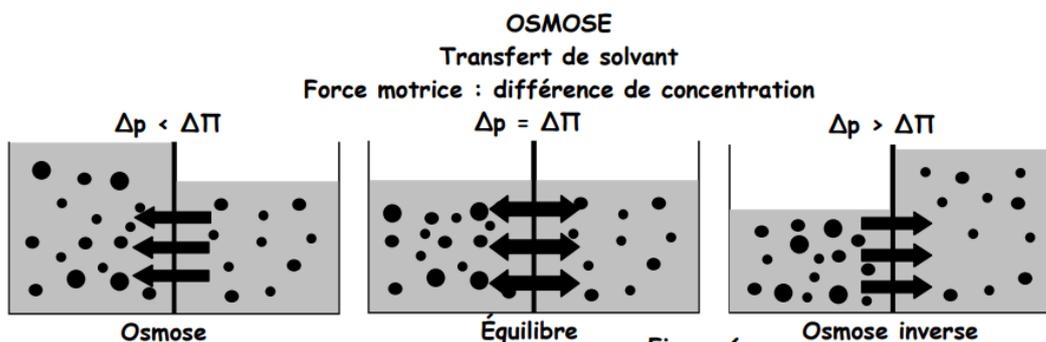


Figure 12: Le principe de l'osmose inverse

**V.3.1.1.4 L'adsorption**

L'adsorption résulte des forces qui existent entre les molécules présentes à proximité de la membrane et la membrane elle-même. Ces molécules peuvent s'y coller de deux façons : soit

par liaisons physiques, soit par liaisons chimiques. Ce mécanisme contribue en partie à l'extraction des protéines présentes dans le sang.

## V.3.2 La réalisation d'hémodialyse

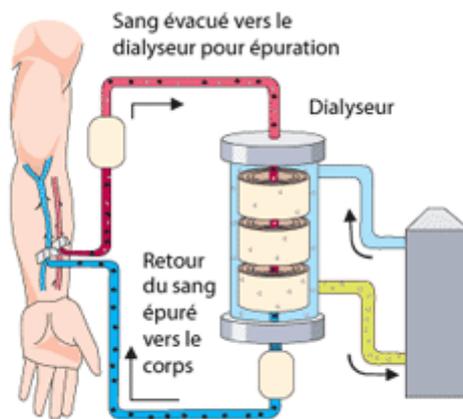
Les séances d'HD se déroulent habituellement dans des centres de dialyse ou un service dans un centre hospitalier, sous la surveillance de médecins spécialisés : les néphrologues et des infirmiers de dialyse. Tout d'abord, le ou la patient-e se pèse pour déterminer le gain de poids depuis la dernière dialyse. Cela correspond à la quantité de liquide qui doit être éliminée pendant la dialyse, en suite le ou la patient-e placé au lit, puis leur tension artérielle est mesurée. L'infirmier-ère de dialyse avance ensuite au branchement en ponctionnant la fistule (ou du cathéter) à l'aide d'aiguilles spécifiques. Ils sont scotchés en place afin qu'ils restent en place tout au long de la session. Ensuite le ou la patient-e placé au lit, puis leur tension artérielle est mesurée. L'infirmier-ère de dialyse avance ensuite au branchement en ponctionnant la fistule à l'aide d'aiguilles spécifiques. Ils sont scotchés en place afin qu'ils restent en place tout au long de la session. et puis la machine pompe à sang 15-600 ml/min du corps à partir au dialyseur à travers des tubulures directement reliées à celles du circuit extracorporel. Un anticoagulant (varenox...) est constamment injecté pour prévenir la coagulation du sang. Un dialyseur (rein artificiel) est un filtre spécial qui extrait l'excès de liquide et les déchets. Le dialyseur purifie le sang à l'aide d'une solution spéciale appelée dialysat préparée par la machine de dialyse. Au cours de la dialyse, divers paramètres tels que le débit sanguin peuvent être modifiés et des alarmes déclenchées, nécessitant certains ajustements. Surveillance et traitement réguliers de la pression artérielle (type EPO, fer, etc...).

Au terme de la dialyse L'infirmier-ère commence à récupérer la solution saline « renvoie » le sang (épuré) du circuit au patient afin qu'il ne perde pas trop de globules rouges. Le tube d'aiguille est alors pincé et déconnecté du reste du circuit. L'aiguille est retirée et le site de ponction doit être comprimé manuellement pendant quelques minutes. L'infirmière met ensuite un bandage compressif, qui durera plusieurs heures pour éviter tout saignement.

Après le dernier contrôle de la pression artérielle, le patient est pesé à nouveau pour vérifier que le poids sec a été atteint.

L'hémodialyse est réalisée 3 fois par semaine. Chaque séance dure environ 4 heures de temps

Le schéma d'une séance d'hémodialyse sur la figure 13 ci-dessous



**Figure 13: Schéma d'une Hémodialyse [09]**

### V.3.3 Accès vasculaires utilisés en HD

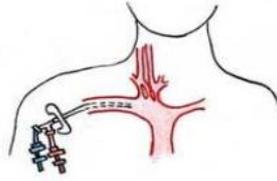
Le sang est extrait et retourné au corps pendant la dialyse par les trois types d'accès vasculaires fréquemment utilisés en HD sont : les cathéters veineux centraux, les fistules artério-veineuses natives et les greffons synthétiques.

#### V.3.3.1 Cathéter veineux central [10]

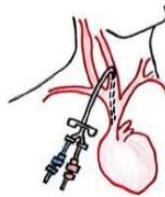
Un cathéter est un tube en plastique souple (2 tunnels) creux et flexible qu'un médecin néphrologue insère dans une veine à grand débit de la cuisse (veine fémorale), du cou (veine jugulaire), ou l'épaule (veine sous-clavière). Il est déployé de manière temporaire ou permanente pour fournir un accès permettant démarrer l'HD en urgence. Est une méthode courante et efficace et idéale pour les courtes pendant la confection d'une FAV ou d'un greffon. « Avec ce cathéter, plus de 300ml de sang sont aspirés à la minute pour être dialysés ».

Deux tunnels par les quels le sang est dirigé vers la machine à travers l'un d'eux afin de le purifier et retourné le sang nettoyé au corps par l'autre. Les cathéters veineux sont temporaires à cause du risque d'infection et de coagulation.

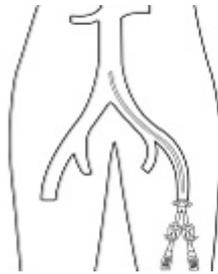
Les accès vasculaires pour hémodialyse :



**Figure 14: La veine sous clavier [10]**



**Figure 15: La veine jugulaire [10]**



**Figure 17: La veine fémorale [10]**



**Figure 16: Kit de cathéter d'HD jetable**

## V.3.3.2 Fistule artério-veineuse

La FAV est la meilleure méthode d'accès vasculaire et est la plus couramment utilisée dans l'HD à long terme. Il résiste longtemps au et est moins sensible aux infections et aux thromboses (coagulation).

Une FAV est créée chirurgicalement pour faire communiquer une artère avec une veine permettre un accès vasculaire pour la procédure.

Pour l'HD, deux aiguilles épaisses sont insérées dans la FAV. La ligne artérielle aspire le sang et le transporte vers le dialyseur, et la ligne veineuse renvoie le sang purifié vers le corps.



Figure 18: La Fistule AV [10]

## V.3.3.3 Greffon artério-veineux

Les greffes artério-veineuses sont une autre forme d'accès vasculaire permanent en HD. La GAV peut être utilisée chez les patients ne disposant pas d'un capital veineux suffisant pour réaliser une FAV, ou en cas d'échec de la FAV. Pour réaliser une greffe AV, connectez plutôt l'artère à une veine en plaçant un petit tube en plastique souple que vous insérez sous la peau. Une aiguille de ponction est insérée dans ce tube lors d'une séance de dialyse.

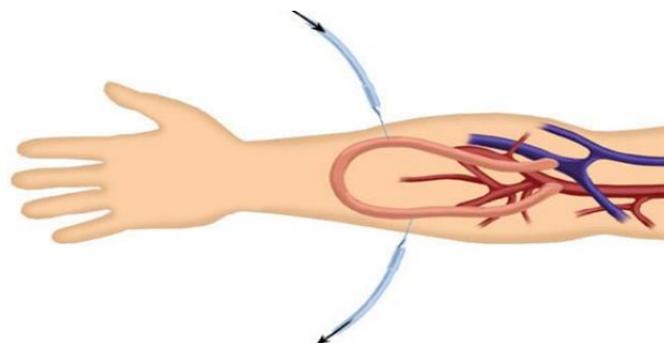


Figure 19: Le greffon artério-veineux [11]

## V.3.4 Fonctions de la machine de l'hémodialyse

Les fonctions les plus importantes de la machine de l'hémodialyse sont :

Un circuit pour le sang, doté d'une pompe qui aspire le sang en contrôlant le débit depuis le corps du patient jusqu'au dialyseur pour le nettoyer et le renvoie dans le corps une fois nettoyé, Le générateur de dialyse permet de fabriquer le dialysat. Le dialysat est un liquide de composition connue. Il est obtenu en ajoutant de l'eau ultra-pure et divers solutés (ex : bicarbonate, acide glucosé, NaCl...) dans des proportions requises, qui est délivrée au dialyseur pour nettoyer le sang. L'appareil ajuste et surveille méticuleusement la concentration d'électrolyte, la température, le volume de dialysat et la pression. Ceux-ci changeront selon les besoins du patient. Le dialysat extrait les déchets et l'excès d'eau du corps via le dialyseur.

La machine possède, pour la sécurité du patient, de nombreux dispositifs de sécurité :

Au niveau de dialysat : conductivité, PH, température.

Au niveau du sang : la détection des fuites de sang et des bulles d'air éventuelles.

Lors de la séance : Taux d'extra filtration (c'est le pourcentage d'eau et de soluté de haut poids moléculaire éliminé du patient en jouant avec le gradient de pression appliqué sur la membrane du rein artificiel).

Le modèle informatisé de la machine HD affiche divers paramètres à l'écran et déclenche une alarme en cas de problème, améliorant le confort et la sécurité lors d'une session HD.

## VI. Conclusion

Nous avons consacré ce premier chapitre au l'anatomie et la physiologie, pathologie Des reins (La maladie rénale la plus courante est L'insuffisance rénale).

La maladie rénale est une diminution du fonctionnement des reins qui ne filtrent plus correctement le sang de l'organisme, quelle qu'en soit la cause.

Nous avons aussi vu dans ce chapitre les différentes méthodes de traitements de l'insuffisance rénale chronique et plus précisément l'hémodialyse.

Dans le chapitre suivant nous allons entamer les méthodes de traitement de l'eau en Hémodialyse et la Description de générateur hémodialyse ‘‘ fresenius Medical care 4008B ‘‘

---

**Chapitre II**  
**Traitement de l'eau**  
**Et description de**  
**générateur**  
**hémodialyse**  
**‘fresenius Medical**  
**care 4008B ‘**

---

## **I. Introduction**

Au cours de notre stage à l'hôpital de Thenia nous avons étudié de près le générateur d'hémodialyse 4008B. C'est un appareil destiné à l'hémodialyse chronique et aigue. IL peut être aussi bien pour la dialyse à domicile que pour l'auto dialyse ou la dialyse en centre.

Pour information au lecteur nous présentons quelques descriptions techniques de l'appareil fresenius4008b et le traitement de l'eau pure obtenue par le processus de filtration à la salle de traitement.

## **II. Traitement de l'eau en Hémodialyse**

L'eau du robinet contient de nombreux éléments qui peuvent être contaminés lorsqu'elle est directement utilisée pour la dialyse. Afin d'éviter la contamination des patients dialysés, la Pharmacopée Européenne la même utilisée en Algérie réglemente l'utilisation de l'eau pour l'HD.

Patient traité par 3 séances d'hémodialyse par semaine, à besoin ce qui représente en moyenne 23000 litres d'eau pur par an.

Le processus de filtration, qui élimine les grosses particules de l'eau du robinet pour obtenir une eau pure, est réalisé dans une salle de traitement d'eau équipée d'une chaîne de filtration à plusieurs composants.

### **Pharmacopée européenne**

La pharmacopée européenne [12], est un recueil de normes, destinées au contrôle de la qualité des médicaments

### **II.1 Objectifs de traitement d'eau**

Les principaux objectifs du système de traitement de l'eau pour l'HD sont Les suivants :

Éliminer les bactéries présentes dans l'eau brute.

Éliminer au maximum les sels dissous.

Inhibition de la croissance bactérienne tout au long de la phase de traitement.

Production fiable et reproductible d'une eau de qualité bactérienne compatible avec l'application finale, dialysat, conforme à la Pharmacopée.

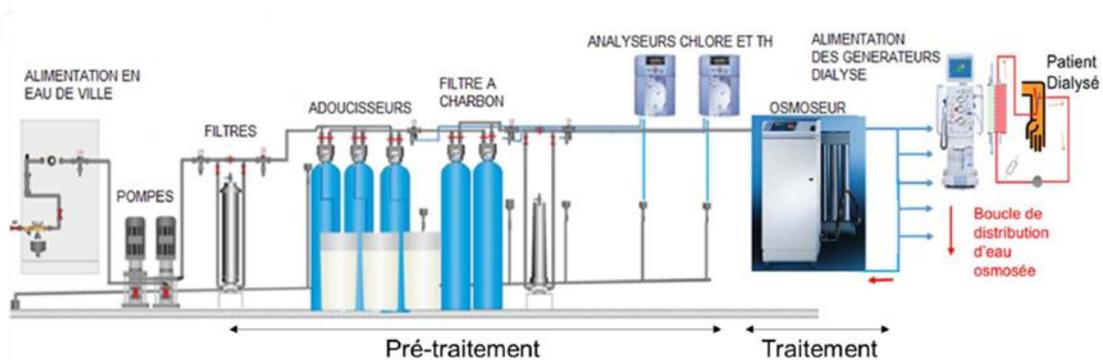
## II.2 Normes requises pour l'eau utilisée en Hémodialyse

Éléments	Eau d'hémodialyse (mg/l)	Éléments	Eau d'hémodialyse (mg/l)
Chlorures	50	Etain	0.1
Fluorures	0.5	Magnésium	1.2
Nitrates	0.2	Mercure	0.001
sulfates	5	Sodium	5
aluminium total	0.01	Potassium	2
ammonium	0.2	Zinc	0.05
calcium	2	Mercure	0.004

**Tableau 2: Les taux maximums tolérés dans l'eau destinée à l'hémodialyse [13]**

## II.3 Circuit de traitement de l'eau pour Hémodialyse a

Compte tenu des enjeux liés au bon fonctionnement du traitement de l'eau. Le secteur biomédical doit participer au maintien de la qualité de l'eau en participant au maintien et au suivi de la qualité de l'eau et son traitement. Par conséquent il se trouve indissociable de la bonne application du traitement de dialyse. Pour obtenir cette qualité, la réglementation préconise les phases suivantes



**Figure 20: Les principaux équipements du traitement d'eau en hémodialyse [14]**

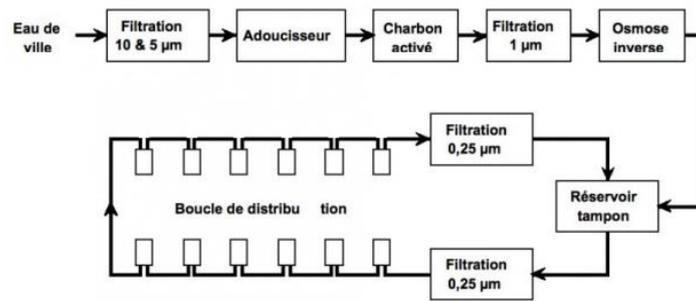


Figure 21: Schéma bloc de la salle de traitement d'eau pour hémodialyse [15]

### II.3.1 Phase de prétraitement

Il consiste à clarifier l'eau pour permettre une protection de l'installation située en aval.

#### II.3.1.1 Préfiltration

Il s'agit d'un ensemble de 2 filtres montés en parallèle pour éliminer les éléments supérieurs à 5µm. Ce filtre protège également divers éléments du processus.

##### II.3.1.1.1 Filtre à sable

Filtre à sable ou anthracite pour première filtration grossière. Par conséquent, ils purifient l'eau dans les particules



Figure 22: Filtre à sable de la salle d'eau de l'hôpital de 'Thenia'

##### II.3.1.1.2 Microfiltres à 10µm - 5µm

Les Microfiltres peuvent retenir des molécules de taille moyenne avec un seuil de coupure de 10µm - 5µm. Ils peuvent donc éliminer la plupart des bactéries pathogènes, alors que les molécules de taille moyenne n'ont pas été éliminées par filtre à sable.

### **II.3.1.2 Adoucissement de l'eau**

Deux adoucisseurs d'eau sont installés en parallèle pour éliminer la dureté de l'eau. L'adoucissement complet de l'eau à base de résine élimine le calcium et le magnésium de l'eau utilisée pour diluer les solutions concentrées, en les remplaçant par du sodium.



**Figure 23: Système adoucisseurs de l'hôpital 'Thenia'**

### **II.3.1.3 Filtre à Charbon Actif**

Le filtre à charbon actif se présente sous la forme d'une cartouche montée, en aval de l'adoucisseur. L'objectif des filtres à charbon est de diminuer la concentration du chlore et l'élimination des goûts, des odeurs dans l'eau.



**Figure 24: Filtre à charbon actif de l'hôpital 'Thenia'**



**Figure 25: Des cartouches de charbon de l'hôpital 'Thenia'**

### II.3.1.4 Filtration

#### II.3.1.4.1 Microfiltres à 1 $\mu$ m

Micropores avec une taille de pore minimale de 0,1  $\mu$ m, permettant l'exclusion des macromolécules organiques et des virus Ce type de filtre n'est utilisé qu'en dialyse pour produire un dialysat ultra pur.



Figure 26 : Microfiltres de l'hôpital 'Thenia'

### II.3.2 Phase de traitement

Après un prétraitement lourd, l'eau est enfin prête à subir la phase finale pour obtenir une eau de très bonne qualité dite ultra pure, cette phase terminale de filtration est acquise par le dispositif d'osmose inverse.

#### II.3.2.1 Osmoseur

L'unité osmotique est constituée de deux membranes semi-perméables à très faible porosité qui ne laissent passer que les molécules d'eau et certaines molécules organiques très proches de l'eau, et d'une pompe qui assure la mise sous pression de l'eau adoucie à son entrée afin d'obtenir suffisamment d'eau pour traverser les membranes.

### **II.3.2.2 Osmose inverse**

Est un procédé de filtration qui utilise une membrane de très faible porosité ( $< 0,1 \text{ nm}$ ) qui n'est perméable qu'au solvant ( $\text{H}_2\text{O}$ ) et aux gaz. Produit une eau de haute qualité (eau de perméat) qui élimine jusqu'à 99 % des ions. La température de fonctionnement idéale pour optimiser les performances de l'unité de perméation se situe généralement entre 17 et 20°C.



**Figure 27: Osmoseur de l'hôpital 'Thenia'**

### **II.3.3 Phase de distribution**

Distribué Il n'y a pas de traitement d'eau pour dialyse sans boucle de distribution. Pour éviter la stagnation de l'eau et donc la prolifération bactérienne, la boucle de distribution doit être la plus continue possible vers les générateurs d'hémodialyse, et ne doit pas comporter de bras ou d'équerre.

## **II.4 Réserve d'eau**

Si dans certains cas il apparaît nécessaire de prévoir un stockage d'eau pour assurer un processus de dialyse en cours, et en cas de défaillance du système de traitement, afin d'éviter toute stagnation d'eau, il est préférable d'utiliser un processus permanent de recirculation ou de mélange (réservoir anaérobie fermé).

## **II.5 Alertes sonores et visuelles**

Ils sont destinés à signaler tout dysfonctionnement de l'unité de traitement d'eau. La dureté et la résistivité de l'eau traitée, ainsi que le débit et la pression, sont des paramètres de fonctionnement qui doivent être surveillés en continu en ligne. Si l'usine de traitement de l'eau est située dans une pièce éloignée, un rapport d'alarme au niveau de la salle de traitement du patient sera fourni.

## **II.6 Désinfection de l'installation de traitement d'eau [16]**

Les points faibles de la chaîne de traitement d'eau de dialyse sont généralement les adoucisseurs, les filtres charbons et les membranes d'osmose ainsi que les points de Piquage ou les raccords sur la boucle.

La désinfection de l'installation doit comprendre la désinfection des générateurs et celle de la chaîne de traitement, et la boucle de distribution. On parle d'une désinfection intégrale (osmoseur, boucle, raccords, générateurs et les circuits primaires des générateurs). Elle est réalisée grâce à différents moyens pouvant être alternés dans le temps :

- Désinfection chimique par l'emploi d'une solution désinfectante (hypochlorite de sodium, acide per acétique ...).
- Désinfection thermique par la circulation d'eau pour hémodialyse portée à la température de 90-125°C.
- Désinfection thermochimique : élévation de la température en présence d'un produit chimique.

### **III. Description de l'appareil fresenius 4008 b [17]**

Le générateur d'hémodialyse permet d'effectuer la dialyse. Il assure la gestion et la surveillance du circuit dialysat et du circuit sanguin extracorporel. Dans ce qui suit on donne description de taillée de procéder d'utilisation et on fournit quelques informations techniques de l'appareil.

Dans le circuit dialysat, 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.

Quelques options rencontres dans le mode d'utilisation de notre appareil représentent le procédé de l'hémodialyse

L'option DIASAFE-plus permet d'effectuer la dialyse avec un dialysat ultra pur. L'option DIASAFE-plus 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 hépariné 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 préviennent 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.

L'option bibag permet la préparation du concentré bicarbonate à partir d'une poche remplie de poudre de bicarbonate de sodium, NaHCO. La transformation de la poudre en solution bicarbonate prête à l'emploi est réalisée dans le générateur.

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

## Chapitre II Traitement de l'eau et description de générateur hémodialyse "fresenius medical care 4008b"

---

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 nécessaires au fonctionnement de l'appareil et à la sécurité du patient.

Avant tout traitement par hémodialyse, il faut effectuer le test de contrôle automatique des fonctions (test de fonctionnalité appelé également test T1). L'appareil vérifie en 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 suivants :

- 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 d'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 bypass 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.

### III.1 Éléments des différents composants du générateur 4008b

#### III.1.1 Générateur d'hémodialyse face avant

Tous ce qui suit est une description de l'appareil via son catalogue

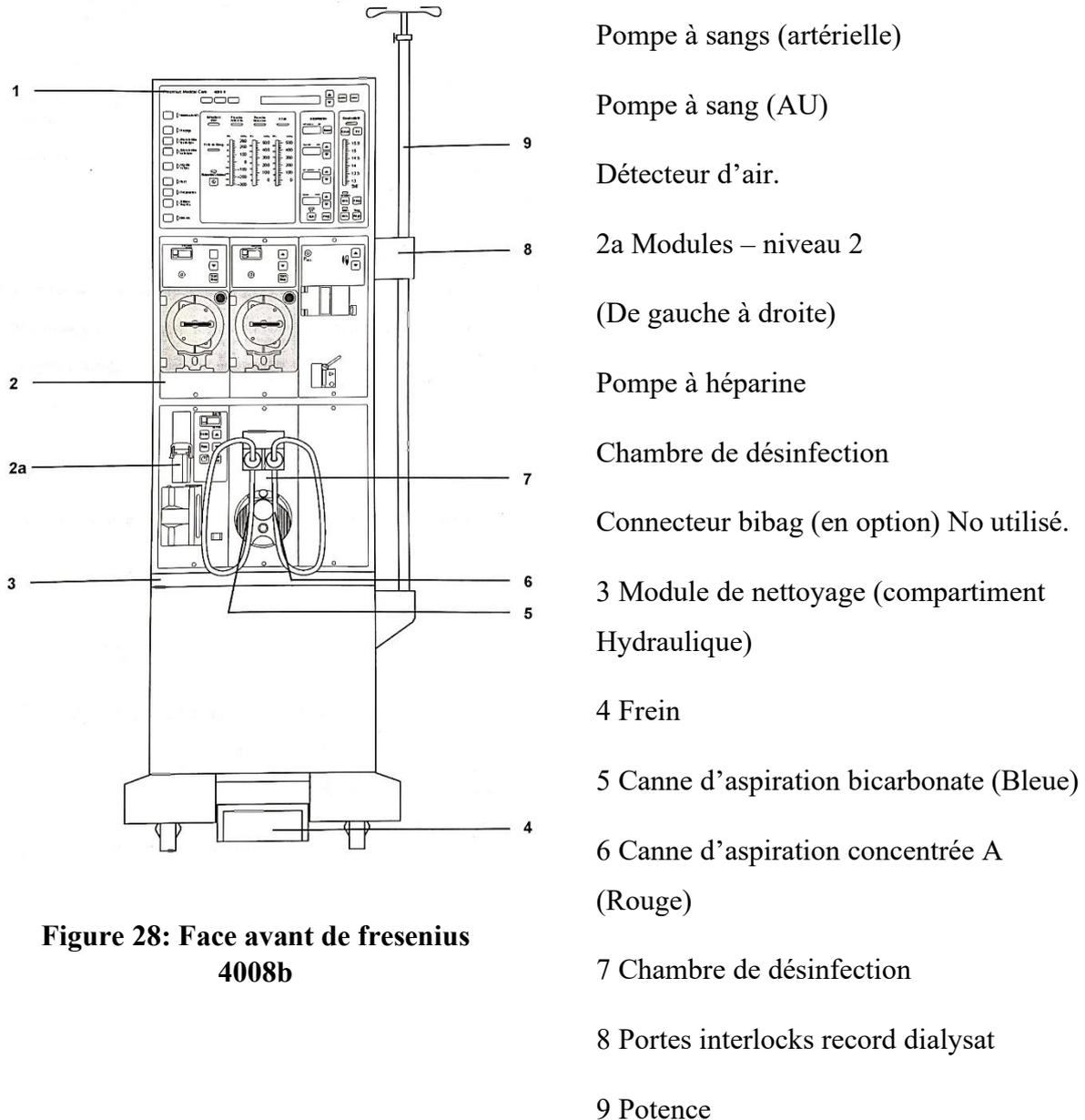


Figure 28: Face avant de fresenius 4008b

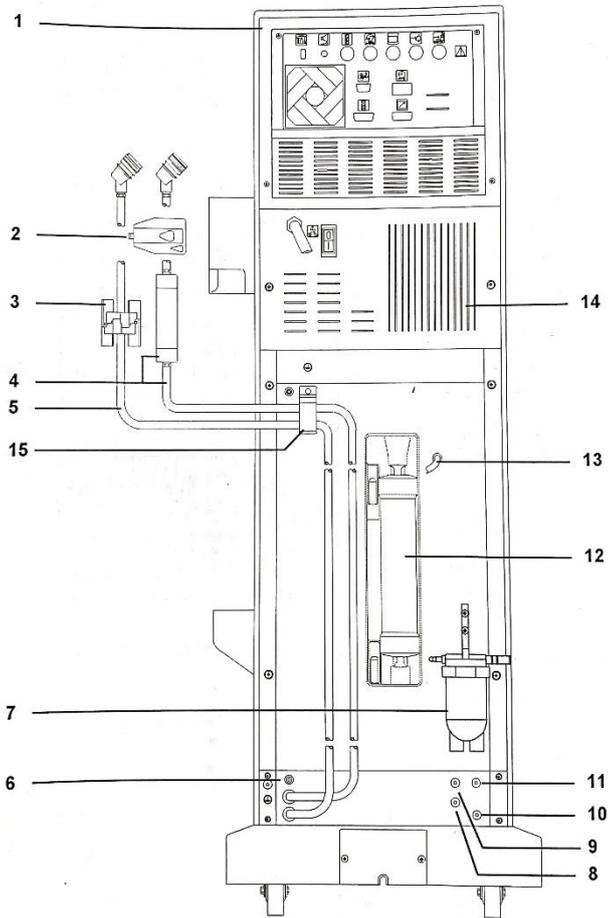
#### Légendes

1 moniteur

2 modules – niveau 1

(De gauche à droite) :

### III.1.2 Générateur d'hémodialyse face arrière



#### Légende

- 1 Moniteur (arrière)
- 2 Site de prélèvement
- 3 Filtre
- 4 Tuyau d'arrivée dialysat avec indicateur de Débit
- 5 Tuyau de retour dialysat
- 6 Connecteur désinfectant
- 7 Filtre d'entrée d'eau, en option
- 8 Connecteur concentré bicarbonate (bleu)  
Pour alimentation centrale, en option
- 9 Connecteur concentré A (rouge) pour  
Alimentation centrale, en option
- 10 Connecteur vidange
- 11 Connecteur d'entrée d'eau (perméat)  
Ou connecteur pour filtre d'entrée d'eau
- 12 DIASAFE (filtre 1) en option
- 13 Mise à l'air
- 14 Bloc d'alimentation
- 15 Bride de fixation pour tuyaux de raccord  
Dialyseur

Figure 29 : Face arrière de fresenius 4008b

### III.2 Moniteur

#### III.2.1 Générateur d'hémodialyse - moniteur face avant

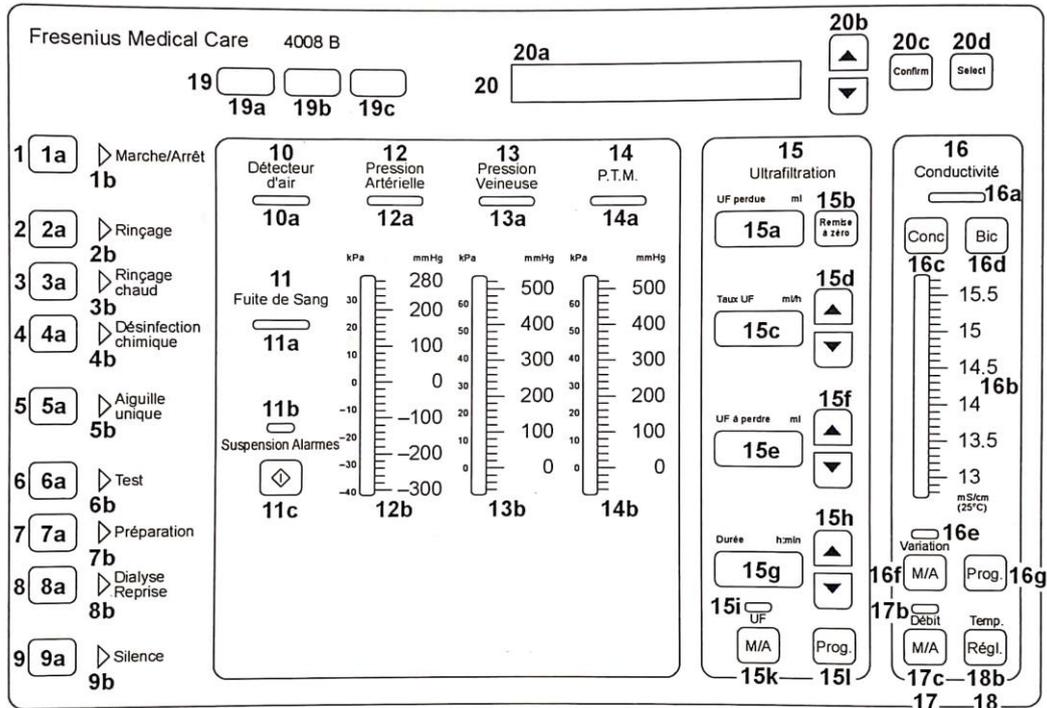


Figure 29: Moniteur face avant de fresenius 4008b

#### Descriptif de la face avant du moniteur

Touches de fonction (N°1 – 9)

1a Touche Marche/Arrêt

5b Voyant AU

1b Voyant Marche/Arrêt

6a Touche Test

2a Touche Rinçage

6b Voyant Test

2b Voyant Rinçage

7a Touche Préparation

3a Touche Rinçage chaud

7b Voyant Préparation

3b voyant Rinçage chaud

8a Touche Dialyse reprise

4a Touche Désinfection chimique

8b Voyant Dialyse reprise

4b voyant Désinfection chimique

9a Touche Silence

5a Touche Aiguille unique

9b Voyant Silence

## Chapitre II Traitement de l'eau et description de générateur hémodialyse "fresenius medical care 4008b"

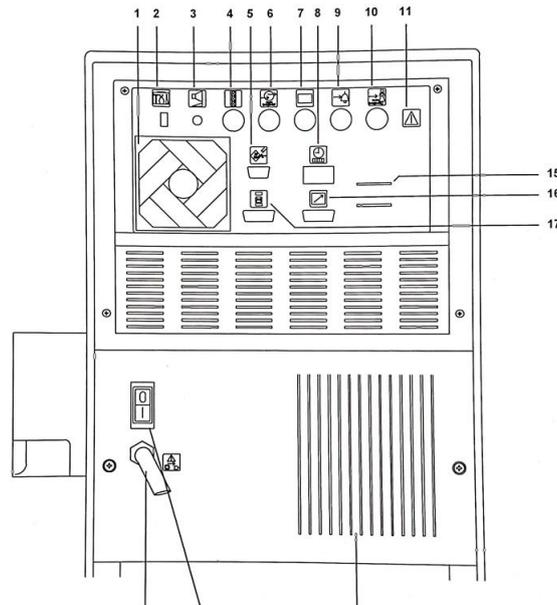
---

Moniteur circuit sang (N° 10 -14)		12b Échelle de mesure de Pression artérielle
10a Témoin d'alarme du Détecteur d'air		
11a Témoin d'alarme de Fuite de sang		13a Témoin d'alarme de Pression veineuse
11b Témoin de suppression alarme		13b Échelle de mesure de PV
Suspension alarme		
11c Touche de suppression alarme		14a Témoin d'alarme de pression transmembranaire
Suspension alarmes		
12a Témoin d'alarme de Pression artérielle		14b Échelle de mesure de P.T.M
Moniteur d'ultrafiltration (N°15)	15h▲ Touche augmenter et ▼ Touche diminuer de la Durée de dialyse	16g Touche Variation Prog
15a Affichage de l'UF perdu	15i Voyant UF	17b Voyant Débit
15b Touche Remise à zéro	15k Touche UF M/A	17c Touche Débit M/A
15c Affichage du TAUX UF	15l Touche UF Prog	18b Touche Régl.
15d▲ touche augmenter et ▼touche diminuer de taux UF	Moniteur circuit dialysat (N°16 – 18)	Voyants témoin d'état (N°19)
15e Affichage de l'UF à perdre	16a Témoin d'alarme de Conductivité	19a Témoin d'état vert (marche)
15f▲ Touche augmenter et ▼ Touche diminuer de l'UF à perdre	16b Échelle de mesure de Conductivité	19b Témoin d'état jaune
15g Afficheur de la Durée de dialyse à effectuer	16c Touche Conc	19c Témoin d'état rouge (alarme)
	16d Touche Bic	Écran / Entrée données (N°20)
	16e Voyant Variation	20a Afficheur
	16f Touche Variation M/A	20b Touches ▲ et ▼

20c Touche Confirm

20d Touche select

### III.2.2 Générateur d'hémodialyse –moniteur face arrière et bloc d'alimentation



**Figure 30: Moniteur face arrière et bloc d'alimentation de fresenius 4008b**

Descriptif de la face arrière du moniteur Et bloc d'alimentation

1 ventilateur	6 Raccord entrée / sortie (pour appareil périphériques)	13 Interrupteur d'alimentation
2 Switch service technique	7 Raccord écran	14 Cordon d'alimentation avec vis d'arrêt
3 Réglage de puissance de l'alarme	8 Compteur d'heures de service	15 Haut-parleur d'alarme
4 Raccord pour lampe / témoin d'état (en option)	9 Raccord entrée alarme	16 Prise pour télécommande 4008
5 Interface RS232	10 Raccord sortie alarme	17 Interface clef ID patient
	11 Pictogramme	
	12 Bloc d'alimentation	

### III.3 Modules

#### III.3.1 Pompe à sang (artérielle)

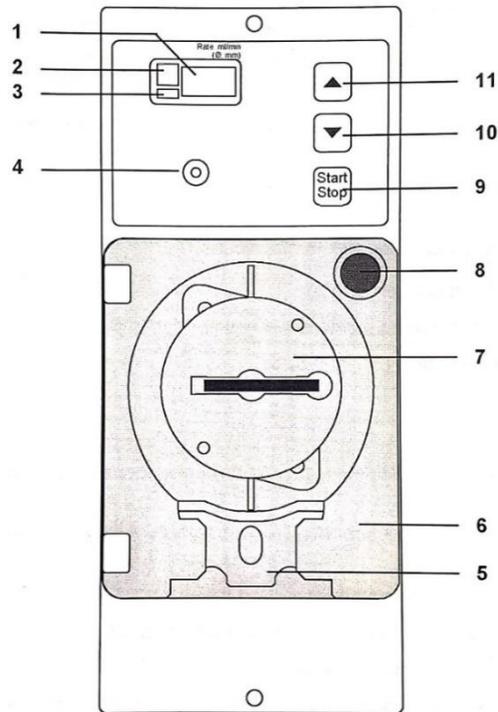


Figure 31: Pompe à sang (artérielle) de fresenius 4008b

#### 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 ▼ (permettent de réduire le débit sanguin ou la valeur du diamètre CPS)

11 Touche ▲ (permettent d'augmenter le débit sanguin ou la valeur du diamètre CP)

### III.3.2 Pompe à héparine

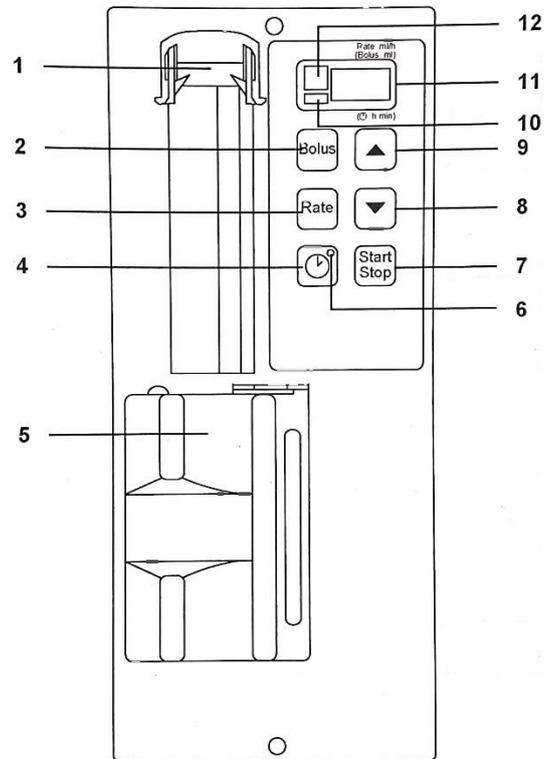


Figure 32: Pompe à héparine de fresenius 4008b

#### Descriptif de la pompe à héparine

- |  |   |
|--|---|
| 1 Pousse-seringue (déplace le piston de la seringue) | 7 Touche Start/stop (mise en marche / arrêt de la pompe a héparine)               |
| 2 Touche Bolus                                       | 8 Touche ▼ (pour réduire le débit ou le temps et descendre le piston)             |
| 3 Touche Rate (Débit – pour régler le débit)         | 9 Touche ▲ (pour augmenter le débit ou le temps et descendre le piston)           |
| 4 Touche Time (pour régler le compteur horaire)      | 10 Voyant Fonctionnement (vert)   |
| 5 Berceau du corps de seringue                       | 11 Affichage (indique le débit, le temps, le volume du bolus ou le code d'erreur) |
| 6 Voyant Compteur horaire (vert)                     | 12 Voyant Alarme (rouge)  |

### III.3.3 Détecteur d'air

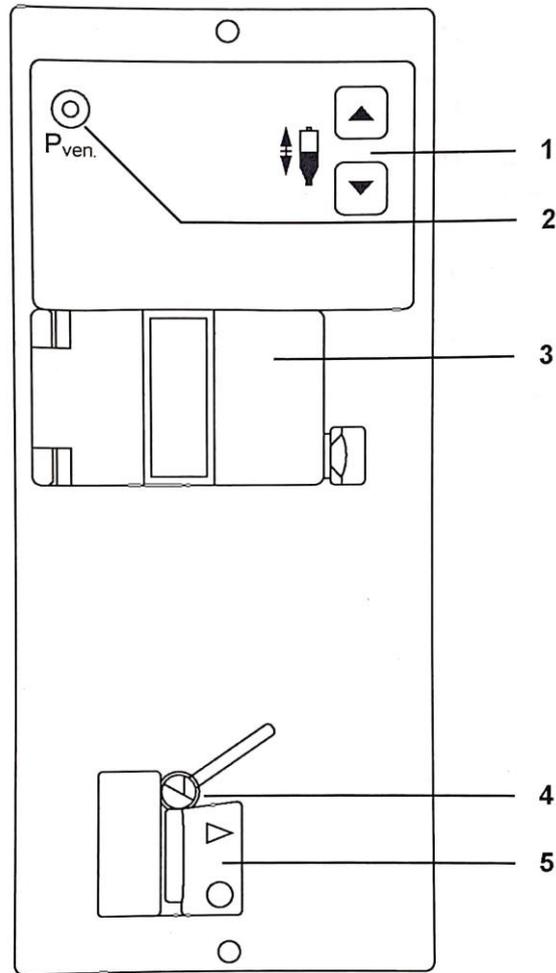


Figure 33: Détecteur d'air de fresenius 4008b

#### 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 ultrason
- 4 Clamp veineux
- 5 Détecteur colorimétrique

III.4 Schéma de l'hydraulique plus 4008 b

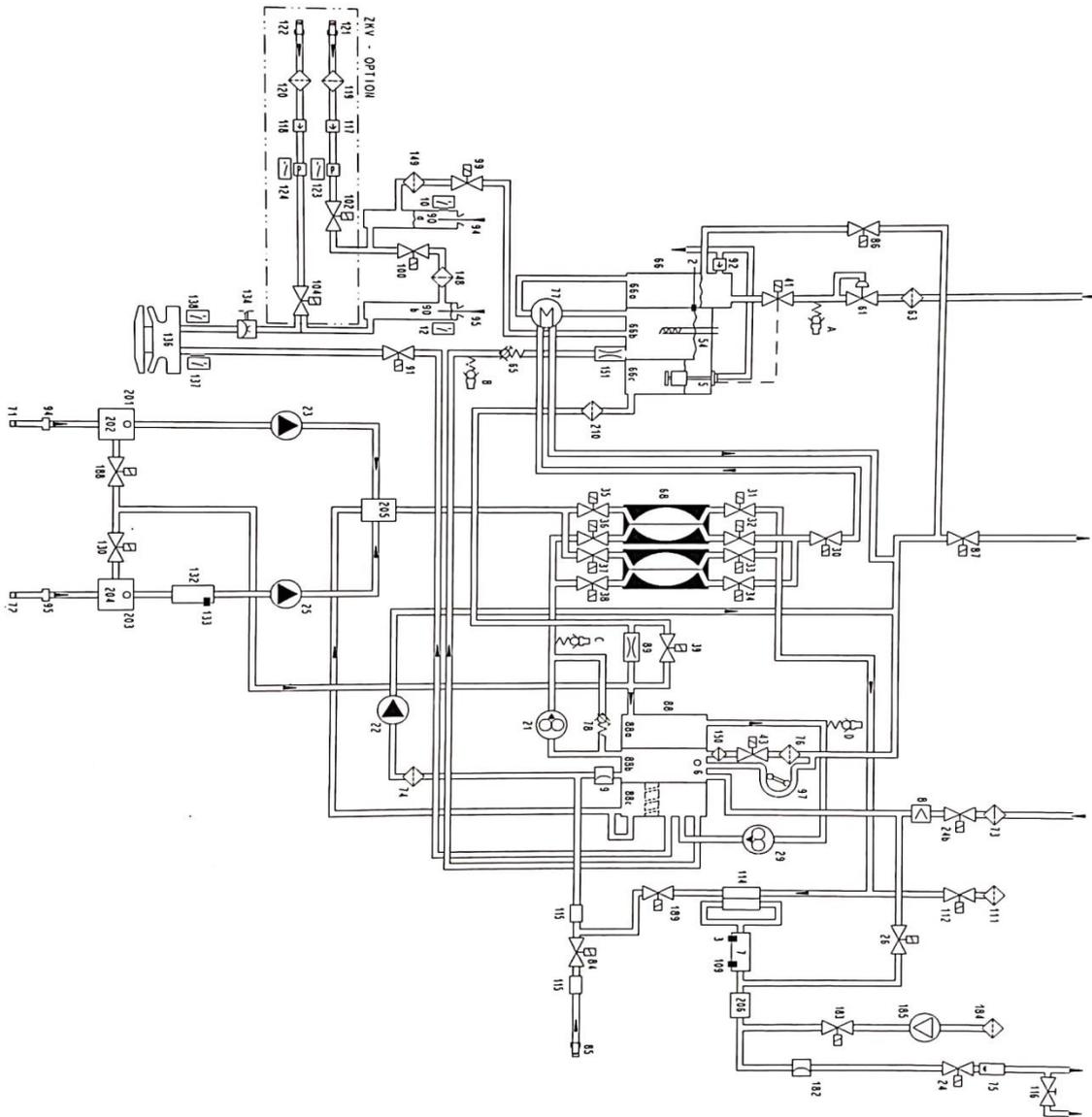


Figure 34: Schéma de l'hydraulique plus 4008 b

<b>Légende</b>	7 Cellule de conductivité	12 Contact reed pour bicarbonate
2 Sonde régulation température	8 Détecteur de fuite de sang	21 Pompe de débit
3 Sonde lecture température	9 Capteur de pression	22 pompe UF
5 Flotteur	10 Contact reed pour concentrer A	23 Pompe de concentré A
6 Détecteur de niveau		24 Électrovanne 1 arrivée dialysat

## Chapitre II Traitement de l'eau et description de générateur hémodialyse "fresenius medical care 4008b"

24b Électrovanne 2 retour dialysat	66a Chambre d'entrée d'eau	88a Chambre de dégazage
25 pompe bicarbonate	66b Chambre de chauffage	88b Débulleur secondaire
26 Électrovanne de bypass	66c Chambre de flotteur	88c Débulleur principal
29 pompe de dégazage	68 Module d'équilibre volumétrique	89 Restriction de dégazage
30 Electrovanne de sortie	71 Filtre concentré A	90a Chambre de désinfection canne concentré A
31 Electrovanne 1 MEV	72 Filtre bicarbonate	90b Chambre de désinfection canne bicarbonate
32 Electrovanne 2 MEV	73 Filtre externe retour dialysat	91 Electrovanne rinçage/remplissage bibag®
33 Electrovanne 3 MEV	74 Filtre UF	92 Clapet de mise à l'air
34 Electrovanne 4 MEV	75 Indicateur de débit externe	94 Canne d'aspiration concentré À
35 Electrovanne 5 MEV	76 Filtre électrovanne de remplissage	95 Canne d'aspiration bicarbonate
36 Electrovanne 6 MEV	77 Échangeur thermique	97 Pompe Débulleur
37 Electrovanne 7 MEV	78 Clapet taré	99 Electrovanne chambre désinfection
38 Electrovanne 8 MEV	84 Electrovanne désinfectant	100 Electrovanne chambre désinfection
39 Electrovanne de désinfection/rinçage	85 Connecteur désinfectant	102 Electrovanne concentré A (Option Centrale)
41 Electrovanne d'entrée d'eau	86 Electrovanne de recirculation	
43 Electrovanne débulleur	87 Électrovanne d'égout	
54 Résistance chauffante	88 Bloc dialysat	

## Chapitre II Traitement de l'eau et description de générateur hémodialyse "fresenius medical care 4008b"

104 Electrovanne bicarbonate (Option Centrale)	130 Electrovanne vidange bibag <sup>®</sup>	182 Capteur de pression 2
109 Sonde de température	131 Bloc bibag <sup>®</sup>	183 Electrovanne de test DIASAFE <sup>®</sup> plus
111 Filtre hydrophobe DIASAFE <sup>®</sup> plus	131a Chambre dégazage bibag <sup>®</sup>	184 Filtre électrovanne de test DIASAFE <sup>®</sup> plus
112 Electrovanne de mise à l'air DIASAFE <sup>®</sup> plus	131b Chambre de dilution bibag <sup>®</sup>	185 Compresseur
114 Filtre dialysat DIASAFE <sup>®</sup> plus	132 Cellule de conductivité bibag <sup>®</sup>	188 Electrovanne de purge
115 Sondes détection désinfectant	133 Sonde de température bibag <sup>®</sup>	189 Electrovanne Flush Dialysat
116 Site de prélèvement	134 Capteur de pression bibag <sup>®</sup>	201 Débulleur
117 Clapet anti-retour concentré A	135 Détecteur de niveau bibag <sup>®</sup>	202 Détecteur de niveau bibag <sup>®</sup>
118 Clapet anti-retour bicarbonate	136 Connecteur bibag <sup>®</sup>	203 Débulleur
119 Filtre concentré A	137 Switch 1 bibag <sup>®</sup>	204 Détecteur de niveau concentré A
120 Filtre bicarbonate	138 Switch 2 bibag <sup>®</sup>	205 Point de dosage concentré À / bicarbonate
121 Connecteur concentré A	148 Filtre électrovanne chambre de désinfection V100	206 Chambre de volume tampon
122 Connecteur bicarbonate	149 Filtre électrovanne chambre de désinfection V99	210 Filtre (réduction de dégazage)
123 Switch de pression pour électrovanne V102	150 Filtre électrovanne de remplissage	Points de mesure hydraulique
124 Switch de pression pour électrovanne V104	151 Restriction	A Pression d'entrée d'eau B Pression de charge du module d'équilibre

### III.5 Caractéristiques techniques

#### III.5.1 Dimensions, poids et matériau de la caisse

Dimensions	
Poids	80Kg environ
Hauteur	133 cm (sans la potence) environ
Largeur	49,5 cm environ
Profondeur	34cm (sans le socle) environ
Surface au sol	48 x 63 cm <sup>3</sup> Environ

Tableau 3 : Dimensions, poids et matériau de la caisse

### III.5.2 Sécurité électrique (Classification selon EN 60601-1, IEC 601-1)

Type de protection contre les chocs électriques	Classe I
Degré de protection contre les chocs électriques	Type B Symbole 
Protection contre les infiltrations de liquides	Protégé contre les projections Symbole IPX1
Courant de fuite	conforme VTS

**Tableau 4 : Sécurité électrique (Classification selon EN 60601-1, IEC 601-1)**

### III.5.3 Alimentation électrique

Tension du réseau		Consommation		Raccordement au secteur
230 V AC, +6, -10 % 50/60 Hz	~ (courant alternatif)	Dialyse	Désinfection	16 A
		env.6 A, avec une température d'arrivée d'eau de 17 °C	env.9 A, avec une température de 84 °C	
		une température de dialysat de 37 °C	un débit de 450 ml/min	
240 VAC, ±10 % 50/60 Hz	~ (courant alternatif)			
110 VAC ±10 % 50/60 Hz	~ (courant alternatif)			

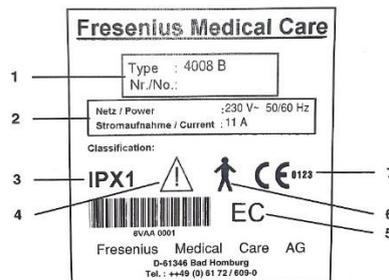
100 VAC, ±10 % 60 Hz	 (courant alternatif)	un débit de dialysat de 500 ml/min		
127VAC ±10 % 60 Hz	 (courant alternatif)			

**Tableau 3: Alimentation électrique**

Alimentation électrique (interne)	Batterie
+5 V, +0,3 V, (résistant au court-circuit) +12 V, +0,4 V, (résistant au court-circuit) +24 V, +0,7 V, (résistant au court-circuit)	Accumulateur au plomb (sans entretien)  18 V (=3x6V)/3Ah

**Tableau 4: Alimentation électrique**

### III.5.4 Plaque signalétique



**Figure 35: Plaque signalétique**

#### Légende

- |  |   |
|--|---|
| 1 Désignation du modèle, numéro de série   | 5 Code d'équipement   |
| 2 Paramètres de raccordement   | 6 Degré de protection contre les chocs électriques : type B |
| 3 Protection contre les infiltrations de liquides : protégé contre les projections | 7 Identification CE   |
| 4 Attention, se référer à la documentation   |   |

**III.5.5 Conditions de fonctionnement tableau 07**

<b>Pression d'entrée d'eau</b>	1,5 à 6,0 bars
<b>Température de l'eau</b>	5 °C à 30°C avec rinçage thermochimique intégré : 85 °C jusqu'à 95 °C
<b>Débit d'arrivée d'eau</b>	1,3 l/min. pour une pression d'entrée de 1,5 bar
<b>Vidange</b>	0 à 100 cm au-dessus du sol, 5 cm de chute libre au minimum. L'écoulement doit être plus bas que le dialyseur
<b>Alimentation en concentrés</b>	0 à 100 mbar, hauteur max. d'aspiration : 1m, hauteur de chute : 0 m (pour l'alimentation centrale de concentrés, en option : 0 à 500 mbar)
<b>Dégagement calorique</b>	Dialyse : 400 watt env. (à une température ambiante de 20 °C)  Rinçage chaud : 520 watt env. (à une température ambiante de 20 °C)
<b>Température de fonctionnement</b>	15°C à 35°C
<b>Pression atmosphérique</b>	700 hPa jusqu'à 1060 hPa
<b>Humidité relative</b>	30 % à 75 %, pour une courte durée  95 %
<b>Immobilisation temporaire de l'appareil</b>	Nous vous recommandons d'effectuer un programme de désinfection thermochimique sans refroidissement (PGM 2) avant d'immobiliser l'appareil

	et de procéder à une désinfection avant la remise en service
<b>Stockage et transport</b>	Dans les deux cas, il faut remplir l'appareil avec une solution antigel et antibactérienne  Composition :  48,75 % d'eau, 48,75 % de glycérine, 2,5 % de Téta-Plus  Ou  49,875 % d'eau, 49,875 % de glycérine, 0,25 % de ClearSurf™
<b>Résistance au gel</b>	Jusqu'à -20 °C env
<b>Température de stockage</b>	-20 °C à +60 °C (avec antigel)  +5 °C à +60 °C (sans antigel)
<b>Stabilité</b>	10°
<b>Charge maximale de la potence</b>	Maximum 20 kg Charge maximale par crochet : 6 kg

**Tableau 5: Conditions de fonctionnement**

### **III.5.6 Suspension des alarmes**

Une fois l'anomalie est détectée on a des alarmes qui se déclenchent pendant des durées bien programmées.

**Arrêt de l'alarme sonore :** Arrêt alarme sonore : réglage dans le SETUP de 1 à 2 minutes (réglage d'origine : 1 minute)

**Suspension fuite de sang :** Durée de la suspension : 2 minutes.

**Suspension de l'alarme :** La touche Dialyse/Reprise suspend :

Une alarme de pression artérielle et veineuse pendant 8 secondes environ.

Une alarme de fuite de sang pendant 8 secondes environ.

Une alarme PTM pendant 2 minutes environ (la durée dépend du coefficient UF).

Lors de la suspension d'un système de protection l'utilisateur est responsable de la sécurité du patient.

### **III.5.7 Modes de fonctionnement**

- **Test de fonctionnalité** : c'est un test automatique de contrôle des systèmes de protection qui doit être effectué avant chaque dialyse.

Ce test est obligatoire après :

- 1) La mise en marche (mais pas après une coupure)
- 2) Les programmes de nettoyage.

La mise en marche dont les étapes sont :

- **Préparation** des tubes qui est définie par
- **Remplissage des lignes à sang** : Remplissage automatique des lignes à sang en appuyant sur la touche –Préparation. Le remplissage s'interrompt automatiquement dès que le piège à bulles veineux est plein, cependant il s'interrompra au bout de 1 à 5 minutes au maximum (durée réglable dans le SETUP).
- **On distingue 02 méthodes de Dialyse** : une est dit Acétate l'autre est dite dialyse Bicarbonate. Dans notre hôpital on utilise la méthode de dialyse au bicarbonate.
- **Pour le Programmes de nettoyage**, il s'agit de :
  - Rinçage et désinfection chimique : Temps réglable par le SETUP, température : 37°C environ, débit 600 ml/min.
  - Rinçage chaud / Désinfection thermochimique / Rinçage chaud via la boucle de distribution d'eau : Temps réglable par le SETUP, température - 84 °C débit 450 ml/min

La dialyse épure le sang au travers le dialyseur grâce à des échanges entre le sang et le dialysat.

### **III.6 Dialysat pour dialyse au bicarbonate**

Une fois mélangé, l'acide acétique provenant du concentré Acide entre en réaction avec une quantité égale de bicarbonate. Il se forme de l'acide carbonique et de l'acétate de sodium

## Chapitre II Traitement de l'eau et description de générateur hémodialyse "fresenius medical care 4008b"

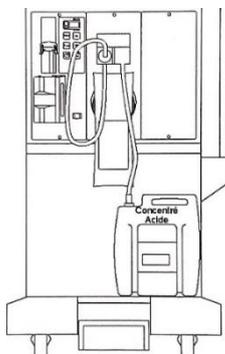
Avec le réglage d'origine des pompes, on obtient la composition ionique suivante :

### Pour SK-F 203 (402A) et bicarbonate de sodium 8,4%

Sodium	138.00 mEq/l	138.00 mmol/l
Potassium	2.00 mEq/l	2.00 mmol/l
Calcium	3.50 mEq/l	1.75 mmol/l
Magnésium	1.00 mEq/l	0.50 mmol/l
Chlorure	109.50 mEq/l	109.50 mmol/l
Acétate	3.00 mEq/l	3.00 mmol/l
Bicarbonate	32.00 mEq/l	32.00 mmol/l

### Pour SK-F 003 (PGS 01) et bicarbonate de sodium 8,4%

Sodium	138.00 mEq/l	138.00 mmol/l
Potassium	0.00 mEq/l	0.00 mmol/l
Calcium	3.50 mEq/l	1.75 mmol/l
Magnésium	1.00 mEq/l	0.50 mmol/l
Chlorure	109.50 mEq/l	109.50 mmol/l
Acétate	3.00 mEq/l	3.00 mmol/l
Bicarbonate	32.00 mEq/l	32.00 mmol/l



**Figure 36: Dialyse bicarbonate**



**Figure37: Composition de la solution concentrée acide**

### III.7 Le dialyseur [18]

Représenté sur (figure 39), il est comparable à un échangeur tubulaire dans lequel le sang et le dialysat circulent à contre-courant. Les transferts s'effectuent au contact d'une membrane cellulosique ou synthétique constituée d'une multitude de fibres creuses, dont la perméabilité varie en fonction de l'efficacité et du type de dialyse recherchée.

#### III.7.1 Dialyseurs à fibres creuses

Ils sont constitués par la juxtaposition de 10 à 15000 fibres creuses, ou capillaires, avec un diamètre interne de 200 à 300  $\mu\text{m}$  et une épaisseur membranaire de 10 à 40  $\mu\text{m}$ . Le faisceau de fibres est renfermé dans une gaine rigide munie d'embouts pour le sang et le liquide de dialyse. Le sang circule à l'intérieur des fibres, tandis que le dialysat s'écoule à contre-courant à l'extérieur des capillaires (Figure 39). En raison du rapport élevé de la surface effective de dialyse au volume sanguin et de son absence pratiquement complète d'extensibilité, ce dispositif est théoriquement le meilleur, ce d'autant que son contenu en sang est plus réduit encore que pour les dialyseurs en plaques. De plus, ces dialyseurs sont légers, de faibles dimensions et aisés à manipuler. Tous ces avantages combinés expliquent que ce type de dialyseur soit actuellement le plus utilisé dans le monde.

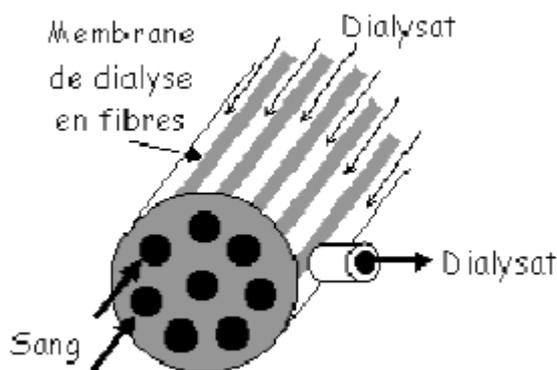


Figure 38: Représentation schématique des dialyseurs à fibres creuses



Figure 39: Dialyseur FX120

### III.8 Systèmes de protection

La protection de procédé de fonctionnement de l'appareil est de haute importance car il s'agit de vie des patients pour cela on prévoit des détecteurs pour toute anomalie possible. Les problèmes souvent rencontrés sont fuite de sang et présence des bulles d'air d'où on y'utilise les détecteurs suivants :

#### III.8.1 Détecteur de fuite de sang :

Le détecteur de fuites sanguines est un capteur optique non invasif qui détecte les plus petites quantités de sang dans les dialysats sur des tubes transparents en plastique souple.

Le fonctionnement est le suivant : Lorsque le débit de dialysat est arrêté, l'alarme fuite de sang se déclenche avec retard. Ce retard dépend de la quantité de liquide qui se trouve dans la partie hydraulique comprise entre le dialyseur et le détecteur de fuite de sang (quantité totale de liquide environ 110 ml) ainsi que de l'importance de la rupture de la membrane du dialyseur. En outre, le déclenchement d'une alarme fuite de sang dépend du réglage du taux d'ultrafiltration.

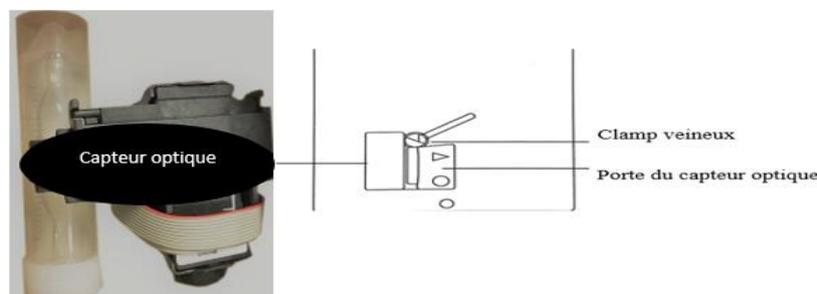


Figure 40 : Détecteur de fuite de sang

#### III.8.2 Détecteur d'air

C'est un système de sécurité mis contre l'infiltration des bulles d'air, il utilise la technique de détection à ultrasons ou infrarouge.

Le Détecteur d'air fonctionne dès que le seuil de déclenchement ait lieu. Ce seuil se présente par une baisse du niveau du liquide, bulles d'air, mousse ou micro mousse (mélange sang/air) sur l'ensemble de la plage de débit sanguin de 0 à 600 ml/min.

Une alarme se déclenche après détection de 5 ml d'air dans un volume de 600 ml par minute.

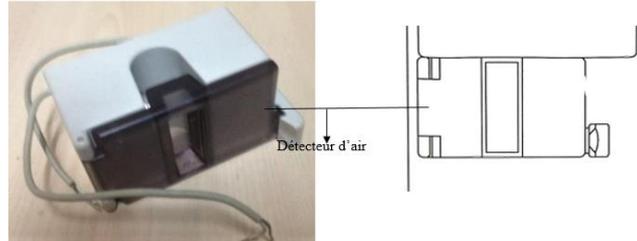
## Chapitre II Traitement de l'eau et description de générateur hémodialyse "fresenius medical care 4008b"

---

L'indication du volume d'air se rapporte à des microbulles d'un diamètre  $< 10 \mu\text{m}$  et dans le cas de l'utilisation des lignes agréées pour le générateur.

Procédé : transmission d'ultrasons ou d'infrarouge.

Par la suite on va choisir d'étudier en détail le détecteur d'air dans tout le reste de ce mémoire



**Figure 41: Détecteur d'air**

#### IV. Conclusion

L'hémodialyse reste aujourd'hui l'examen de référence pour l'insuffisance rénale chronique cet examen fait en fait ce que les reins de l'être humain sont censés faire, ce qui est très important.

Dans ce chapitre nous avons exploré le fresenius 4008b en vue de connaître sa constitution et son mode de fonctionnement. Nous avons aussi appris le principe de traitement de l'eau

L'étude théorique nous a permis de bien comprendre le déroulement de traitement et ce en but de se familiariser avec la partie la plus importante et la plus responsable, car cette dernière est nuisible à la santé de manipulateur et le patient en même temps.

Le chapitre suivant sera consacré à l'étude d'un capteur pour la surveillance qui est

“ Le détecteur de présence des bulles d'air “

---

**Chapitre III**

**Détection de  
présence des bulles  
d'air**

---

### I. Introduction

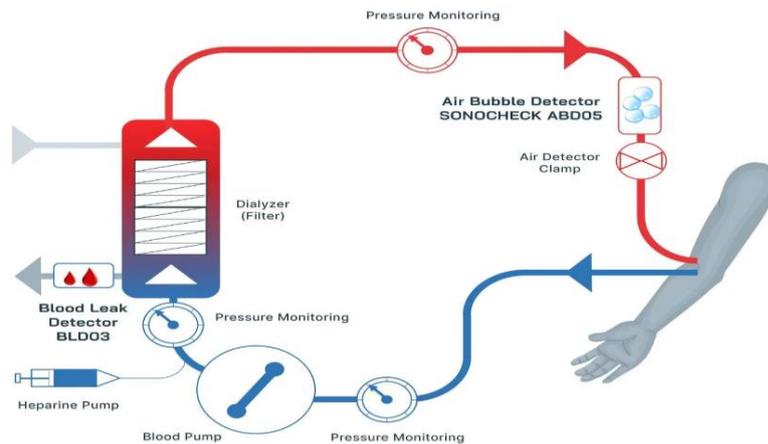
L'hémodialyse est un traitement médical essentiel et de routine pour lequel la sécurité est devenue une priorité clinique. Par conséquent, le processus nécessite une chaîne d'interventions pour assurer une sécurité maximale du patient. Les appareils de dialyse combinent une variété de capteurs pour la surveillance de la pression, du débit et du niveau de liquide ainsi que pour la détection des fuites et de l'air dans le système de tubulures. Les capteurs de qualité médicale doivent répondre à des exigences très restrictives. Ils doivent être très précis, résistants aux influences extérieures, fonctionner en toute sécurité à tout moment et garantir une longue durée de vie.

Dans ce chapitre nous allons étudier le détecteur d'air et les logiciels utilisés pour la réalisation et l'implémentation des détecteurs. Nous commencerons par décrire le principe de fonctionnement de chaque matériel utilisé, ensuite nous allons commencer la simulation.

### II. La circulation sanguine extracorporelle pendant la procédure de dialyse [19]

En tant que circuit extracorporel, l'appareil de dialyse se substitue à la fonction rénale pendant le traitement. Le sang du patient est redirigé du circuit intracorporel vers le circuit extracorporel. La diffusion proprement dite entre le sang et le liquide de dialyse est traitée dans le dialyseur dans lequel une membrane polymère biocompatible sépare les deux fluides l'un de l'autre. Enfin, les toxines et/ou l'eau sont éliminées du sang à travers la membrane, ou filtre, comme la membrane est souvent nommée.

Pendant le processus de transfert du sang du corps humain vers la machine de dialyse et retour, ainsi que pendant la diffusion membranaire elle-même, il existe de nombreux paramètres critiques à surveiller et à contrôler. Pour des raisons de sécurité du patient, la circulation sanguine est surveillée en permanence en ce qui concerne la présence de bulles d'air car elles peuvent entraîner des embolies gazeuses potentiellement mortelles. Les défauts de membrane dans le dialyseur, à leur tour, peuvent provoquer accidentellement une perte de sang à travers le dialysat séparé. Pour cette raison, le tube de décharge du dialysat est constamment surveillé pour détecter les fuites de sang et les bulles d'air. La fig. 43 illustre le processus de la surveillance.



**Figure 42: Illustration simplifiée d'un processus de dialyse avec le capteur de bulles d'air SONOCHECK ABD05 et le détecteur de fuites de sang BLD [19]**

### III. CAPTEURS DE BULLES D'AIR [19]

Comme il a été souligné ci-dessus les capteurs d'air peuvent être de plusieurs technologies. Dans notre appareil le capteur est à ultrason. Le capteur choisi dans l'implémentation et la simulation est à infrarouge. Dans ce qui suit on va décrire les deux types en détail.

#### III.1 Capteurs de bulles d'air ABD à ultrason non invasive SONOCHECK

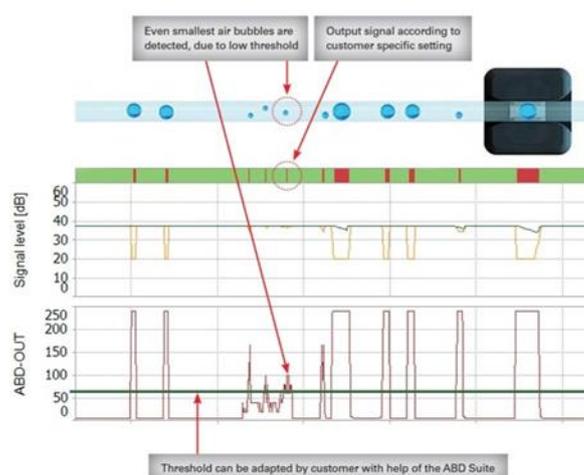
Les capteurs pour la technologie médicale sont d'une importance capitale. Ce sont des composants essentiels pour la surveillance de nombreux appareils médicaux, analytiques et de laboratoire. Les capteurs de bulles d'air SONOCHECK ABD [19] sont largement utilisés dans les machines de dialyse pour l'HD. Ils sont appliqués pour une détection rapide et sûre des bulles d'air dans le trajet veineux de la circulation sanguine extracorporelle. En pressant le tube dans le canal de mesure du capteur, une manipulation simple du tube est garantie. Cela permet un couplage à sec sans avoir besoin de mécanismes de fermeture supplémentaires. La conception sophistiquée du capteur garantit également une utilisation facile d'une seule main et un processus de nettoyage en douceur. Le détecteur d'air lui-même est intégré dans le panneau avant de la machine de dialyse et agit comme le dernier élément de sécurité avant de renvoyer le sang au patient.



**Figure 43: Détecteur de bulles d'air non invasif SONOCHECK ABD pour applications médicales [19]**

### III.1.1 Mode de fonctionnement

Diverses techniques utilisées pour détecter les bulles d'air dans les fluides en écoulement sont la méthode photoélectrique, la méthode capacitive, la méthode infrarouge et la méthode par ultrasons. Un capteur à bulles à ultrasons non invasif (utilisé dans notre appareil) typique utilise deux transducteurs piézoélectriques à ultrasons qui fonctionnent comme un émetteur et un récepteur. Le principe de détection de l'air présent dans le fluide en écoulement est basé sur la grande différence d'impédance acoustique qui existe entre la paroi du tube ou fluide et l'air. Les détecteurs de bulles d'air ont des possibilités d'application dans les domaines de la technologie médicale, pharmaceutique et alimentaire.



**Figure 44: La différence d'impédance acoustique dans le cas de présence d'air [19]**

### IV. Transducteurs ultrasons

La production d'ultrasons est réalisée par des transducteurs piézoélectriques. Ces transducteurs permettent la **conversion d'une énergie électrique en une énergie mécanique** et réciproquement.

Il est préférable de spécialiser ceux-ci en fonction de leur utilisation :

- En émission : les propriétés recherchées seront le rendement et la capacité d'émettre un signal de fort niveau,
- En réception : la sensibilité et le rapport signal/bruit seront les caractéristiques déterminantes de la performance du transducteur.

Il est possible d'utiliser un transducteur en émission/réception, notamment pour les systèmes de mesure ou les techniques de contrôle.

### V. Capteur infrarouge [20]

Un capteur infrarouge est un détecteur réagissant à un rayonnement infrarouge. On distingue deux types de détecteurs IR :

- Les « thermo détecteurs ». Ces détecteurs réagissent à un changement de température par la variation d'une de leurs propriétés physiques : résistance électrique (bolomètre), thermoélectricité (thermocouple, thermopile), charge de surface-capacité (pyromètre), expansion thermique (cellule de Golay) ...
- Les « photo détecteurs ». Ces détecteurs fonctionnent par absorption de photons IR et photo génération de porteurs de charge (effet photovoltaïque ou photoconducteur) créant un excès de courant dans le matériau (photocourant). Les principaux photo détecteurs sont les photodiodes PN (principalement en tellurure de mercure-cadmium - HgCdTe), les photodiodes PIN à hétérojonction de type II, à base d'antimoine, les QWIP (quantum well infrared photo detector) et les QDIP (quantum dot infrared photo detector).



Figure 45: Capteur infrarouge universel [20]

### V.1 Composition d'un capteur infrarouge

Le fonctionnement de la détection infrarouge repose sur trois éléments clé qui fonctionnent de concert, de façon similaire à ce que l'on connaît avec l'œil humain. Il y a d'abord l'objectif, chargé de canaliser les rayons lumineux infrarouges à la façon de la pupille, exactement comme un objectif d'appareil photo. Il y a ensuite le capteur proprement dit, similaire à la rétine, qui réagit en fonction de la longueur d'onde exacte du signal reçu. Enfin, il y a la partie électronique, qui serait le nerf optique dans l'œil humain : c'est elle qui convertit les perceptions du capteur en informations utiles pour le système d'alarme.

## VI. OUTILS NECESSAIRES POUR L'IMPLEMENTATION ET LA SIMULATION DES CAPTEURS

Dans l'implémentation et la simulation électronique dans le milieu étudiant on distingue deux outils connus par leur simplicité, abondance et disponibilité d'information. Ces deux outils sont bien entendu l'Arduino et le logiciel Proteus.

### VI.1 Concepts importants [21]

#### VI.1.1 Plateforme Arduino

C'est une plateforme open-source d'électronique programmée qui est basée sur une simple carte à microcontrôleur (de la famille AVR.), et un logiciel, véritable environnement de développement intégré pour écrire, compiler et transférer le programme vers la carte à microcontrôleur.

Arduino peut être utilisé pour construire des objets interactifs indépendants (prototypage rapide), ou bien peut être connecté à un ordinateur pour communiquer avec ses logiciels.

Le système Arduino est composé de deux choses principales : le logiciel et le matériel

### VI.1.1.1 Partie Logiciels

L'environnement de programmation Arduino est en fait un Intégré de Développement (EDI) dédié au langage Arduino, le logiciel Arduino permet d'écrire les programmes, appelés « Sketch » de les compiler et de les transférer dans la carte Arduino à travers une liaison USB, il intègre aussi un moniteur de port série.

L'avantage du langage Arduino est qu'il est basé sur les langages C/C++ et supporte toutes les syntaxes standards du langage C et quelques-uns des outils du C++. En plus de très nombreuses bibliothèques sont disponibles, gratuitement, pour communiquer avec le matériel connecté à la carte (Afficheurs LCD, Afficheurs 7 segments, capteurs, servomoteurs... etc.).

Pour écrire un programme avec le langage Arduino, il faut respecter certaines règles. En effet, l'exécution d'un programme Arduino s'effectue de manière séquentielle, c'est-à-dire que les instructions sont exécutées les unes à la suite des autres, le compilateur vérifie l'existence de deux structures obligatoires à tout programme Arduino qui sont :

La partie initialisation et configuration des entrées/sorties → la fonction `setup ()`

La partie principale qui s'exécute en boucle → la fonction `loop ()`

Par contre, la partie déclaration des variables est optionnelle. La figure montre l'interface graphique de l'EDI ainsi que la structure d'un programme réalisé avec le langage Arduino.

## VI.1.1.1.1 L'interface du logiciel Arduino se présente de la façon suivante

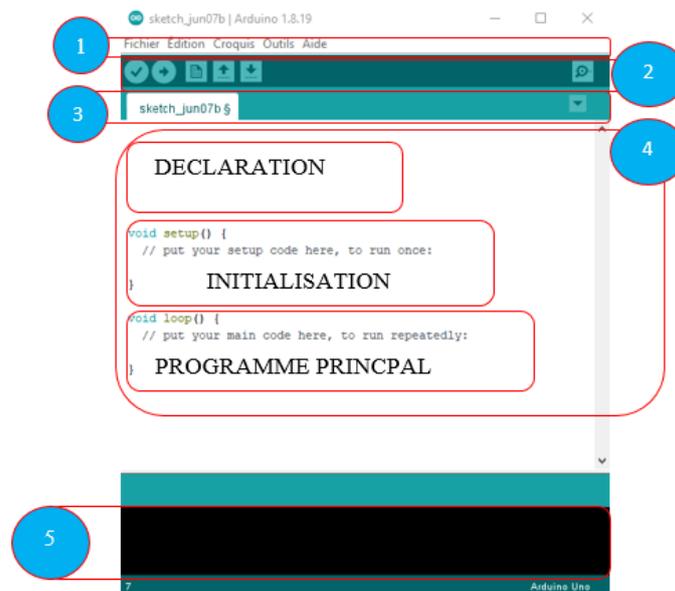


Figure 46: L'interface de l'Arduino 1.8.19

1. un menu ;
2. une barre d'actions ;
3. un ou plusieurs onglets correspondant aux sketches ;
4. une fenêtre de programmation ;
5. une console qui affiche les informations et les erreurs de compilation et de téléversement du programme.

## VI.1.1.2 Partie matérielle [22] ; [23] ; [24] ; [25] ; [26]

En effet, une carte Arduino est généralement construite autour d'un microcontrôleur Atmel AVR (ATmega328 ou ATmega2560 pour les versions récentes ATmega168 ou ATmega8 pour les plus anciennes), et de composants complémentaires qui facilitent la programmation et l'interfaçage avec d'autres circuits. Chaque carte possède au moins un régulateur linéaire 5V et un oscillateur à quartz 16 MHz (ou un résonateur céramique dans certains modèles). Le microcontrôleur est préprogrammé avec un « bootloader » de façon à ce qu'un programmeur dédié ne soit pas nécessaire.



## VI.1.1.2.1.2 Constitution de la carte Arduino uno

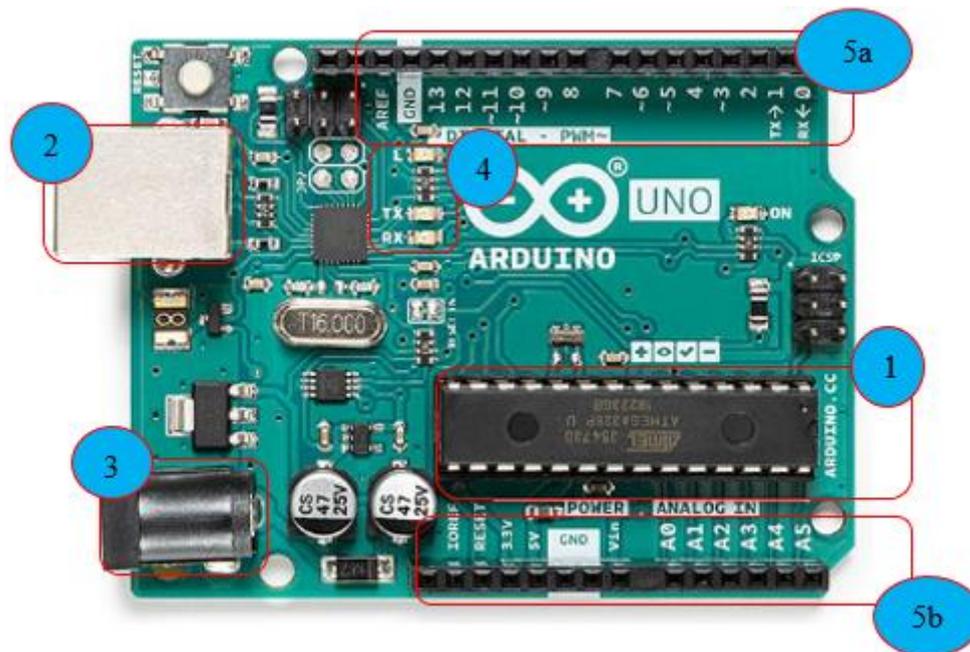


Figure 48: De constitution de la carte Arduino UNO [24]

## 1. Microcontrôleur ATMEL ATMega328

Voilà le cerveau de notre carte (en 1) c'est Le microcontrôleur de la carte Arduino UNO est un ATmega328. C'est un microcontrôleur ATMEL de la famille AVR 8 bits. Permet de stocke le programme et l'exécute.

- Les principales caractéristiques sont :

FLASH = mémoire programme de 32Ko

SRAM = données (volatiles) 2Ko

EEPROM = données (non volatiles) 1Ko

Digital I/O (entrées-sorties Tout Ou Rien) = 3 ports PortB, PortC, PortD (Soit 23 broches en tout I/O)

Timers/Counters : Timer0 et Timer2 (comptage 8 bits), Timer1 (comptage 16bits) Chaque timer peut être utilisé pour générer deux signaux PWM. (6 broches OCxA/OCxB)

Plusieurs broches multifonctions : certaines broches peuvent avoir plusieurs fonctions différentes, choisies par programmation.

PWM = 6 broches OC0A (PD6), OC0B (PD5), OC1A (PB1), OC1B (PB2), OC2A (PB3), OC2B (PD3)

Les broches du PORTC peuvent être converties par un convertisseur Analog to Digital ou analogique numérique qu'on va donner une description de principe juste après.

Analog to Digital Converter (résolution 10bits) = 6 entrées multiplexées ADC0(PC0) à ADC5(PC5)

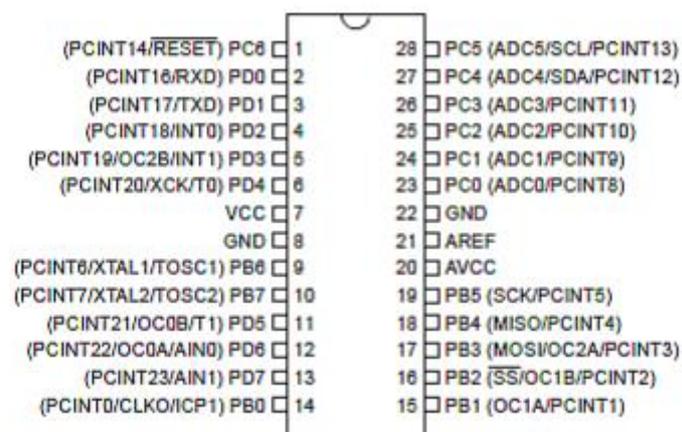
Gestion bus I2C (TWI Two Wire Interface) = le bus est exploité via les broches SDA(PC5)/SCL(PC4).

Port série (USART) = émission/réception série via les broches TXD(PD1)/RXD(PD0)

Comparateur Analogique = broches AIN0(PD6) et AIN1 (PD7) peut déclencher interruption Watchdog Timer programmable.

Gestion d'interruptions (24 sources possibles (cf interrupt vectors)) : en résumé

- Interruptions liées aux entrées INT0 (PD2) et INT1 (PD3)
- Interruptions sur changement d'état des broches PCINT0 à PCINT23
- Interruptions liées aux Timers 0, 1 et 2 (plusieurs causes configurables)
- Interruption liée au comparateur analogique
- Interruption de fin de conversion ADC
- Interruptions du port série USART
- Interruption du bus TWI (I2C)



**Figure 49: Brochage de l'ATmega 328p [23]**

VI.1.1.2.1.3 La conversion analogique numérique [27]

Cette fonction est parmi les plus intéressantes fonctions dans l'architecture d'un microcontrôleur

Un convertisseur analogique – numérique est un dispositif électronique permettant la conversion d'un signal analogique (une grandeur électrique continue dans le temps et en amplitude) en un signal numérique (une grandeur numérique signal échantillonné et quantifié, discret en temps et en amplitude) exprimée sur N bits.

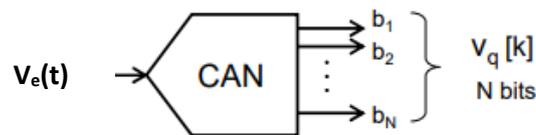


Figure 50: Convertisseur analogique numérique

Cette conversion est effectuée par un convertisseur analogique-numérique dans lequel il reçoit. Entrez une tension analogique  $V_e$ , sortez un mot de n bits correspondant. Selon les trois étapes suivant : l'échantillonnage temporel, la quantification et le codage.

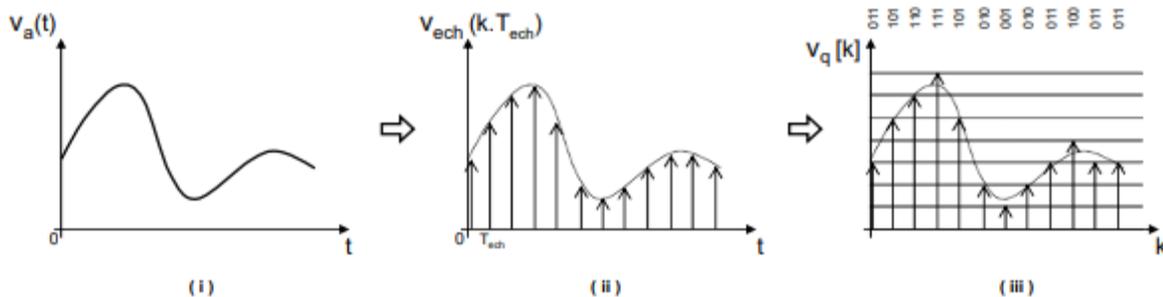


Figure 51: Présente successivement ces trois étapes pour un CAN dont la sortie du signal

Figure 52– (i) signal analogique (ii) signal échantillonné (iii) puis quantifié. Un signal analogique,  $v_a(t)$  continu en temps et en amplitude (i) est échantillonné à une période d'échantillonnage constante  $T_{ech}$ . On obtient alors un signal échantillonné  $v_{ech}(k.T_{ech})$  discret en temps et continu en amplitude (ii). Ce dernier est ensuite quantifié, on obtient alors un signal numérique  $v_q[k]$  discret en temps et en amplitude (iii). La quantification est liée à la résolution du CAN (son nombre de bits) ; dans l'exemple précédent  $v_q[k]$  peut prendre huit amplitudes différentes (soit 2<sup>3</sup>, 3 étant le nombre de bits du CAN). La figure II.1.iii présente également le code numérique sur trois bits (en code binaire naturel) associé à  $v_q[k]$  en fonction du temps. Les notions précédentes seront approfondies dans les parties suivantes.

### 2. Connexion USB ET 3. Prise jack :

Pour fonctionner, la carte a besoin d'une alimentation. Le microcontrôleur fonctionnant sous 5V, la carte peut être alimentée en 5V par le port USB (en 2) ; Permet de téléverser le programme dans la carte. Ou bien par une alimentation externe (en 3) qui est comprise entre 7V et 12V. Cette tension doit être continue et peut par exemple être fournie par une pile 9V ou bien (batterie, adaptateur secteur, + au centre Vin 7 à 12 V). Un régulateur se charge ensuite de réduire la tension à 5V pour le bon fonctionnement de la carte. Pas de danger de tout griller donc ! Veuillez seulement à respecter l'intervalle de 7V à 15V (même si le régulateur peut supporter plus, pas la peine de le retrancher dans ses limites).

### 4. Visualisation

Les trois "points blancs" entourés en rouge sont des LED dont la taille est de l'ordre du millimètre. Ces LED servent à deux choses :

- Celle tout en haut du cadre : elle est connectée à une broche du microcontrôleur et va servir pour tester le matériel. Nota : Quand on branche la carte au PC, elle clignote quelques secondes.
- Les deux LED du bas du cadre : servent à visualiser l'activité sur la voie série (une pour l'émission et l'autre pour la réception). Le téléchargement du programme dans le microcontrôleur se faisant par cette voie, on peut les voir clignoter lors du chargement. [23]

### 5. 5a et 5b Entrées/Sorties numériques / analogiques

La carte Arduino UNO possède 14 broches d'Entrées / Sorties numériques, dont 6 peuvent fournir une sortie PWM. Ces broches peuvent être configurées pour fonctionner comme des broches numériques d'entrée pour lire des valeurs logiques (0 ou 1) ou numériques. Elles peuvent également être utilisées comme des broches de sortie pour piloter différents modules comme des LEDs, des relais, etc. Les broches étiquetées “~” peuvent être utilisées pour générer des PWM, Broche d'alimentation de tension, (Ground / Masse).

#### 5a. Entrées et sorties numérique Digital

- Permet de brancher des actionneurs.
- Permet de brancher des détecteurs

#### 5b. Entrées analogiques

- Permet de brancher des capteurs et des détecteurs analogiques.

## VI.1.1.2.1.4 Synthèse des caractéristiques

Microcontrôleur	Atmega328
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-15V
Tension d'alimentation (limites)	6-20V
Broches E / S numériques	14(dont 6 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	6(utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E / S (5V)	40 mA (ATTENTION : 200mA cumulé pour l'ensemble des broches E / S)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3V	50mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	32 KB (Atmega328) dont 0.5 KB sont utilisés par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2KB(Atmega328)
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1KB(Atmega328)
Vitesse d'horloge	16 MHz

**Tableau 6 : Caractéristiques de microcontrôleur [26]**

## VI.1.2 Proteus

Est une suite logicielle destinée à l'électronique. Développé par la société Labcenter Electronics, les logiciels incluent dans Proteus permettent la CAO dans le domaine électronique. Deux logiciels principaux composent cette suite logicielle : ISIS, ARES, PROSPICE et VSM.

### VI.1.2.1 Présentation générale

- Pack contenant des logiciels facile et rapide à comprendre et utiliser
- Le support technique est performant
- L'outil de création de prototype virtuel permet de réduire les coûts matériel et logiciel lors de la conception d'un projet

### VI.1.2.1.1 ISIS

Logiciel ISIS de Proteus est principalement connu pour éditer des schémas électriques. Par ailleurs, le logiciel permet également de simuler ces schémas ce qui permet de déceler certaines erreurs dès l'étape de conception. Indirectement, les circuits électriques conçus grâce à ce logiciel peuvent être utilisés dans des documentations car le logiciel permet de contrôler la majorité de l'aspect graphique des circuits. La fig.40 montre la fenêtre principale d'ISIS.

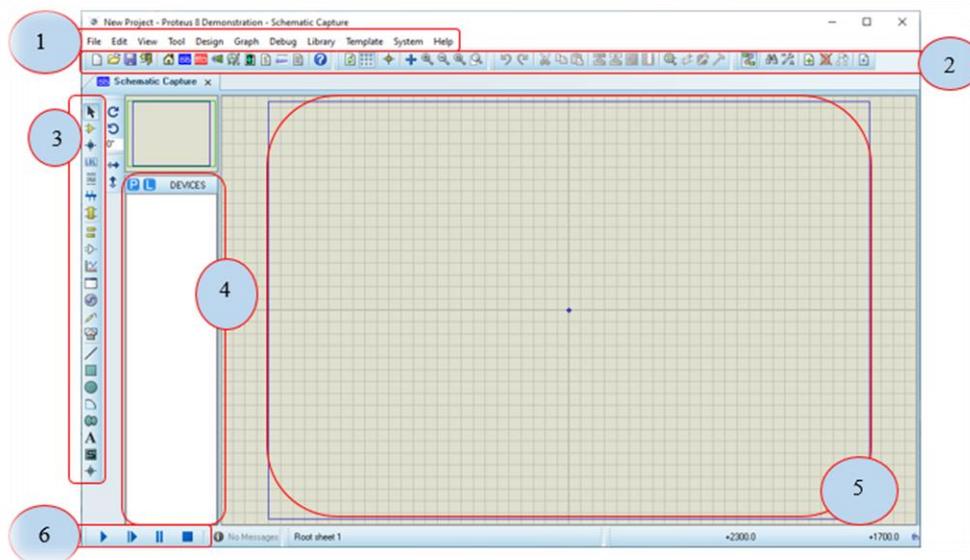


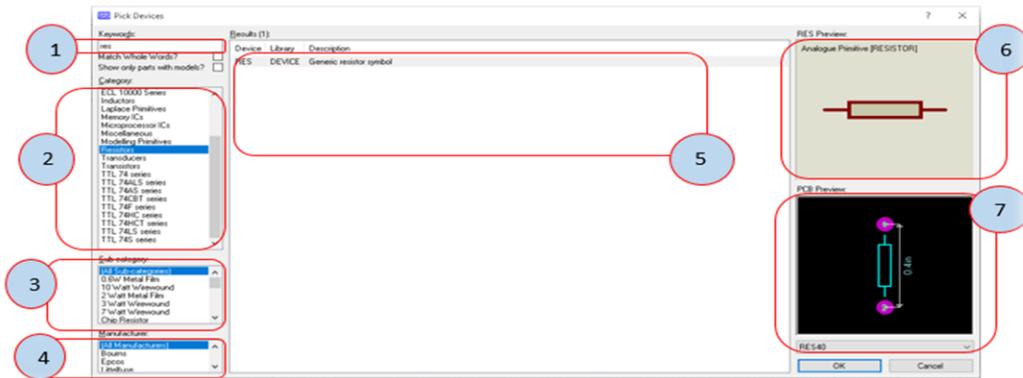
Figure 52: La fenêtre principale de travail sur ISIS

#### Présentation de l'interface ISIS :

- |   |  |
|---|--|
| 1. Barre de menus.                      | 4. Sélecteur d'objets.                       |
| 2. Barres d'outils de commande.         | 5. Zone de travail ou d'édition des schémas. |
| 3. Barre d'outils de sélection de mode. | 6. Commande de simulation animée.            |

### VI.1.2.1.2 Sélection des composants à utiliser

Pour faire la sélection des éléments qu'on veut utiliser : Un clique sur l'icône (Component Mode) puis sur bouton parcourir la bibliothèque (figure)



**Figure 53: Bibliothèque ISIS**

1. Recherche par référence.
2. Catégorie.
3. Sous-catégorie.
4. Fabricant.
5. Résultat de recherche double cliquer pour sélectionner un composant.
6. Symbole du composant.
7. Empreinte du composant.

## VII. Simulation

Dans l'appareil d'hémodialyse fresenius 4008B, un capteur à ultrasons est utilisé pour détecter la présence de bulles d'air. En fait après notre recherche bibliographique [28] nous avons constaté que l'ultrason pourrait être remplacé par un détecteur infrarouge (LDR), donc nous avons adopté cette méthode pour le reste de notre travail.

### VII.1 Composants du système

Afin de construire un système de contrôle pour le détecteur de bulles d'air à base d'infra rouge, l'Arduino uno a été utilisé comme contrôleur du système, placé entre le capteur et la sortie de l'ordinateur. Le schéma bloc du système est présenté dans la figure 55

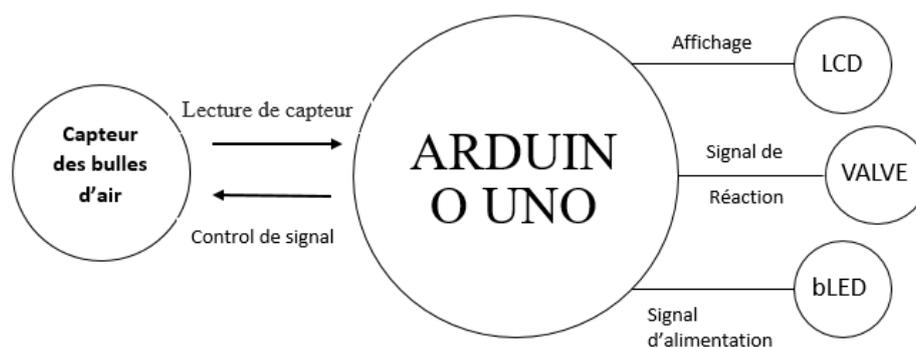


Figure 54: Schéma fonctionnel de système

### VII.2 Simulation et test du système

Test du circuit de schéma fonctionnel, Proteus a été utilisé pour ce faire.

Le capteur IR n'a pas été trouvé sur Proteus pour effectuer la simulation, donc la LDR qui a le même principe a été utilisée à la place. Pour tester le matériel, la LDR a également été utilisée pour sa simplicité et pour s'assurer que l'ensemble du système allait fonctionner.

L'amplificateur opérationnel est un composant indispensable dans le circuit de la simulation dont va donner un rappel juste après.

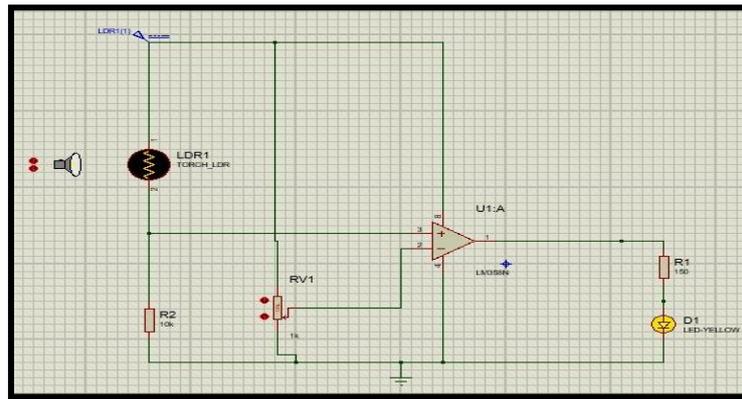


Figure 55 : Circuit de détection des bulles d'air

Les composants utilisés pour simuler ce circuit sont : LM358 (AMP OP), Résistance dépendante de la lumière (LDR) a base infrarouge, comme émetteur et récepteur, une source d'alimentation 5V, deux résistances (10,150) k $\Omega$ , une résistance variable (10 K $\Omega$ ) et une LED jaune.

Dans notre simulation, l'émetteur et le récepteur (paire IR) sont représentés par un LDR.

La résistance de la LDR dépend de la quantité de lumière qu'elle reçoit. Plus on l'éclaire, plus sa résistance diminue. Ainsi, sa résistance est normalement très élevée lorsqu'elle ne reçoit pas de lumière. Sur elle. Comme sa résistance diminue après avoir reçu de la lumière, sa tension diminue également D'après la loi d'Ohm.

La résistance R1 est choisie comme une très haute résistance 10 K $\Omega$  pour assurer que le courant choisit le chemin de l'amplificateur LM358.

L'amplificateur fonctionne à la fois comme amplificateur et comparateur. Il compare entre ses deux entrées, la première provenant du récepteur et la seconde d'une résistance variable RV1 10 K $\Omega$ . Cette résistance variable permet de contrôler la sensibilité du capteur infrarouge, en choisissant une petite valeur pour RV1 qui est connectée à l'entrée négative (inverseur) de l'amplificateur. La sensibilité du capteur devient plus élevée. RV1 sert ici comme valeur de seuil ( $V_{th}$ ).

L'amplificateur sert d'amplificateur de tension. Il produit normalement une tension de sortie élevée lorsque la tension de son entrée positive (non-inverseur) est supérieure à la tension de son entrée négative (inverseur). Il faut donc réduire la tension de la résistance variable de l'entrée négative connectée pour qu'elle devienne inférieure à celle de l'entrée positive en

réduisant la valeur de la résistance contrôlable ; ainsi, la sortie de l'amplificateur devient la plus élevée possible.

Une résistance variable R1 est placée comme protection pour la LED jaune (D1) qui fonctionne comme un indicateur du circuit. Elle émet de la lumière lorsque le circuit est fermé et que le capteur a reçu des signaux de la photodiode, ce qui est le cas lorsqu'on trouve une bulle d'air dans le tube.

Le test du circuit a été fait également dans Proteus en utilisant les composants suivants : Arduino (carte bleue Simulino uno), 16 X 2 LCD, source d'alimentation 5V, LDR comme émetteur et récepteur, deux résistances (10,220) k $\Omega$ , et une LED.

Les résultats réels de l'expérience étaient sous forme numérique, ce qui n'était pas possible d'être utilisé directement dans le système de simulation. Nous avons donc converti la sortie en une forme analogique en utilisant l'équation :

$$\text{Analog values} = (\text{Digital values} \times 5) / 1023$$

Pour une gamme analogique (0 - 5) et une gamme numérique (0 - 1023) puisque la résolution maximale du convertisseur numérique-analogique utilisé était de 10 pour l'Arduino uno.

### VII.2.1 Amplificateur opérationnel [28]

**Dans la simulation on a utilisé un AOP de type LM358, qui est un AOP différentiel.**

**Dans ce passage on va vous rappeler des AOP en générale.**

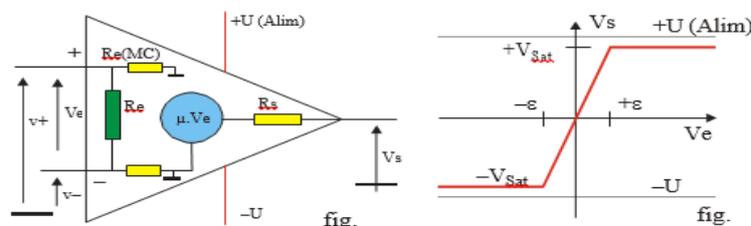
Un amplificateur opérationnel (aussi dénommé ampli-op ) est un amplificateur différentiel à grand gain : c'est un amplificateur électronique qui amplifie fortement une différence de potentiel électrique présente à ses entrées.

Physiquement, un amplificateur opérationnel est constitué de transistors, de tubes électroniques ou de n'importe quels autres composants amplificateurs. On le trouve communément sous la forme de circuit intégré.

Un AOP dispose typiquement de deux entrées, deux broches d'alimentation et une sortie. L'entrée notée  $e_+$  est dite non inverseuse tandis que l'entrée  $e_-$  est dite inverseuse, ceci en

raison de leur rôle respectif dans les relations entrée/sortie de l'amplificateur. La différence de potentiel entre ces deux entrées est appelée tension différentielle d'entrée.

On peut utiliser le schéma équivalent de la figure 44 qui met en évidence l'amplificateur différentiel d'entrée et ses résistances.



**Figure 56: Amplificateur opérationnel [28]**

La tension de sortie d'un amplificateur différentiel est donnée par :

$$V_s = \mu_D * (v^+ - v^-) + \frac{1}{2} \mu_{MC} * (v^+ + v^-)$$

## VII.3 Circuit de relais et valve

Le circuit relais reçoit un signal de l'Arduino pour contrôler la trajectoire de la bulle. La valve, présentée comme un moteur (clamp) dans la simulation, utilise le circuit relais comme un interrupteur. En fonction du signal provenant de l'interrupteur, la valve est soit activée soit désactivée. Le signal provenant de l'interrupteur est sous forme d'impulsion rapide. La valve est normalement en état ouvert, à l'arrivée de l'impulsion elle se ferme rapidement et dirige la bulle vers un autre chemin et une LED rouge s'allume en même temps qu'un indicateur, et puis revient à l'état ouvert. Le circuit du relais fonctionne avec 5v, tandis que la valve est activée avec 12v.

Le circuit utilise un transistor pour la gestion de la pompe. Dont on voit l'intérêt de faire un rappel sur le transistor.

### VII.3.1 Transistor bipolaire [29]

Est un dispositif électronique actif, à base de semi-conducteur de la famille des transistors. À 3 accès (Base (B), Collecteur (C), Émetteur (E)) constitué de 3 couches semi-conductrices NPN et PNP. Son principe de fonctionnement est basé sur deux jonctions PN, l'une en direct et l'autre en inverse. La polarisation de la jonction PN inverse par un faible courant électrique (parfois

appelé effet transistor) permet de « commander » un courant beaucoup plus important, suivant le principe de l'amplification de courant. Il est à noter qu'aucun électron n'est effectivement « créé » : la polarisation appropriée permet à un réservoir d'électrons libres de circuler différemment

Respectivement de type P-N-P ou N-P-N. Il s'agit, dans le premier cas, d'un transistor PNP, et dans le deuxième cas, d'un transistor NPN.

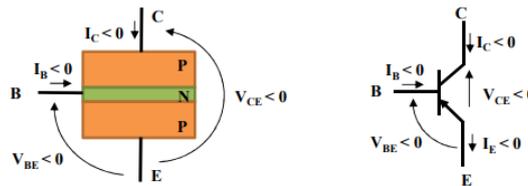


Figure a

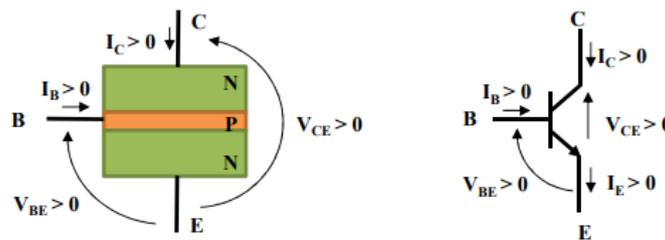


Figure b

Figure 57: structure des transistors PNP (figure a) et NPN (figure b) [29]

Les tensions de polarisation ( $V_{BE}$  et  $V_{CE}$ ) et les courants ( $I_B$  et  $I_C$ ) sont des grandeurs continues données avec leurs signes respectifs ( $>0$  ou  $<0$ ) pour un fonctionnement normal.

## VII.4 Simulation de system complet

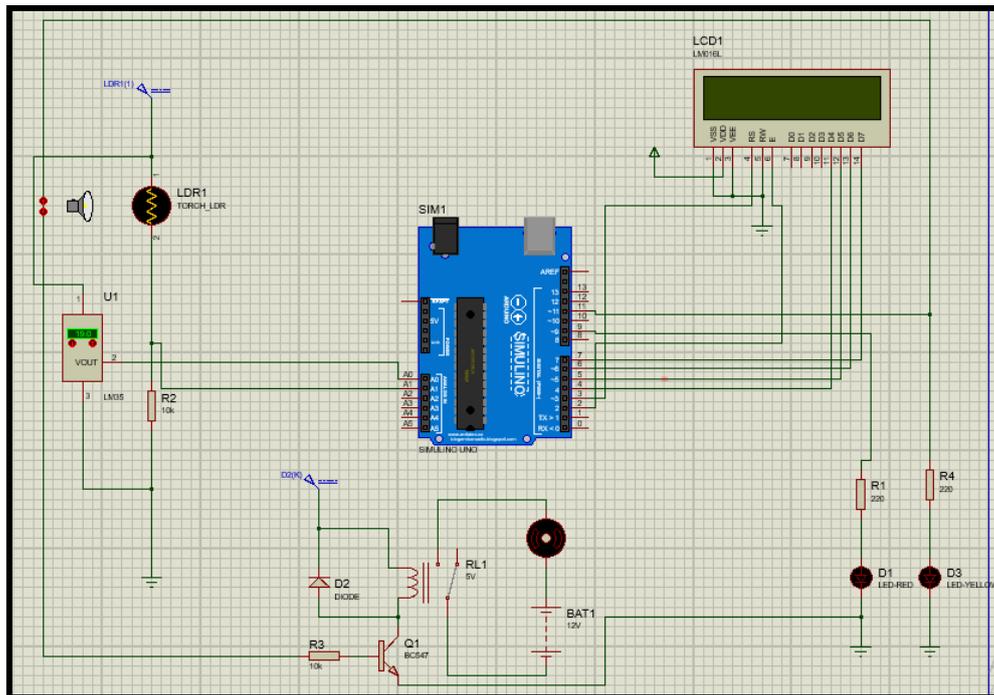


Figure 58: Conception de logiciel de système

## VII.5 Conception de système matériel

Les résultats sur l'écran permettent de discerner la présence ou l'absence de bulles d'air dans le système, lorsque la distance entre l'émetteur et le récepteur de la LDR a été élargie, ce qui représentait l'existence d'une bulle d'air, nous pouvons voir que « air bubble detected » s'affiche sur l'écran LCD avec la LED rouge allumée en même temps, sinon « no air bubble detected » comme nous pouvons le voir dans les figures de résultat (figure 60 et 61).

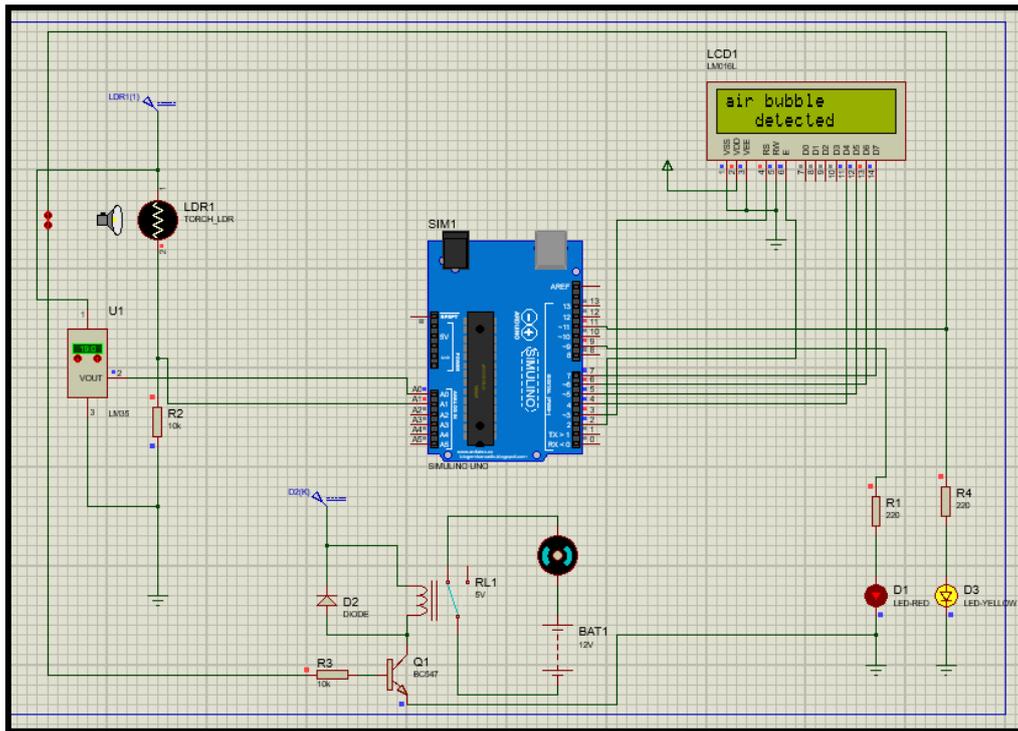


Figure 59: Circuit « air detected»

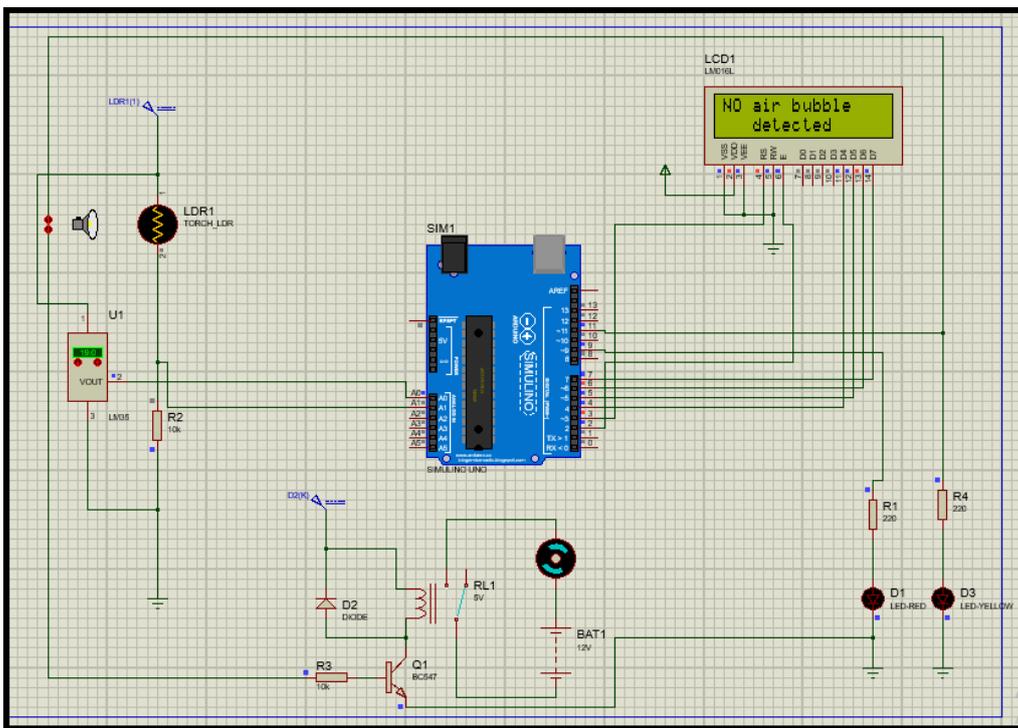
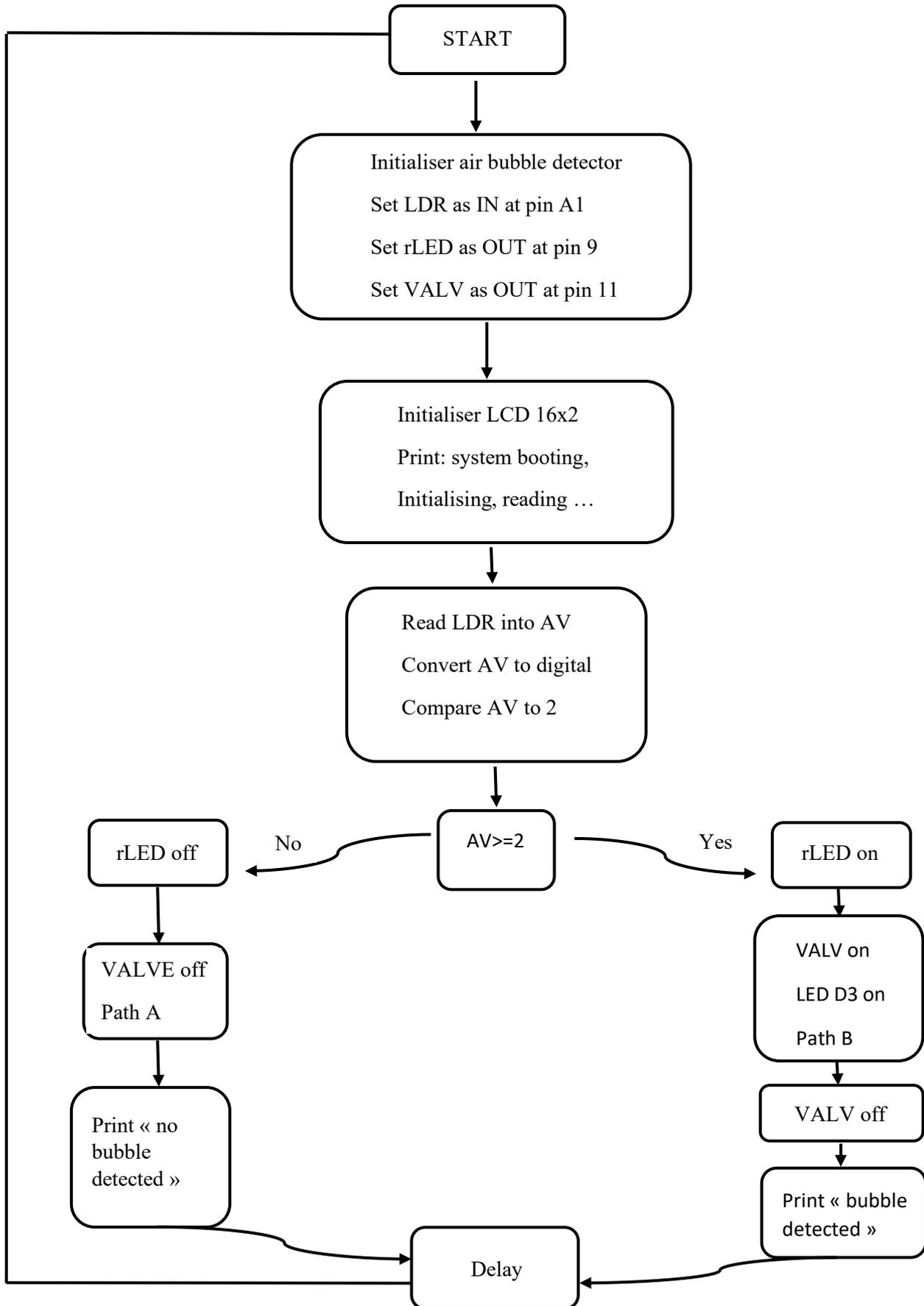


Figure 60: Circuit « no air detected »

VII.6 Algorithme du système



## VII.7 Programme Arduino utilise

```

//bubble detection
int valv = 11;
int ldr = A1;
int rled = 9;
//lcd
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(3, 2, 4, 5, 6, 7);
void setup() {
//bubble
pinMode(ldr, INPUT);
pinMode(rled,OUTPUT);
pinMode(valv, OUTPUT);
//lcd
lcd.begin(16,2);
lcd.print("system booting..");
lcd.setCursor(0,1) ;
for(int x = 0;x<10;x++)
{lcd.print(".") ; delay(250);}
lcd.clear() ;
lcd.print("initialisation...") ;
delay(1000) ;
lcd.clear() ;
}
void loop() {
lcd.print("re");
delay(30) ;}
lcd.print("ad");
delay(30) ;
lcd.print("ing");
lcd.print(" ");
delay(10) ;

delay(10) ;
lcd.print(".");
delay(500) ;
delay(1000) ;
lcd.clear() ;
// put your main code here, to run repeatedly:
//bubble
float ldrv = analogRead(ldr);
float av = ldrv * 5 / 1023;
if(av >= 2.00){
digitalWrite(rled, HIGH) ;
digitalWrite(valv, HIGH) ;
delay(2000) ;
lcd.print("air bubble ");
lcd.setCursor(3,1) ;
lcd.print("detected");
delay(1000);
digitalWrite(valv, LOW);
}
if(av < 2.00) {
digitalWrite(rled, LOW);
digitalWrite(valv, LOW) ;
delay(50);
lcd.print("NO air bubble ") ;
lcd.setCursor(3,1) ;
lcd.print("detected");
delay(1000);
}
delay(500) ;
}

```

### VIII. Conclusion

Dans Ce chapitre on a implémenté le capteur LDR dans l'environnement Proteus pour contrôler la sécurité de patients pendant la procédure de dialyse. . La détection du problème de la présence de bulles d'air dans le générateur, a été possible grâce à un capteur IR, qui était le facteur principal du processus. Un circuit avec des programmes et composants simples a été construit à cet effet.

Enfin nous avons présenté les différents résultats obtenus sur Proteus.

---

# **Conclusion général**

---

## Conclusion générale

Dans ce mémoire, nous avons fait une étude sur le générateur d'hémodialyse "fresenius medical care 4008b", après avoir fait un stage à l'hôpital de Thenia. Dans certains cas, les reins humains se fatiguent et cessent de fonctionner partiellement ou définitivement. Pour cela, le patient doit commencer un traitement médical appelé dialyse pour remplacer la fonction naturelle des reins.

Dans ce travail, nous avons discuté de la machinerie d'hémodialyse ainsi que du détecteur de présence des bulles d'air dans les tubes de transport.

Plusieurs méthodes sont utilisées pour la détection des bulles d'air. Nous avons adopté la méthode infrarouge après avoir parlé de la technique des ultrasons qui est utilisée dans le générateur fresenius 4008b.

Dans la partie d'implémentation, nous avons présenté les différentes ressources et matérielles utilisées.

Ensuite, nous avons porté notre attention sur l'exploration de l'analyse et la formation des données. Nous avons passé à l'étape de simulation de détecteur des bulles d'air à base d'infrarouge (LDR) sur Proteus en utilisant une carte Arduino UNO come contrôleur du système.

Une analyse des résultats obtenus, a montré que la présence ou l'absence de bulles d'air dans le système, dépend de la distance entre l'émetteur et le récepteur de la LDR. Une fois la distance c'élargie, cela signifie qu'une bulle d'air a été détectée, ce qui a été montré comme des résultats sur Proteus. Enfin ce travail nous a permis de comprendre parfaitement le fonctionnement de l'appareil que soit de côté anatomie ou de côté instrumentation et cette expérience espérant participera mieux à notre réussite dans le Domain à l'avenir.

---

# **BIBLIOGRAPHIE**

---

# Bibliographie

---

[01] Médibooks, Anatomie et Physiologie pour les Infirmier(e)s [En ligne] le novembre 27-2020 p 626 Disponible sur :

<https://www.medibooks.info/2020/11/anatomie-et-physiologie-pour-les.html>

[02]Over blog, jeromeharlé, Le néphron Publié le 3 décembre 2009. [Consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<http://app-asap.over-blog.com/article-le-nephron-40512734.html>

[03] Doctissimo. Santé, Dictionnaire médical, Insuffisance rénale. [En ligne] Mis à jour le 19/11/2018 [consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<https://www.doctissimo.fr/sante/dictionnaire-medical/insuffisance-renale>

[04]Item 261. 14/09/2018. Chap.15 INSUFFISANCE RÉNALE CHRONIQUE ET MALADIES RÉNALES CHRONIQUES. 14/09/2018. Chap.15, p238-262

[05] Nephro2.0learning, Insuffisance rénale chronique, Traitement de suppléance de l'IRC - Transplantation rénale [En ligne], réalisé par Thierry Hannedouche. Mise à jour le 13 juin 2020, et [consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<https://nephro.unistra.fr/144>

[06]Sante sur le net. Maladies, Urologie, Néphro » Dialyse, [En ligne], Rédigé par Estelle B. et publié le 5 avril 2019 [consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<https://www.sante-sur-le-net.com/maladies/urologie-nephro/dialyse/>

[07] les nephrologues de l'ouest lyonnais, [En ligne], réalisé par pimento. Et [consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<https://www.nephrologiedialyse-ouestlyonnais.com/la-dialyse-peritoneale/>

[08] Hug. NÉPHROLOGIE ET HYPERTENSION, [En ligne], Mis à jour le 18/06/2020 [consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<https://www.hug.ch/nephrologie/hemodialyse>

[09] Studylib, Ingénierie, Électrotechnique, L'HÉMODIALYSE[En ligne]. [Consulté le 12.03.2022]. Disponible sur :

<https://studylibfr.com/doc/2844858/l-h%C3%A9modialyse>

## Bibliographie

---

[10] Dr Abdou NIANG, MD, FWACP., et Dr Samira Elfajri Niang MD., Dr Sanjay Pandya M.D. D.N.B. (Néphrologie). 2015. Sauvez Vos Reins. 1<sup>er</sup> édition, Samarpan Kidney Foundation, Gujarat, India, p270

[11] Pascal Rhéaume, MD, FRSCP. Fistules Artérioveineuses abc... xyz, journée des Accès Vasculaires. 28 Avril 2016, Centre hospitalier Universitaire de Québec

[12] Edqm. Direction européenne de la qualité du médicament & soins de santé, La Pharmacopée Européenne (Ph. Eur.) 10e Édition, [en ligne], [consulté le 04.04.2022]. Disponible sur :

<https://www.edqm.eu/fr/web/edqm/european-pharmacopoeia-ph-eur-10th-edition->

[13] JOURNAL OFFICIEL DE LA REPUBLIQUE ALGERIENNE N° 30, NORMES TECHNIQUES EN INFRASTRUCTURES ET EN EQUIPEMENTS DU CENTRE D'HEMODIALYSE ALLEGE DE PROXIMITE, 15 Safar 1423, 28 avril 2002 Disponible sur : le services d'hémodialyse à l'hôpital de Thenia

[14] Utc [en ligne] [consulté le 13.04.2022]. disponible sur :

[https://www.utc.fr/masterqualite/public/publications/qualite\\_et\\_management/MO\\_M2/2017-2018/MIM\\_projets/qpo12\\_2018\\_gr01\\_dialyse/index.html](https://www.utc.fr/masterqualite/public/publications/qualite_et_management/MO_M2/2017-2018/MIM_projets/qpo12_2018_gr01_dialyse/index.html)

[15] Duter. Dialyse & suppléance rénale, Le matériel d'hémodialyse, [En ligne], Mise à jour le : 6 juin 2020, par NK Man [consulté le 13.04.2022]. Disponible sur : <https://duter.unistra.fr/94>

[16] Mlle Boudjellab Imene Nour El Houda, Mlle Benmoussa Meriem Batoul. Analyse des eaux pour dilution des solutions concentrées pour hémodialyse. Mémoire de master professionnel [PDF]. Université de Blida 1 faculté des sciences technologiques année de soutenance 2016/17 [consulté le 13.04.2022].

[17] Manuel d'utilisation 4008b [livre] Mise à jour le : 17/05/05 Fresenius Medical Care 4008 B du page 1-92 à 1-114 Disponible sur : le services d'hémodialyse à l'hôpital de Thenia

[18] Le matériel d'hémodialyse Mise à jour le : 6 juin 2020, par NK Man, Temps de lecture estimé : 23 min [consulté le 19/05/2022] Disponible sur :

<https://duter.unistra.fr/94>

# Bibliographie

---

[19] SONOTEC. SONOCHECK® ABD05/xx. [Consulté le 1/06/2022] Disponible sur : <https://www.sonotec.eu/en/products/non-invasive-fluid-monitoring/air-bubble-detection/sonocheck-abd-medtech/>

[20]Le Disrupteur Dimensionnel. [Consulté le 4/06/2022] Disponible sur : <https://ledisrupteurdimensionnel.com/arduino/commande-a-distance-avec-arduino-et-la-bibliotheque-irremote/>

[21]Arduino et Simulink/Matlab® un outil innovant à coût réduit pour le prototypage  
Mohamed Ali ZERZRI

[22]Academia. Karim ABBES, microcontrôleurs EI3 AGI 2016-2017 ISTIA, Carte ARDUINO UNO Microcontrôleur ATmega328, [consulté le 10/06/2022] Disponible sur : [https://www.academia.edu/12257228/Microcontr%C3%B4leurs\\_EI3\\_Option\\_AGI](https://www.academia.edu/12257228/Microcontr%C3%B4leurs_EI3_Option_AGI)

[23] Go tronic. Carte Arduino uno, [consulté le 10/06/2022] Disponible sur : <https://www.gotronic.fr/art-carte-arduino-uno-12420.htm>

[24]Zestedesavoir. Matériel et électronique. Dernière mise à jour dimanche 27 juin 2021  
Présentation de la carte [consulté le 10/06/2022] Disponible sur : [https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/742\\_decouverte-de-larduino/3417\\_le-materiel/](https://zestedesavoir.com/tutoriels/686/arduino-premiers-pas-en-informatique-embarquee/742_decouverte-de-larduino/3417_le-materiel/)

[25] Narimane Bouaziz, Classes de 2nde SI-CIT et de première SI, Université ahmed draia Adrar.  
[Consulté le 10/06/2022] Disponible sur : <https://universityadrar.academia.edu/NarimaneBouaziz>

[26]Dokumen. YOUNSI A, ROBOT SUIVEUR DE LIGNE 1/ 14 La carte ARDUINO UNO  
<https://dokumen.tips/documents/la-carte-arduino-uno-younsi-a-robot-suiveur-de-ligne-1-14-la-carte-arduino-uno.html?page=1>

[27] Academia. Conception avancée des circuits intégrés analogiques. Convertisseurs A/N et N/A Conversions analogique -numérique et numérique -analogique, [En ligne], publié par ABDOL Aziz [consulté le 13.06.2022]. Disponible sur : [https://www.academia.edu/6732708/Conception\\_avanc%C3%A9es\\_des\\_circuits\\_int%C3%A9gr%C3%A9s\\_analogiques\\_Convertisseurs\\_A\\_N\\_et\\_N\\_A\\_Conversions\\_analogique\\_num%C3%A9rique\\_et\\_num%C3%A9rique\\_analogique](https://www.academia.edu/6732708/Conception_avanc%C3%A9es_des_circuits_int%C3%A9gr%C3%A9s_analogiques_Convertisseurs_A_N_et_N_A_Conversions_analogique_num%C3%A9rique_et_num%C3%A9rique_analogique)

# Bibliographie

---

[28][Consulté le 13.06.2022]. Disponible sur :

<http://namselectro.free.fr/Cours3.htm>

[29] École nationale supérieure d'ingénieurs de limoges le transistor bipolaire [consulté le 13.06.2022]. Disponible sur :

[https://www.unilim.fr/pages\\_perso/valerie.madrageas/Transistor-bipolaire1.pdf](https://www.unilim.fr/pages_perso/valerie.madrageas/Transistor-bipolaire1.pdf)

[30] Mlle Sara Hider Ali Digna. Conception d'un système de traitement par bulles pour une machine de dialyse [PDF]. FACULTÉ D'INGÉNIERIE ÉLECTRONIQUE DE L'UNIVERSITÉ D'ALNEELAIN M.SC. DE SYSTÈMES EMBARQUÉS. Octobre 2020 [consulté le 03.06.2022].