

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

UNIVERSITE BADJI MOKHTAR - ANNABA  
BADJI MOKHTAR – ANNABA UNIVERSITY



جامعة بادجي مختار – عنابة

Faculté : Science de l'ingénierie

Département : Génie mécanique

Domaine : Sciences et techniques

Filière : Génie mécanique

Spécialité : énergétique

**Mémoire**

**Présenté en vue de l'obtention du Diplôme de Master**

**Thème :**

**Etude et simulation du circuit sanguin et thermique  
Du générateur d'hémodialyse FRESINIUS 4008B**

**Présenté par : DJERROUD Seif Eddine**

**Encadreur : KADRI Salim**

Grade MA-A- Université Badji Mokhtar ANNABA

**Jury de Soutenance :**

			Président
			Encadrant
			Examineur

Année Universitaire : 2020/2021

# REMERCIEMENTS

La réalisation de ce mémoire a été possible grâce au concours de plusieurs personnes à qui je voudrais témoigner toute ma gratitude.

Je voudrais tout d'abord adresser toute ma reconnaissance à mon encadreur, Mr KADRI SALIM, pour sa patience, sa disponibilité et surtout ses judicieux conseils.

Je désire aussi remercier les professeurs du département de mécanique, qui m'ont fourni les outils nécessaires à la réussite de mes études universitaires.

Je tiens à remercier spécialement Mr HASSANI, Mr BOUARICHA, Mr BERKANI.

Je voudrais exprimer ma reconnaissance envers les amis et collègues qui m'ont apporté leur soutien moral et intellectuel tout au long de mes études.

# DÉDICACE

*Je dédie ce mémoire*

*A mon père MAAMAR et ma mère NAIMA pour leur amour inestimable,  
leurs sacrifices, leur confiance, leur soutien et toutes les valeurs qu'ils ont su  
m'inculquer.*

*A mes frères, MOHAMMED, et spécialement SABRI et sa femme, Pour leur  
appui et leur encouragement.*

*A mes princesses RITEJ et ROUSLINE les filles de mon frère SABRI.*

*A ma chère femme.*

*A mes meilleurs amis YACINE, HAMZA, MOUNIR, BADER, HAMZA BEN  
OUAHB.*

### Résumé

Dans cette étude, la modélisation de l'interaction fluide-structure (FSI) a été appliquée pour suivre l'écoulement du sang dans une pompe péristaltique d'un générateur d'hémodialyse, composée d'un galet métallique et d'un tube hyperélastique pompant un fluide newtonien visqueux dans notre cas c'est le sang. La dynamique des matériaux hyperélastiques et MDF ont été couplées afin de décrire toute la physique de la pompe et les propriétés du fluide étudié. Le logiciel commercial d'éléments finis COMSOL a été utilisé pour étudier l'écoulement du sang avec un modèle 2D axisymétrique.

Le code fortran est utilisé comme calculatrice afin de confirmer les résultats du calcul analytique de l'échangeur coaxial intégré dans le dialyseur.

Pour bien comprendre toute l'installation thermique du service d'hémodialyse, la simulation de l'échangeur faisceau tubulaire et calandre se fait à l'aide d'outil numérique COMSOL dans le but d'analyser les paramètres principaux de son fonctionnement (pression, température, vitesse).

### Abstract

In this study, fluid–structure interaction (FSI) modeling was applied for predicting the blood flow in a specific peristaltic pump a hemodialysis generator, composed of one metallic roller and a hyperelastic tube pumping a viscous Newtonian fluid (blood). Hyperelastic material dynamics and MDF were coupled in order to describe all the physics of the pump and the properties of the fluid to be studied. The commercial finite element software COMSOL was used to study blood flow with an axisymmetric 2D model.

The FORTRAN code is used as a calculator to confirm the results of the analytical calculation of the coaxial exchanger integrated in the dialyzer.

To fully understand the entire thermal installation of the hemodialysis department, the simulation of the tube bundle and shell exchanger is carried out using a COMSOL digital tool, in order to analyze the main parameters of its operation (pressure, temperature, velocity).

**Introduction générale****Chapitre I : Généralité sur l'hémodialyse**

<b>Introduction .....</b>	<b>1</b>
<b>I.1 L'anatomie fonctionnelle des reins .....</b>	<b>1</b>
<b>I.2 La circulation rénale .....</b>	<b>2</b>
<b>I.2.1 Réseau artériel.....</b>	<b>2</b>
<b>I.2.2 Réseau veineux .....</b>	<b>3</b>
<b>I.3 fonction des reins.....</b>	<b>4</b>
<b>I.4 Insuffisance rénale chronique.....</b>	<b>4</b>
<b>I.5 La dialyse.....</b>	<b>5</b>
<b>I.5.1 La dialyse péritonéale.....</b>	<b>5</b>
<b>I.5.2 L'hémodialyse.....</b>	<b>6</b>
<b>I.6 Le générateur d'hémodialyse.....</b>	<b>6</b>
<b>I.6.1 Le moniteur sanguin.....</b>	<b>7</b>
<b>I.6.2 Moniteur dialysat .....</b>	<b>7</b>
<b>I.6.3 Le dialyseur .....</b>	<b>8</b>
<b>I.7 Statistiques de la maladie rénale chronique en Algérie .....</b>	<b>8</b>
<b>I.8 Rhéologie du sang et notion de l'hémodynamique.....</b>	<b>11</b>
<b>I.8.1 composition du sang .....</b>	<b>11</b>
<b>I.8.2 Rhéologie du sang (comportement non-Newtonien): .....</b>	<b>11</b>
<b>I.8.3 La viscosité du sang.....</b>	<b>12</b>
<b>I.8.4 L'Hémodynamique.....</b>	<b>12</b>

**Chapitre II :Etude descriptive et fonctionnelle du générateur d'hémodialyse 4008B**

<b>Introduction : .....</b>	<b>14</b>
<b>II.1 Description de l'appareil.....</b>	<b>15</b>
<b>II.2 Description de fonctionnement du schéma hydraulique standard.....</b>	<b>20</b>
<b>II.3 Le mécanisme de transfert de matière dans l'hémodialyse .....</b>	<b>23</b>
<b>II.3.1 Phénomène de convection .....</b>	<b>23</b>
<b>II.3.2 Phénomène de diffusion .....</b>	<b>23</b>
<b>II.3.3 Phénomène d'adsorption .....</b>	<b>24</b>
<b>II.3.4 Phénomène d'osmose .....</b>	<b>24</b>
<b>II.4 Échangeurs tubulaire coaxial .....</b>	<b>26</b>
<b>II.5 Pompe péristaltique .....</b>	<b>26</b>

II.5.1 Avantages de la pompe péristaltique .....	27
II.5.2 Principe de fonctionnement .....	27
II.5.3 Débit de la pompe et dosage.....	28
II.5.4 Dysfonctionnements possibles.....	29
<b>Chapitre III :Simulation de la pompe péristaltique sanguine</b>	
Introduction .....	31
III.1 Présentation de COMSOL Multiphysics .....	31
III.2 Les éléments finis .....	31
III.3 simulations de la problématique .....	32
III.3.1 Définition du modèle .....	32
III.3.2 conditions aux limites .....	32
III.3.3 Equations de domaine .....	33
III.5 Résultats et discussions .....	34
III.5.1 L'amplitude de déplacement .....	34
III.5.2 Le champ de vitesse .....	35
III.5.2 La variation du volume et de débit .....	35
<b>Chapitre IV : Etude de l'échangeur chaleur coaxial intégré dans le dialyseur et simulation de l'échangeur faisceau tubulaire et calendrier de l'installation thermique.</b>	
Introduction.....	40
IV.1 1er cas co-courant .....	40
IV.1.1 Hypothèses et données .....	40
IV.1.2 Calcule du flux de chaleur échangé.....	41
IV.1.4 Calcul DTLM .....	41
IV.1.5 Calcul du coef global d'échange.....	42
IV.1.6 Calcul $C_{min}$ et $C_{max}$ .....	42
IV.1.7 Calcule NUT .....	42
IV.1.8 Calcule le flux de chaleur échangé max .....	42
IV.1.9 Calcule de l'efficacité $\epsilon$ .....	43
IV.2 2ème cas contre-courant .....	43
IV.2.1 Calcul du DTLM .....	43
IV.2.2 Calcul du coef d'échange global .....	44
IV.2.3 Calcul NUT .....	44
IV.2.4 Calcul de l'efficacité .....	44
IV.3 Partie numérique (programmation) .....	44

IV.3.1 le cas co-courant .....	45
IV.3.2 le cas contre-courant .....	47
IV.4 Discussion des résultats .....	48
IV.4 simulations et conception de l'échangeur de chaleur à faisceau tubulaire et calendaire de l'installation thermique principales du service d'hémodialyse .....	49
IV.4.1 Généralité sur les échangeurs faisceau tubulaire .....	49
IV.4.1.1 Description des composants principaux de l'échangeur faisceau tubulaire et calandre .....	50
IV.4.2 Partie simulation.....	54
IV.4.2.1 simulation de la problématique .....	54
IV.4.2.2 Définition du modèle .....	55
IV.4.2.3 Conditions aux limites .....	55
IV.4.2.4 Résultats et discussions .....	56
IV.4.2.4.1 les lignes de vitesse du courant d'air .....	56
IV.4.2.4.2 Distribution de la température des parois de la calandre .....	56
IV.4.2.4.3 Les contours de la pression .....	57
IV.4.2.4.4 la vitesse de l'air dans la calandre .....	58
Conclusion générale	

Figure I.1 schématisation de l'appareil urinaire .....	1
Figure I.2 coupe sagittale du rein.....	2
Figure I.3 la circulation rénale.....	3
Figure I.4 situation anatomique d'un greffon rénal.....	5
Figure I.5 principe d'hémodialyse .....	6
Figure I.6 Schéma type d'un générateur d'hémodialyse.....	7
Figure I.6 Coupe d'un dialyseur .....	8
Figure I.7: Répartition des patients dialysés par sexe au 30 juin 2019.....	9
Figure I.8 Evolution du nombre de générateurs fonctionnels.....	10
Figure I.9 Les composants du sang .....	11
Figure I.10 Variation de la viscosité en fonction de la température et de taux de cisaillement. ....	12
Figure II.1 face avant du générateur .....	15
Figure II.2 face arrière du générateur.....	15
Figure II.3 bloc d'alimentation du générateur .....	16
Figure II.4 pompe à sang .....	16
Figure II.5 pompe à héparine.....	17
Figure II.6 détecteur de l'air .....	17
Figure II.7 plaque signalétique .....	17
Figure II.8 face moniteur .....	18
Figure II.9 mise en marche du générateur .....	19
Figure II.10 schéma hydraulique standard .....	22
Figure II.11 les deux principes physicochimiques d'échange au cours des techniques d'épuration extrarénale. (a : c'est la diffusion , b : c'est la convection).....	24
Figure II.12 principes de l'adsorption .....	24
Figure II.13 le principe de l'osmose.....	25
Figure II.14 Schéma d'un échangeur tubulaire simple .....	26
Figure II.15 principe de fonctionnement d'une pompe péristaltique .....	28
Figure III.1 amplitude de déplacement.....	34
Figure III.2 le champ de vitesse. ....	35
Figure III.4 Débit d'entrée et de sortie en m <sup>3</sup> /s en fonction du temps. Des valeurs positives.....	37
Figure III.5 Débit cumulé (m <sup>3</sup> ) à travers la pompe et volume de fluide transporté hors de la sortie en fonction du temps (s). ....	38



Figure IV.1 Evolution des températures dans un échangeur coaxial fonctionnant à cou-courant.....	41
Figure IV.2 Evolution des températures dans un échangeur tubulaire fonctionnant à contre-courant .....	43
Figure IV.3 organigramme général de calcul pour fortran .....	45
Figure IV.4 Programme de calculs de $\phi$ , $T_{s,eau}$ , A, DTLM , U, NUT et $\varepsilon$ dans le cas co-courant.....	46
Figure IV.5 Résultats du programme de calculs du cas co-courant.....	47
Figure IV.6 Programme de calculs de DTLM, U, NUT et $\varepsilon$ dans le cas contre-courant..	48
Figure IV.7 Résultats du programme de calculs du cas contre-courant .....	48
Figure IV.8 schémas type d'un échangeur à faisceau tubulaire et calandre.....	49
Figure IV.9 La circulation du fluide dans les échangeurs à tubes et calandre.....	51
Figure IV.10 La structure d échangeur à tube et calandre.....	51
Figure IV.11 Echangeur à tubes et calandre en U.....	52
Figure IV.12 Installation des chicanes dans l'échangeur .....	53
Figure IV.13 positionnements des passes dans la boîte de distribution dans les 2 cas.....	53
Figure IV.14 La géomètre de l'échangeur de chaleur étudier .....	54
Figure IV.15 Présentation des lignes de vitesse du courant de l'air. ....	56
Figure IV.16 la distribution de la température sur les parois de la calandre et l'intérieur des tubes.....	57
Figure IV.17 contours de pression dans les tubes et la calandre .....	58
Figure IV.18 la variation de la vitesse du l'air à l'intérieur de la calandre.....	59

<b>Tableau I.1 Evolution de la prévalence de l'insuffisance rénale chronique en Algérie par millions d'habitant.....</b>	<b>9</b>
<b>Tableau I.2 Répartition des patients dialysés selon l'âge en 2019. ....</b>	<b>10</b>
<b>Tableau I.3 Causes de l'IRCT en Algérie 2019 .....</b>	<b>10</b>
<b>Tableau II.1 les principales caractéristiques techniques du générateur 4008 B .....</b>	<b>14</b>

**IRC** : insuffisance rénale chronique.

**IRCT** : insuffisance rénale chronique terminale.

**pmh** : prévalence par million d'habitant.

**$\dot{\gamma}$**  : taux e cisaillement.

**m** : la masse (**kg**).

**d**: diamètre du tube (**m**).

**$\dot{m}$** : débit-massique (**kg / s**).

**C<sub>p</sub>** : chaleur massique à pression constante (**J / kg K**).

**$\varphi$** : flux de chaleur échangé (**W**).

**U** : coef global d'échange (**W/m<sup>2</sup> °C**).

**$\epsilon$**  : efficacité thermique (**sans dimension**).

**R** : le facteur de déséquilibre.

**T** : température (**°C ou K**).

**DTLM** : déférence de température logarithmique moyenne (sans dimension).

**NUT** : nombre d'unités de transfert (sans dimension).

**A** : surface d'échange (**m<sup>2</sup>**).

**L**: longueur du tube(**m**).

**C<sub>min</sub>** : capacité calorifique minimal (**W/°C**).

**C<sub>max</sub>** : : capacité calorifique maximal (**W/°C**).

**u** : vitesse (**m/s**).

**p** : pression (**Pa**).

**$\nabla u$**  : gradient de vitesse.

**$\nabla p$**  : gradient de pression.

**n** : vecteur unitaire.



## Nomenclature

**V** : volume (**m<sup>3</sup>**).

**t** : temps (**s**).

**μ** : viscosité dynamique du fluide (**Pa.s**).

**r** : rayon (**m**).

Le corps humain se compose d'une dizaine de systèmes et mécanismes. Ensemble, ils remplissent des fonctions essentielles de l'organisme. Parmi ces fonctions on distingue le système urinaire dont la fonction est de produire l'urine, et de la stocker avant son élimination, en fait il a principalement pour double fonction de « purifier » le sang par le travail des reins et quand ces derniers n'assurent pas leurs fonctions on parle de l'insuffisance rénale.

L'insuffisance rénale comme toutes les maladies chroniques, engendre une atteinte des complications psychologiques et sociales, un coût indirect important au patient, à sa famille et aux milieux professionnels du patient. Elle a un impact sur la vie quotidienne du patient à savoir la limitation fonctionnelle des activités.

L'homme a essayé de trouver un remède à cette maladie en inventant plusieurs sortes de dispositifs. Ces dispositifs dans leur globalité, essaient de calquer le rein naturel dans son fonctionnement. C'est pour ça, que nous avons tendance les appelés reins artificiels.

Ces dispositifs exploitent différentes techniques, dont la plus répandue est l'hémodialyse qui consiste en une épuration extracorporelle du sang d'un patient. Cette technique a été mise au point grâce au Dr George HAAS En 1924. Le 1<sup>er</sup> rein artificiel a vu le jour en 1943 par le Dr Willem Kolff. Et depuis ce jour, la technologie n'a cessé de faire avancer cette technique, pour optimiser du volume de l'appareil et le temps nécessaire pour une séance d'hémodialyse et la qualité du sang filtré.

Dans le cadre de notre mémoire de fin d'étude, nous avons choisi d'étudier le générateur d'hémodialyse 4008B fabriqué par FRESenius.

Le but de ce travail est de présenter une étude sur l'écoulement du sang et les échanges thermiques, accompagnent le processus de filtration extracorporelle durant une séance d'hémodialyse.

L'utilisation des outils numériques comme le logiciel de simulation COMSOL, aide à étudier les interactions fluide-structure (FSI) dans une pompe sanguine péristaltique. En utilisant le code FORTRAN, on a vérifié l'efficacité co-courant et contre-courant du l'échangeur coaxial intégré dans le dialyseur.

Afin d'effectuer la stérilisation du matériel et le nettoyage du service, la température de l'eau utilisé doit être élevée environ de 95°C. donc il faut utiliser un échangeur de chaleur qui transmette la chaleur obtenue de la vapeur d'eau produite par la chaudière principale, vers l'eau destiné à l'opération de stérilisation. À l'aide du logiciel COMSOL nous avons fait une

simulation pour l'échangeur de chaleur faisceau tubulaire et calandre de l'installation thermique, dans le but d'analyser les paramètres de fonctionnement tels que la vitesse d'écoulement des fluides, la pression, la variation des températures.

Afin de mener à bien notre étude, notre mémoire s'est scindé en une suite des Chapitres, que nous avons structuré comme suit :

Chapitre I : généralité sur l'hémodialyse.

Chapitre II : Etude descriptive et fonctionnelle du générateur d'hémodialyse 4008B.

Chapitre III : Simulation de la pompe péristaltique sanguine.

Chapitre IV : Etude de l'échangeur chaleur coaxial intégré dans le dialyseur et simulation de l'échangeur faisceau tubulaire et calendaire de l'installation thermique.

# **Chapitre I :**

## **Généralité sur l'hémodialyse.**

### Introduction :

Le corps humain est un système complexe, régulé par plusieurs organes afin de maintenir en équilibre les différents milieux. Parmi ces organes importants on distingue le rein qui joue un rôle primordial et vital, il consiste en l'élimination des déchets métaboliques présents dans le sang par l'élaboration de l'urine. Le système urinaire dont fait partie de rein est illustré sur la **figure I.1**

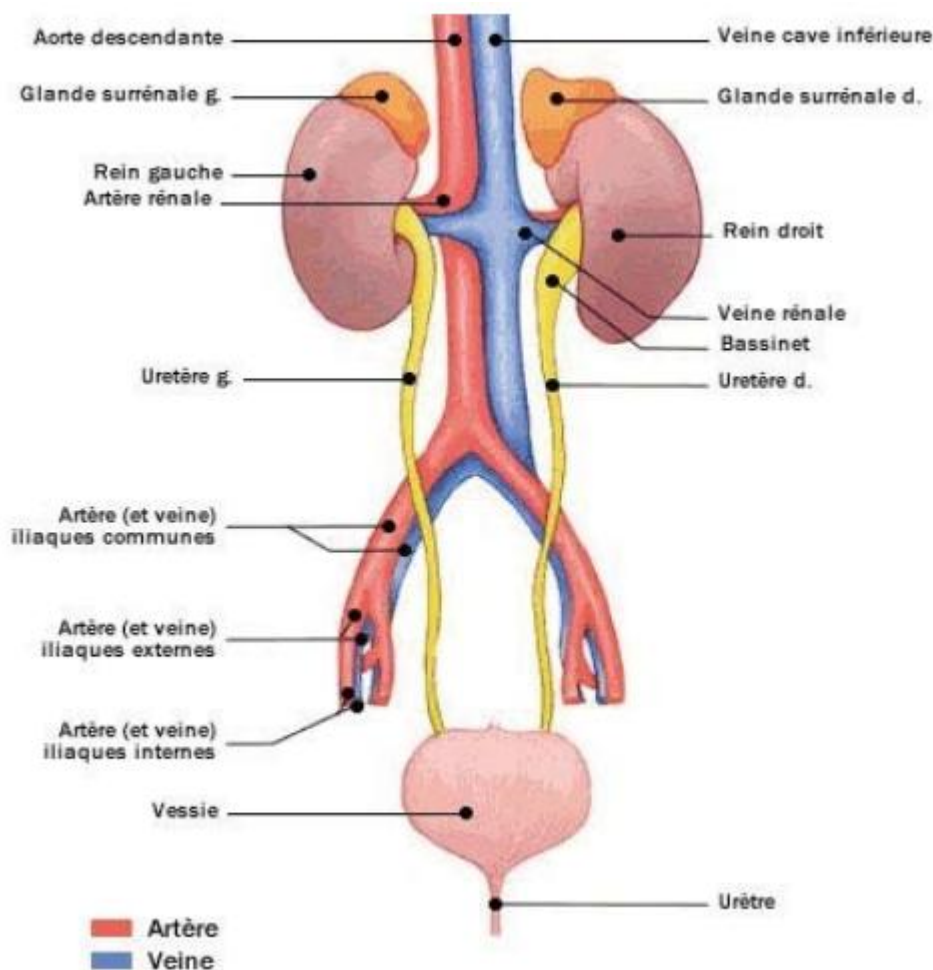


Figure I.1 schématisation de l'appareil urinaire [1].

### I.1 L'anatomie fonctionnelle des reins :

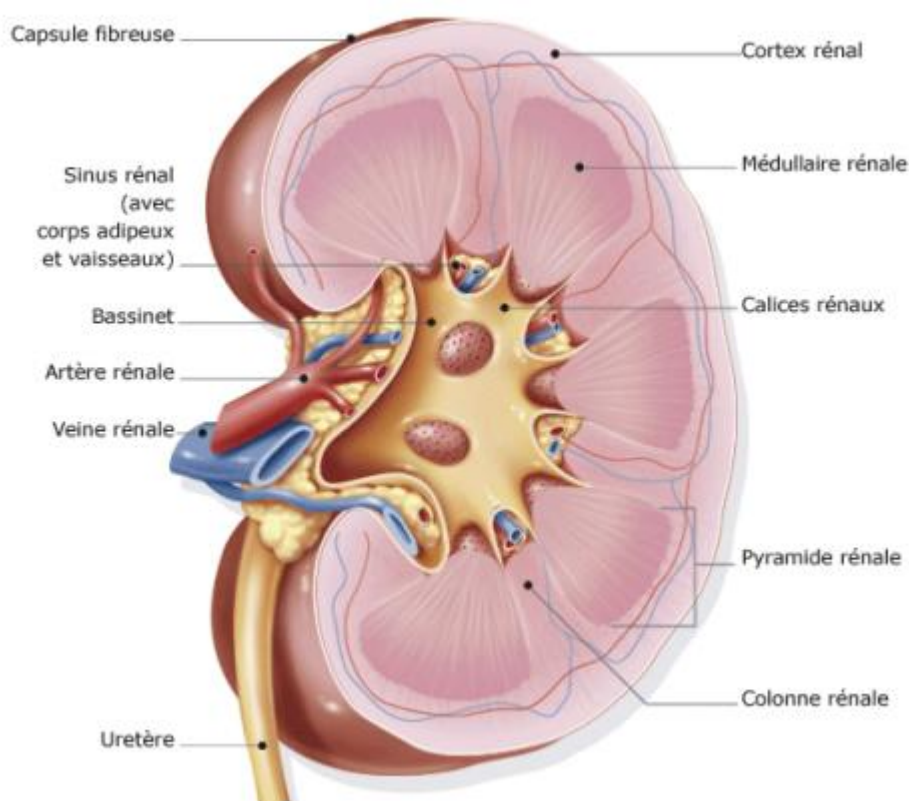
Les reins sont deux organes en forme de haricot situés dans la partie postérieure de l'abdomen, de part et d'autre de la colonne vertébrale, approximativement entre la douzième vertèbre dorsale et la troisième vertèbre lombaire. Il arrive souvent que le rein gauche soit situé jusqu'à 2,5 centimètres plus haut que le rein droit. Le rein mesure 10 à 12,5 centimètres de long et 5 centimètres d'épaisseur environ, pour un poids de 100 à 150 grammes en moyenne chez l'adulte [2].



Les reins sont de couleur rouge-brun foncé en raison de l'abondante présence de vaisseaux sanguins.

Le rein comporte un bord latéral concave sur lequel s'implantent l'artère rénale, la veine rénale, des fibres nerveuses, et l'uretère au niveau d'une ouverture appelée le hile.

Le rein contient une cavité, le sinus rénal, qui renferme les unités fonctionnelles de la filtration, les néphrons. Chaque rein en contient plus d'un million. Ils sont enveloppés d'une capsule fibreuse très résistante [3]. (Voir figure I.2)



**Figure I.2** coupe sagittale du rein [4].

### **I.2 La circulation rénale :**

Chez l'homme le débit sanguin est de 600 ml/min/rien, la perfusion de deux reins représente 25% de débit cardiaque au repos, seulement 20% de ce débit plasmatique rénal est filtré par flocculus glomérulaires [5].

#### **I.2.1 Réseau artériel :**

Le rein est richement vascularisé et c'est au niveau des capillaires glomérulaires que s'effectue l'ultrafiltration sanguine. Mais bien avant ces microstructures, l'artère rénale

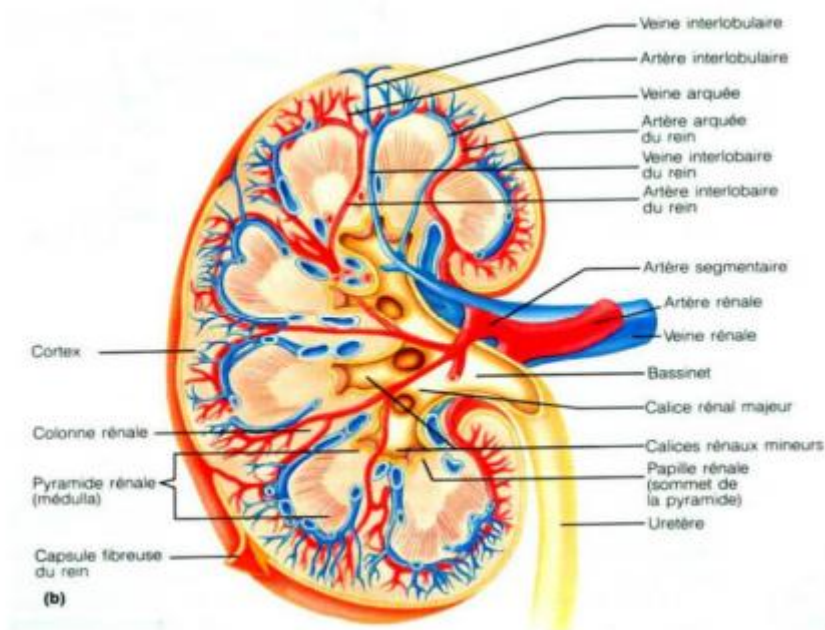
principale vient pénétrer au niveau du hile rénal et se ramifier en plusieurs petites artères interlobaires, qui à leur tour, forment des artérioles afférentes pénétrant dans les glomérules.

La vascularisation d'un néphron est donc assurée par une artériole afférente, qui pénètre dans la capsule de Bowman au pôle vasculaire. Cette artériole se subdivise en capillaires formant le glomérule, et ils s'anastomosent pour former l'artériole efférente. Cette dernière se ramifie en un réseau important de capillaire : les capillaires péri-tubulaires, qui entourent les tubes contournés proximaux et distaux.

### I.2.2 Réseau veineux :

Les réseaux de capillaires péri-tubulaires se regroupent en des veinules corticales profondes, qui se connectent soit sur les veines périphérique étoilées, soit sur les veines corcales interlobulaires. Les veines étoilées se jettent dans les veines interlobulaires qui, à leur tour, drainent les veines arquées en profondeur (au niveau médullaire externe).

Les veines arquées se regroupent en une seule veine rénale qui aboutit elle aussi au niveau du hile [6]. (Voir la figure I.3)



**Figure I.3** la circulation rénale [6].

### **I.3 fonction des reins :**

Le rein est un organe multifonctionnel. Il a plusieurs rôles :

- L'épuration du sang et l'excrétion urinaire :
  - Excrétion de nombreux produits de catabolisme (élimination des déchets endogènes) Excrétion de xénobiotiques (détoxification et élimination des déchets exogènes, comme des médicaments)
  - Rôle d'homéostasie : par le maintien des volumes de fluide et du maintien des équilibres ; hydroélectrolytique et acido-basique de l'organisme.
- Des fonctions endocrines :
  - Synthèse d'érythropoïétine : glycoprotéine synthétisée par l'épithélium vasculaire des capillaires péri-tubulaires rénaux (90%) et par le foie (10%) qui stimule la prolifération et différenciation des érythroblastes.
  - Synthèse de rénine : hormone qui participe à la régulation des volumes extracellulaires et de la pression artérielle (place importante dans le système rénine-angiotensine-aldostérone), la rénine est formée au niveau des artéioles afférentes [5].
- Fonctions d'hydroxylation de la 25-hydroxy cholécalférol, en 1,25-hydroxy cholécalférol, forme active de la vitamine D.
- Fonction métabolisme et de catabolisme :
  - Fonction de néoglucogénèse jusqu'à 20% en cas de jeûne, sous le contrôle de l'insuline et des catécholamines [7].

Le rein est un organe particulièrement fragile, car très perfusé du fait de sa fonction de filtration, il est donc l'un des premiers (avec le foie) à être exposé de manière importante aux xénobiotiques présents dans le sang, d'autre part, les xénobiotiques peuvent être amenés à former des métabolites toxiques lors de leur élimination, ou à précipiter lors de l'acidification des urines, et diminuer ainsi progressivement des capacités fonctionnelles [5].

### **I.4 Insuffisance rénale chronique :**

L'insuffisance rénale chronique (IRC) est une dégradation progressive et irréversible des fonctions rénales, secondaires à des lésions du parenchyme rénal.

Celle-ci aboutit à une rétention de produits de dégradation du métabolisme (diminution de l'excrétion) et à une altération des fonctions endocrines et tubulaires.

Classiquement, on définit un patient comme étant insuffisant rénal chronique s'il souffre d'insuffisance rénale depuis plus de 3 mois consécutifs [8].

Il faut prévenir, dépister, traiter et accompagner au long cours les populations à risque, afin de préserver au maximum leurs fonctions rénales.

Le déclin de la fonction rénale évolue inévitablement, en absence de prise en charge précoce vers l'insuffisance rénale terminale, qui nécessite le recours à l'épuration extra-rénale ou à la transplantation rénale.



**Figure I.4** situation anatomique d'un greffon rénal [9].

Lorsque les reins n'assurent plus leurs fonctions soit particulièrement ou complètement le patient nécessite une intervention médicale qui s'appelle la dialyse.

### **I.5 La dialyse :**

La dialyse est une technique d'épuration qui repose sur l'utilisation d'une membrane semi perméable. Suivant que la dialyse se fait extracorporelle et intracorporelle on distingue plusieurs types :

- Intracorporelle : La dialyse péritonéale
- Extracorporelle : L'hémodialyse et aussi l'hémofiltration et l'hémodiafiltration.

#### **I.5.1 La dialyse péritonéale :**

Cette méthode de dialyse est considérée comme plus douce, car ne nécessite pas de circulation extracorporelle du sang (ce qui évite le besoin d'un traitement anticoagulant), se servant du péritoine comme membrane filtrante le dialysat contenu dans une poche remplit l'abdomen du patient, à l'aide d'un cathéter qui est logé jusque dans le cul de sac de Douglas.

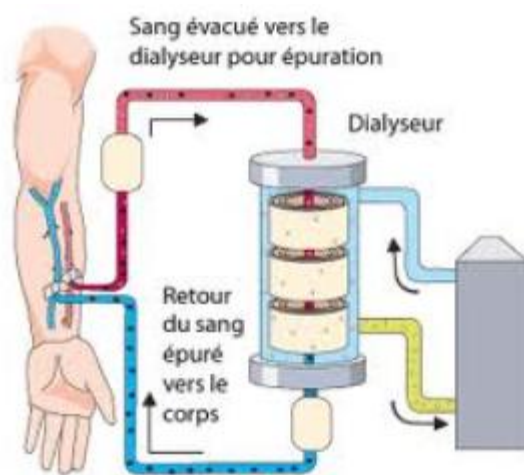
Le liquide contenu dans la cavité péritonéale après quelques heures est chargé en toxines et déchet protéiques. Il contiendra également l'excès d'eau qui n'est plus éliminé et sera donc évacué par le cathéter dans une poche vide.

Il faut noter que contrairement à l'hémodialyse, la dialyse péritonéale permet de ralentir le plus souvent la perte de la diurèse.

Les échanges entre le sang du patient et le dialysat sont principalement basés sur l'osmose et la diffusion, grâce à l'hyperosmolarité de la solution de dialyse[10].

### **I.5.2 L'hémodialyse :**

C'est une méthode d'épuration extra corporelle du sang, et ce processus se déroule dans une machine à l'extérieur du corps. Un médecin crée chirurgicalement un accès permanent à la circulation sanguine, de manière à ce que le sang puisse être dévié à travers la machine de dialyse puis réintroduit dans l'organisme. Ce point d'accès est appelé fistule ou prothèse vasculaire[11].



**Figure I.5** principe d'hémodialyse [12].

### **I.6 Le générateur d'hémodialyse :**

L'évolution de la technologie dans le domaine de dialyse permet de mis en service un générateur permet au patient atteint d'une IRC de maintenir à la normale la composition du sang en épurant le sang de ses déchets, de l'eau en excès et des sels minéraux (potassium, calcium).

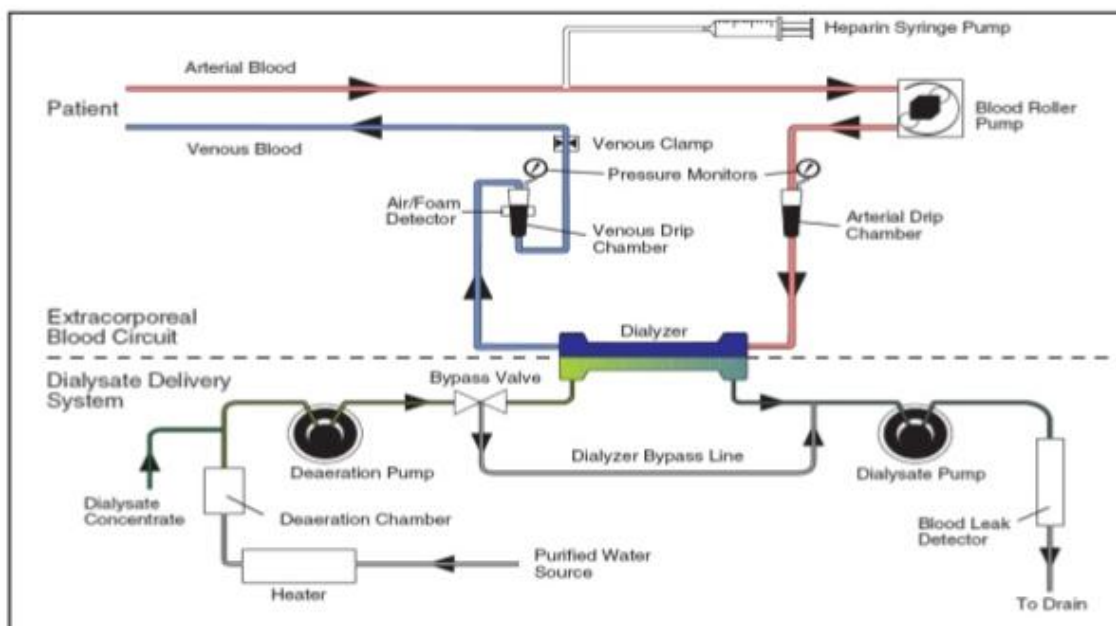


Figure I.6 Schéma type d'un générateur d'hémodialyse [12].

### I.6.1 Le moniteur sanguin :

Le sang aspiré du patient par la pompe à sang qui l'achemine vers le dialyseur, puis une fois épuré, le sang est dirigé à bulles veineuse est mesurée et surveillée à l'aides d'un capteur de pression. Un détecteur d'air prévient tout risque d'injection d'air au patient. Le sang est ensuite refoulé au patient.

### I.6.2 Moniteur dialysat :

Le dialysat est élaboré par dilution d'une solution d'électrolytes concentré avec de l'eau pure. La concentration finale de solution est proche de celle du liquide extracellulaire normal.

Une régulation maintient ce bain de dialyse à une température proche de celle de corps humain.

Le débit de la solution de dialysat traversant le dialyseur est voisine de 500 ml/min, il effectue les contrôles suivants :

- Contrôle de la conductance  $G_d$  (comprise entre 11 et 17 ms).
- Contrôle de la température du débit du dialysat  $Q_d$  (comprise entre 500 et 800 ml/min).
- Contrôle de la température du bain de dialysat (comprise entre 35°C et 40°C).
- Contrôle de la pression de dialysat  $P_d$  ( $2.6 \cdot 10^4$  Pa).
- Détecteur de fuite de sang.



### I.6.3 Le dialyseur :

Il est comparable à un échangeur tubulaire dans lequel le dialysat mélangé avec l'eau traitée et chauffée, circule à contre-courant du flux sanguin ou co-courant tous dépends et la technologie de fabrication. Les transferts sont font au contact d'une membrane cellulosique ou synthétique constitué d'une multitude de fibres creuses (10000 à 15000). La membrane joue son rôle de filtre, qui permet de débarrasser le sang de ses déchets. Puis ces déchets, sont éjectés à l'extérieur du générateur.

De multiples dispositifs de contrôle du circuit sanguin et du dialysat son inclus dans le générateur de manière à assurer une sécurité absolue de l'hémodialyse.

Tout écart en dehors des limites de sécurité fixées déclenche une alarme visuelle et sonore et mise hors circuit immédiate du dialysat. (Voir figure I.6)

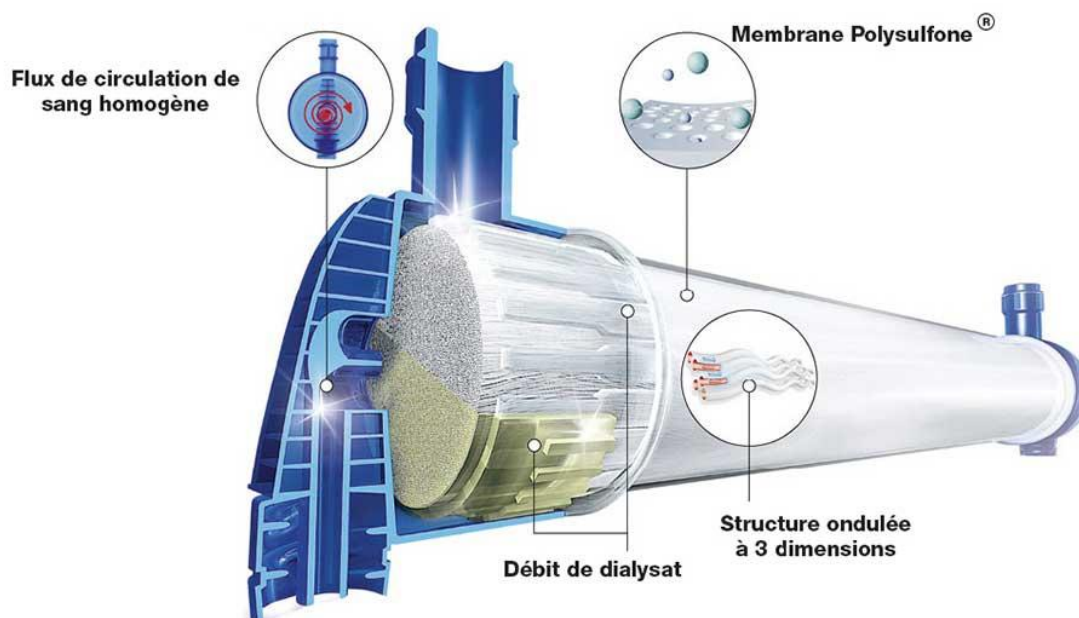


Figure I.6 Coupe d'un dialyseur.

### I.7 Statistiques de la maladie rénale chronique en Algérie [13]:

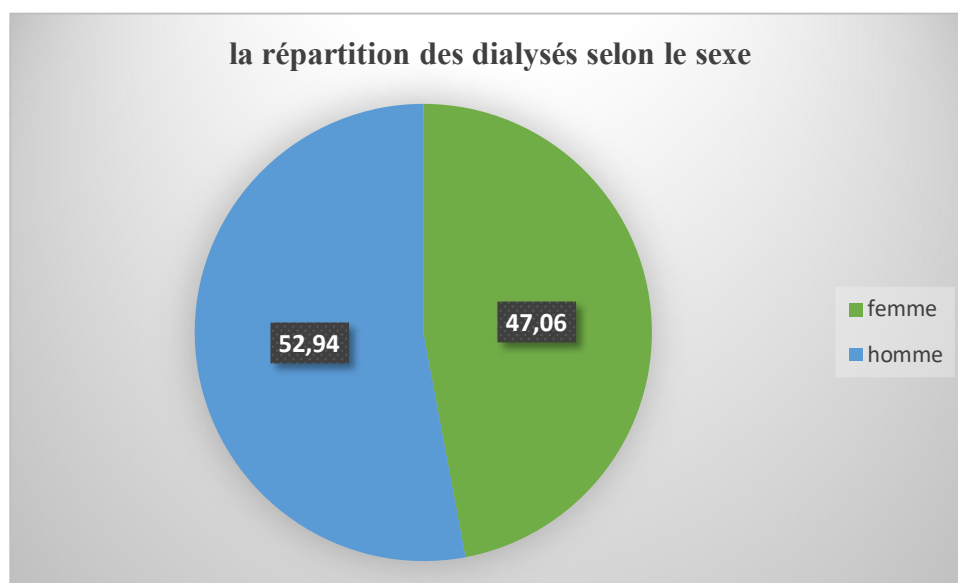
L'insuffisance rénale chronique (IRC) est une maladie progressive et silencieuse. Elle nécessite au stade terminal un traitement de suppléance par dialyse ou transplantation rénale. La collecte de données épidémiologiques de l'insuffisance rénale chronique terminale (IRCT) est essentielle. En effet, cela permet d'aider à mieux contrôler et de prévenir cette pathologie, ainsi qu'à organiser le traitement et la prise en charge particulière de cette dernière. L'incidence et la prévalence de cette maladie sont estimées à travers celle de l'IRC traitée par dialyse ou par greffe rénale. Elles sont bien connues dans les pays développés. Toutefois, ces données ne sont pas encore disponibles avec la même pertinence dans les pays en voie de développement

du fait du manque d'études épidémiologiques et de registres des insuffisants rénaux chroniques terminaux.

Année	2015	2016	2017	2018	2019
Nombres des IRCT	10277	12464	13402	17122	17361
Prévalence de l'IRCT (pmh)	313.2	367.66	385.11	480.95	488.26

**Tableau I.1:** Evolution de la prévalence de l'insuffisance rénale chronique en Algérie par millions d'habitant.

La répartition des insuffisants rénaux chroniques terminaux selon le sexe montrent une prédominance masculine dans tous les pays du monde. L'Algérie n'échappe pas à ce phénomène. En effet, le pourcentage des patients vivants avec le traitement d'hémodialyse est de l'ordre de 52,94% pour les hommes et 47,06% pour les femmes. (Voir Figure I.7).



**Figure I.7:** Répartition des patients dialysés par sexe au 30 juin 2019.

Parmi les dialysés, 34,82% de ces patients sont âgés de 20 à 44 ans, 31,85% de 45 à 64 ans et 17,78 % de 65 à 74 ans. Il convient toutefois de remarquer que le pourcentage des dialysés de moins de 19 ans est seulement de 1,48% et que celui de ceux qui ont 75 ans et plus est de 14,07%. (Voir tableau I.2).



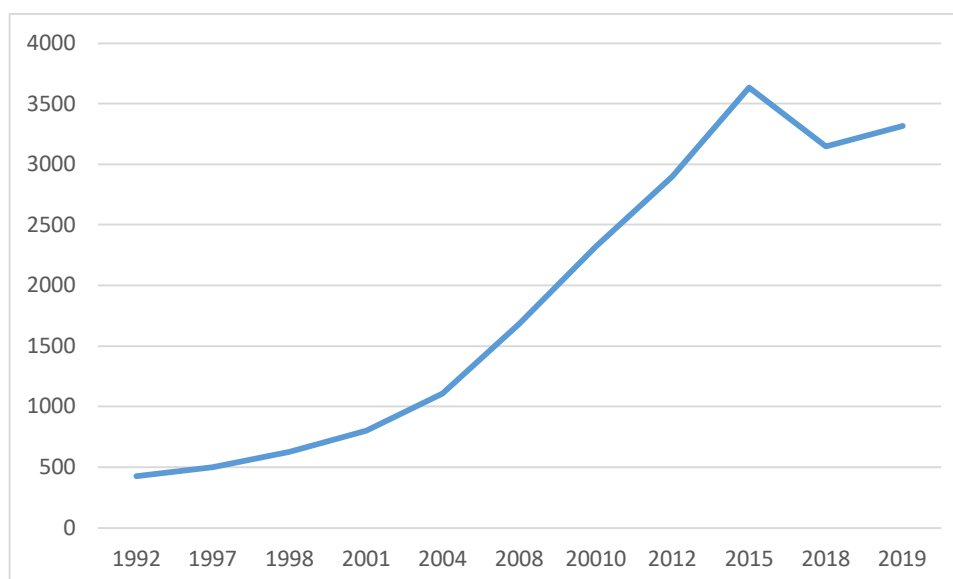
Tranches d'âge	0-19 ans	20-44 ans	45-64 ans	65-74 ans	75 ans et plus
Fréquence	1.48%	34.82%	31.85%	17.78%	14.07%

**Tableau I.2** Répartition des patients dialysés selon l'âge en 2019.

Cause	Fréquence
Hypertension artérielle	25.93%
Diabète	22.23%
Néphropathie glomérulaire chronique	8.15%
Néphropathie interstitielle	5.19%
Néphropathie vasculaire	11.11%
Polykystose rénale	3.70%
Indéterminée	23.70%

**Tableau I.3** Causes de l'IRCT en Algérie 2019.

Afin de répondre au nombre croissant des hémodialysés, le nombre des centres d'hémodialyse est passé de 152 en 2005 à 320 au 30 juin 2019. En parallèle, le nombre de générateurs ou de reins artificiels qui assurent l'activité d'hémodialyse est en progression continue. En effet, ce nombre est passé de 10 en 1978 qui correspond à l'année d'ouverture du premier centre d'hémodialyse en Algérie, à 3317 au 30 juin 2019. (**Voir Figure I.8**).



**Figure I.8** Evolution du nombre de générateurs fonctionnels en Algérie de 1992 à 2019.

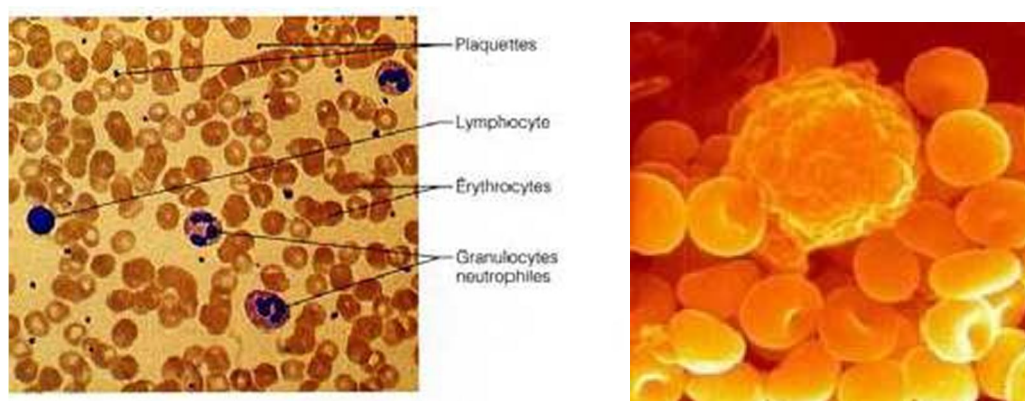
## **I.8 Rhéologie du sang et notion de l'hémodynamique :**

### **I.8.1 composition du sang :**

Le sang est une suspension de cellules dans un liquide complexe appelé le plasma. Les cellules, que l'on peut séparer par centrifugation, sont de trois types : les globules rouges (ou érythrocytes, ou hématies), les globules blancs (ou leucocytes ou lymphocyte) et les plaquettes (ou thrombocytes). Toutes ces cellules proviennent originellement de la moelle osseuse.

Le sang humain normal contient, par mm<sup>3</sup>, 4 à 5 millions de globules rouges et 5 à 10 milles globules blancs et enfin 100 à 200 milles plaquettes.

Le plasma est une solution aqueuse contenant des ions, des sucres, des lipides et des protéines telles que l'albumine, les globulines et le fibrinogène [14].



**Figure I.9** Les composants du sang [14].

### **I.8.2 Rhéologie du sang (comportement non-Newtonien) :**

Le comportement rhéologique du sang présente, sous certaines conditions d'écoulement, un aspect non-Newtonien. Il se manifeste par l'existence de deux plateaux newtoniens, l'un à faible vitesse de cisaillement et l'autre à forte vitesse de cisaillement et un comportement rhéofluidifiant entre ces deux plateaux [15].

Plusieurs modèles ont été proposés pour décrire correctement ce comportement. En effet, ce comportement est donné par la loi représentant la contrainte de cisaillement  $\tau$  en fonction de la vitesse de déformation  $\dot{\gamma}$ , avec  $\tau_c$  représentant une contrainte seuil en deçà de laquelle l'écoulement n'a pas lieu ( $\tau_c = 0 \rightarrow$  pas de contrainte seuil)

### I.8.3 La viscosité du sang :

La viscosité sanguine est influencée par différents facteurs tels que : la vitesse de cisaillement, la température, l'agrégation et la déformation des globules rouges, l'hématocrite et les protéines plasmatiques [16].

La Figure I.9 montre la variation de la viscosité sanguine  $\mu$  en fonction de la température et de taux de cisaillement  $\dot{\gamma}$  ( $\dot{\gamma} = \frac{\partial u}{\partial y}$ ). On constate que la viscosité diminue avec l'augmentation de taux de cisaillement et la température.

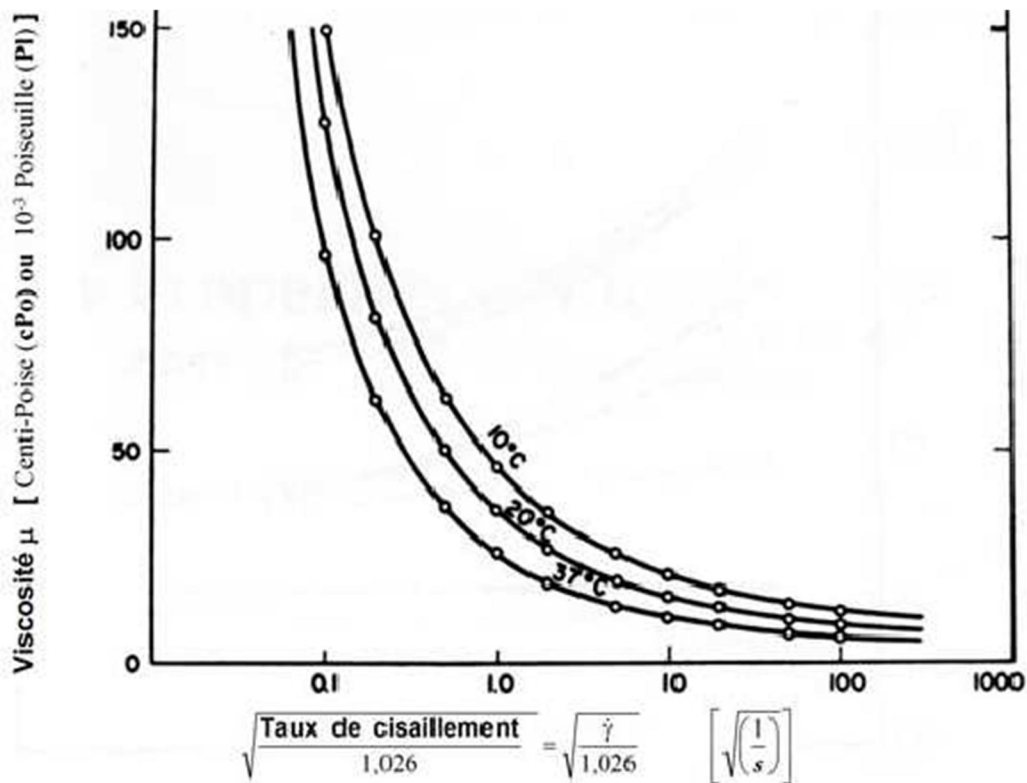


Figure I.10 Variation de la viscosité en fonction de la température et de taux de cisaillement.

### I.8.4 L'Hémodynamique :

Le mouvement du sang dans le système circulatoire obéit aux lois de la MDF. On admet que le sang a un comportement sensiblement Newtonien quand il s'écoule dans les gros vaisseaux, mais qu'il n'en est plus de même dans les parties distales ou périphériques du réseau, [17]. Dans ce qui suit, on supposera que le sang est **Newtonien**. Ceci nous permettra, en exploitant les données circulatoires relevées à l'aide de la simulation par le logiciel COMSOL aux différents étages du réseau, de tirer un certain nombre de conclusions théoriques à partir des équations classiques de Navier-Stokes.

**Chapitre II :**  
**Etude descriptive et fonctionnelle du**  
**générateur d'hémodialyse 4008B**

## Introduction :

Dans ce chapitre nous aborderons le modèle d'appareils d'hémodialyse ; Fresenius 4008B sur lequel nous allons porter notre étude d'un point de vue général et détaillée de sa constitution.

Le tableau ci-dessous résume les principales caractéristiques techniques de l'appareil [18]:

Paramètre	Valeurs
<b>Alimentation Electrique</b>	Tension du réseau 230-240 V (AC), -10% à +6%, 50Hz Pour la dialyse, max 6 A Pour la désinfection, thermochimique max 9 A Batterie 18V
<b>Alimentation en eau</b>	-Entrée de l'eau <b>1,5 à 6,0 bars</b> -Température d'entrée de l'eau <b>5°C à 30°C</b> -Rinçage thermochimique intégré <b>85°C</b> jusqu'à <b>95°C</b> -Hauteur de sortie, max <b>1 m</b>
<b>sécurité</b>	-Détecteur de fuite de sang, sensibilité de 0.5ml/min -Détecteur d'air 0 à 600ml/min
<b>Pompe</b>	A sang, <b>15-600 ml/min.</b> Héparine, <b>0.1-10 ml/h.</b> (seringue de : <b>20, 30, 50 ml</b> )
<b>Circuit fluidique de dialyse</b>	-Débit de dialyse : 300-500-800 ml/min -La température de dialyse : 35°C-39°C -conductivité : <b>12.8 à 15.7 ms/cm (25°C)</b>

**Tableau II.1** : les principales caractéristiques techniques du générateur 4008 B

## II.1 Description de l'appareil [18] :

## I.1. Face avant : (voir fig. II.1.)

## Légende

- ① Interface d'affichage (Bar graphe + afficheur a sept segments)
- ② Pompe à sang
- ③ Support pour seringue
- ④ Contrôle de température du sang
- ⑤ Entrée du concentré
- ⑥ Raccordement de la cartouche de bicarbonate en poudre
- ⑦ Interface d'affichage à sept segments)
- ⑧ Détecteur de bulles air
- ⑨ Potence
- ⑩ Frein

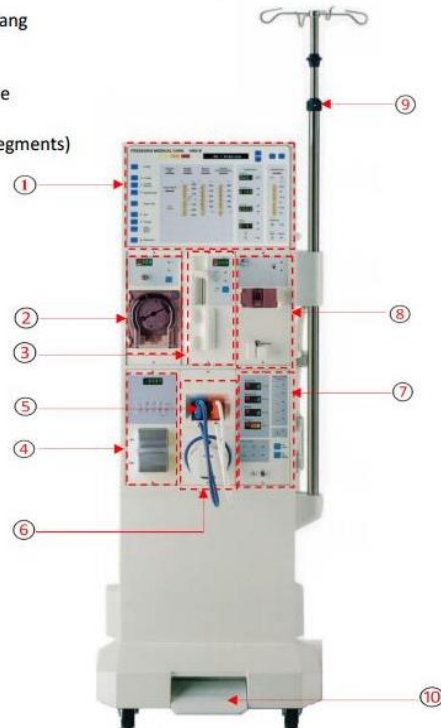


Fig. (II.1) Face avant

## I.2.Face arrière : (voir fig. II.2.)

## Légende

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

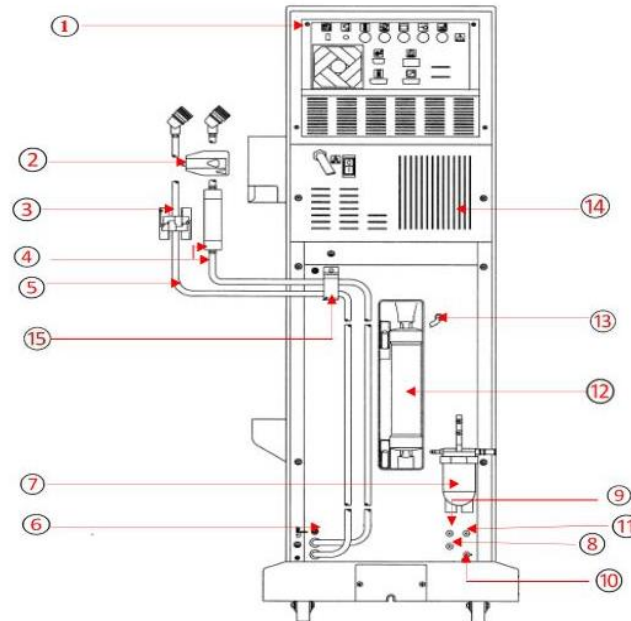


Fig. (II.2) Face arrière

I.3. Bloc d'alimentation : (voir fig. II.3.)

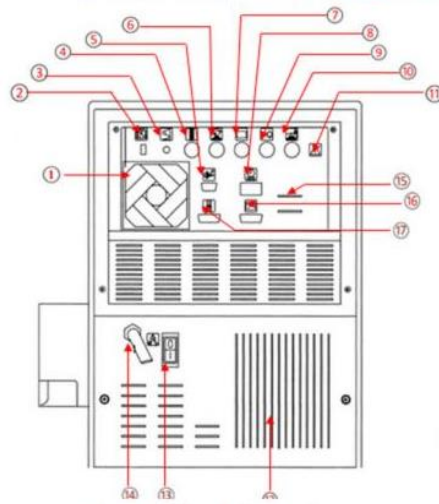
**Légende**

Figure.II.3. bloc d'alimentation

- |   |   |
|---|---|
| ① Ventilateur   | ⑩ Raccord Sortie alarme (peut être utilisé pour raccorder un témoin d'alarme externe, appel infirmier)    |
| ② Switch service technique  | ⑪ Pictogramme : attention, voir   |
| ③ Réglage de puissance de l'alarme  | ⑫ Bloc d'alimentation (alimentation électrique du générateur de dialyse)                                  |
| ④ Raccord pour lampe /Témoin d'état (en option)   | ⑬ Interrupteur d'alimentation ( <b>interrupteur</b> )   |
| ⑤ Interface RS232 (isolé électrique par Couleur optique) en option                          | ⑭ Cordon d'alimentation électrique (I 230 V AC ; 50-60 Hz)  |
| ⑥ Raccord entrée /sortie (pour appareils périphériques)                                     | ⑮ Haut-parleur d'alarme   |
| ⑦ Raccord écran   | ⑯ Prise pour télécommande 4008 (en option)  |
| ⑧ Compteur d'heures de service  | ⑰ Interface clef ID patient (identification du patient en liaison avec le programme FINESSSE) (en option) |
| ⑨ Raccord Entrée alarme (peut être utilisé pour raccorder un déclencheur externe qui permet |   |

I.4. Pompe à sang : (voir fig. II.4.)

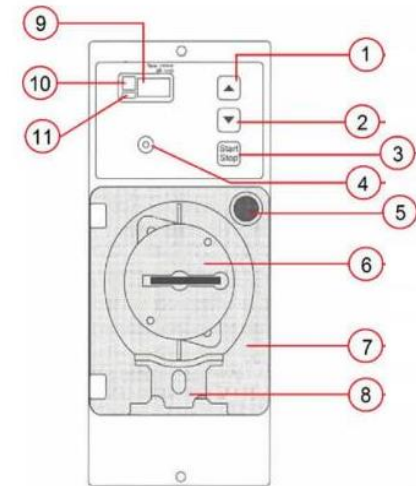


Figure.II.4. Pompe à sang

**Légende**

- |  |   |
|--|---|
| ① Touche ↑ (permettant d'augmenter le débit sanguin ou la valeur du              | ⑥ Rotor (refoule le sang du patient par le jeu des galets et du corps de pompe. On peut démonter le |
| ② Touche ↓ (permettant de réduire le débit sanguin ou la valeur du diamètre CPS) | ⑦ Porte de pompe  |
| ③ Touche Start/Stop (mise en marche/arrêt de la pompe à sang)                    | ⑧ Élément de serrage (assure le maintien de corps de pompe  |
| ④ Entrée de pression Luer-Lock pour la mesure de pression artérielle             | ⑨ Affichage, indique le débit, le diamètre de corps de pompe ou un code d'erreur                    |
| ⑤ Détecteur (porte de pompe à sang ouverte ou fermée)                            | ⑩ Voyant alarme   |
|  | ⑪ Voyant fonctionnement   |



I.5. Pompe à héparine (fig. II.5)

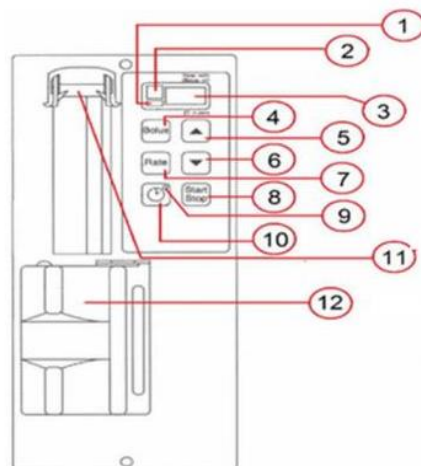


Figure. II.5. Pompe à héparine

**Légende**

- |  |  |
|--|--|
| ① Voyant <b>FONCTIONNEMENT</b>   | ⑦ Touche rate (pour régler le débit)                                     |
| ② Voyant <b>ALARME</b>   | ⑧ Touche <b>START/STOP</b> (mise en marche/arrêt de la pompe à héparine) |
| ③ Affichage (indique le débit, le temps, le volume du bolus ou le code d'erreur) | ⑨ Voyant <b>COMPTEUR HORAIRE</b>   |
| ④ Touche bolus   | ⑩ Touche pour régler le compteur horaire                                 |
| ⑤ Touche ↑ (pour augmenter le débit ou le temps et remonter le piston)           | ⑪ Pousse-seringue  |
| ⑥ Touche ↓ (pour réduire le débit ou le temps et descendre le piston)            | ⑫ Berceau du corps de seringue   |

I.6. Détecteur d'air (fig. II.6)

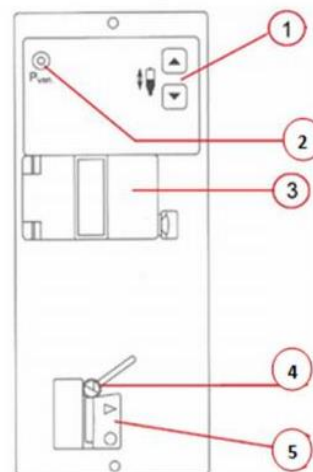


Figure. II.6. Détecteur d'air

**Légende**

- |   |
|---|
| ① Touche (pour augmenter (^) et diminuer(v) le niveau du liquide dans le                |
| Raccord de pression veineuse (raccord luer-lock pour la mesure de la pression veineuse) |
| ② Support de piège à bulle veineux avec détecteur à ultrason                            |
| ③   |
| ④ Clamp veineux   |
| ⑤ Détecteur colorimétrique  |

I.7. Plaque signalétique (voir fig. II.7)

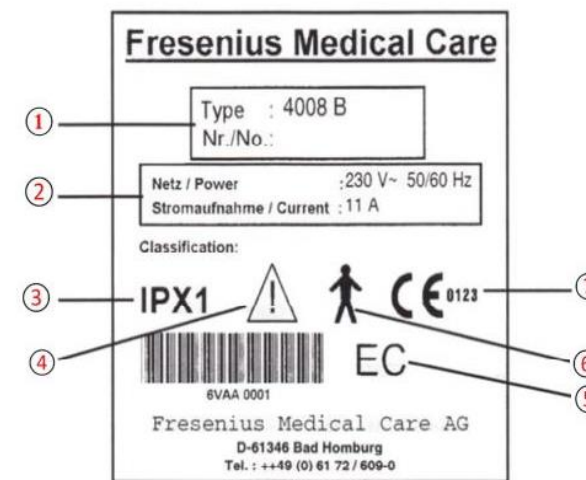


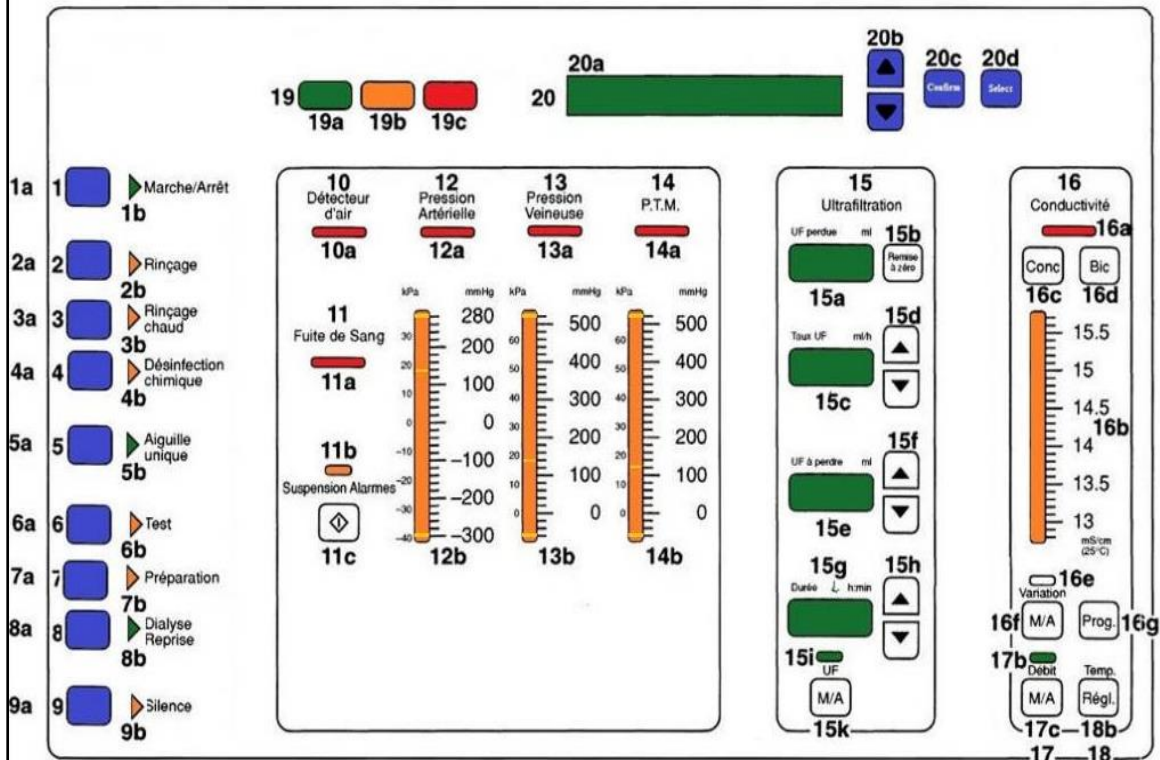
Figure. II.7. Plaque signalétique

**Légende**

- |  |
|--|
| ① Désignation du modèle, numéro de série   |
| ② Paramètres électriques   |
| ③ Protection contre les infiltrations de liquides : protège contre les projections |
| ④ Attention, ce référer à la documentation jointe                                  |
| ⑤ Code d'équipement (EC, Equipment Code)   |
| ⑥ Degré de protection contre les chocs électriques ; types B                       |
| ⑦ Indication CE  |



I.8.Face moniteur (voir fig. II.8)



Figure(II.8) Face moniteur

**Légende**

**Touches de fonction (5N°1-9)**

1a – touche **Marche/Arrêt**

1b- voyant **Marche/Arrêt**

2a- Touche **Rinçage**

2b-voyant **Rinçage**

3a-Touche **Rinçage chaud**

3b-Voyant **Rinçage chaud**

4a-touche **Désinfection chimique**

4b-Voyant **Désinfection chimique**

5a-touche **Aiguille unique**

5b-Voyant **Aiguille unique**

6a-touche **Test**

6b-voyant **Test**

7a-touche **P préparation**

7b-voyant **P**

**Préparation**

8a-touche **Dialyse/reprise**

8b-voyant **Dialyse/reprise**

9a-touche **Silence**

9b-Voyant **Silence**

**Moniteur circuit sang (N°10-14)**

10a-témoin d'alarme du **détecteur d'air**

11a-témoin d'alarme de **fuite de sang**

11b-témoin de suppression alarme  
(suspension alarmes)

11c-touche de suppression alarme  
(suspension alarmes)

12a-témoin d'alarme de **pression artérielle(PA)**

12b-Echelle de mesure de **pression artérielle**

13a-témoin d'alarme de **pression veineuse (PV)**

13b-Echelle de mesure de **pression veineuse**

14a-témoin d'alarme de **P.T.M**

(**Pression transmembranaire**)

14b-Echelle de mesure de **P.T.M (pression transmembranaire)**

**Moniteur d'ultrafiltration (N°15)**

15a-affichage de l'**UF perdue**

15b-touche **Remise 0 zéro**

15c-Affichage de **Taux UF**

15d-↑touche augmenter et ↓touche diminuer du **taux UF**

15e-Affichage de l'**UF à perdre**

15f-↑touche augmenter et ↓touche diminuer de l'**UF à perdre**

15g-Afficheur de la durée de **dialyse à effectuer**

15h-↑touche augmenter et ↓touche diminuer la **durée de dialyse (durée)**

15i-voyant **UF**

15k-touche **UF M/A**

**Ecran/Entrée donnée (N°20)**

20a-Afficheur

20b-touche ↑ et ↓

20c-Touche **Confirm**

20d-Touche **Select**

**Moniteur de circuit dialysat (N°16-18)**

16a-témoin d'alarme de **conductivité**

16b-Echelle de mesure de **conductivité**

16c-Touche **Conc**

16d-touche **bic**

16e-Voyant **variation**

16f-touche variation **M/A**

16g-Touche variation **Prog**

17b-Voyant **débit**

17c-Touche débit **M/A**

**Voyant témoin d'état (N°19)**

19a-témoin d'état **vert(marche)**

19b-témoin d'état **jaune**  
(vigilance/information)

19c-témoin d'état **Rouge** (alarme)

**Ecran/Entrée donnée (N°20)**

20a-Afficheur

20b-touche ↑ et ↓

20c-Touche **Confirm**

20d-Touche **Select**

## ➤ Mise en marche du générateur d'hémodialyse

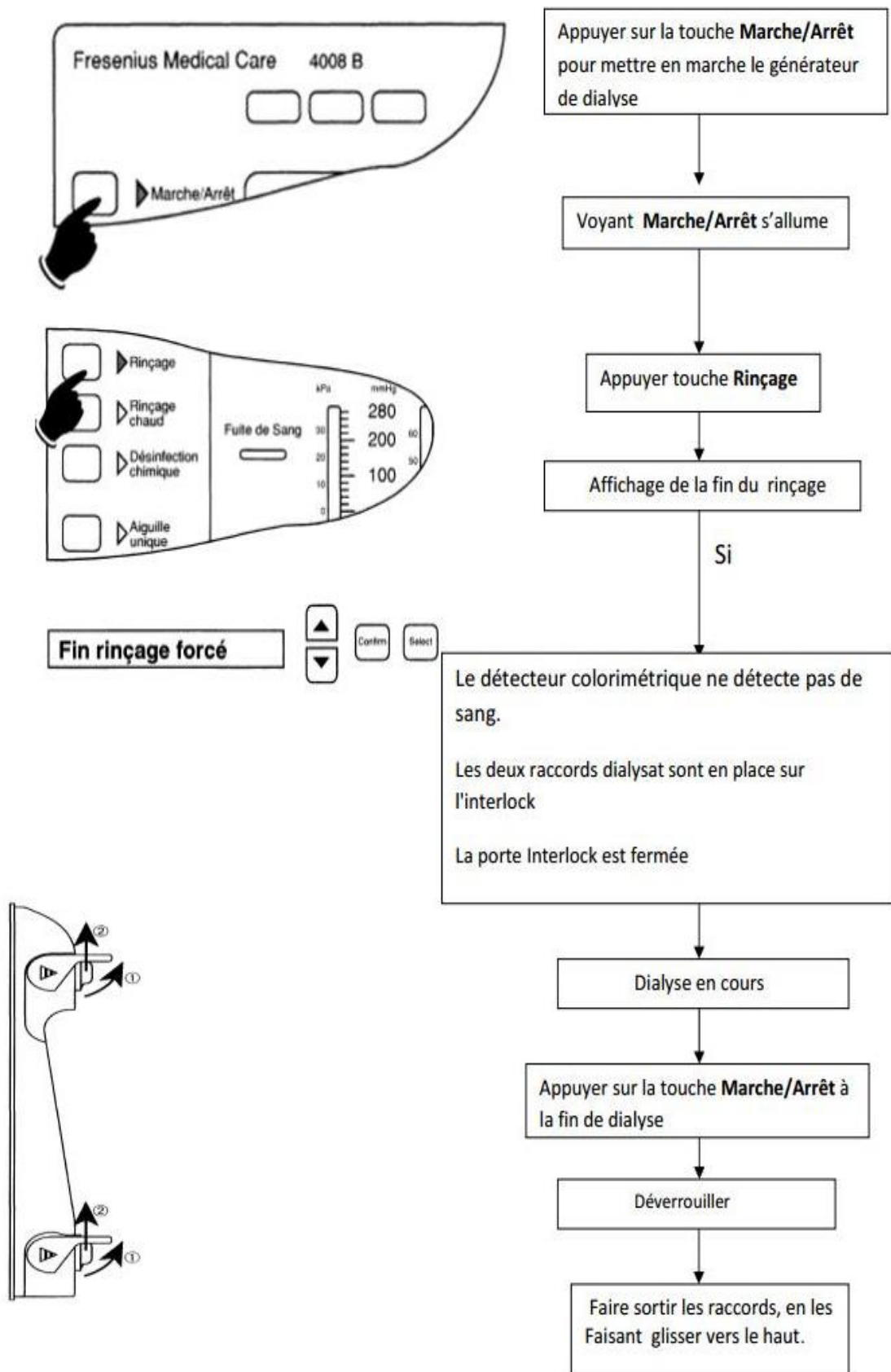


Figure (II.9) Mise en marche du générateur d'hémodialyse

## **II.2 Description de fonctionnement du schéma hydraulique standard :**

Le circuit hydraulique du générateur d'hémodialyse se compose d'un système d'équilibre volumétrique du dialysat MEV ,dont le rôle est de s'assurer que la quantité de dialysat frais soit la même quantité que celle du dialysat usé.

Dans les modules d'équilibre volumétrique, le dialysat usé est remplacé par du dialysat frais et inversement dans la partie symétrique, ce qui permet d'obtenir un volume d'entrée et de sortie identique. Le dialysat frais est séparé du dialysat usé par une membrane élastique.

Le flotteur (5) intégré au bloc de chauffage (66) régule l'arrivée d'eau osmosée via l'électrovanne d'entrée d'eau (41).

Le régulateur de pression placé en amont (61) maintient la pression d'entrée d'eau à un niveau constant.

Dans la chambre (88c) du block dialysat (88), la pompe concentrée A (23) introduit un concentré Acétate et lors de la dialyse Bicarbonate un concentré Acide.

Lors d'une dialyse au bicarbonate, la pompe bicarbonate (25) amène la solution de bicarbonate de la canne d'aspiration bicarbonate (95) vers le débulleur principal (88c) du bloc dialysat (88) via la chambre de dégazage (131 a) et introduit un dosage de bicarbonate dans la chambre. La conductivité du bicarbonate est mesurée et contrôlée par la cellule de conductivité (132) et la sonde de température (133).

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

L'eau est réchauffée dans la chambre de chauffage (66b). Après le passage dans la restriction de dégazage (89), l'eau se dégaze sous l'effet de la dépression engendrée par la pompe de dégazage (29). L'air ainsi éliminé est collecté dans la chambre de dégazage.

De la, il est amené via un clapet tare (65) au bloc de chauffage (66). Puis il est évacué dans l'atmosphère via la chambre du flotteur (66c).

Le dialysat circule de la chambre (88c) vers le module d'équilibre volumétrique (68) à travers la chambre de dilution (131 b). Puis le dialysat s'écoule du module d'équilibre volumétrique vers le dialyseur via la cellule de conductivité (7) et l'électrovanne d'arrivée dialysat (24).

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

Lorsque la température et la conductivité se trouvent dans la fourchette de sécurité, les deux électrovannes du dialyseur (24 et 24b) sont ouvertes et la vanne by-pass (26) est fermée.

Si l'une des deux valeurs est en dehors des marges de sécurité (alarme de température ou de conductivité), la vanne by-pass (26) s'ouvre et l'électrovanne d'arrivée du dialysat (24) se ferme. Le dialysat usé sortant du dialyseur est contrôlé par le détecteur de fuite de sang (8).

Puis il arrive dans la chambre (88b) du bloc dialysat. A la sortie de cette chambre, le dialysat est refoulé par la pompe de débit (21) vers le module d'équilibre volumétrique (68), ce qui permet de remplacer en permanence le dialysat sortant par un volume équivalent de dialysat frais.

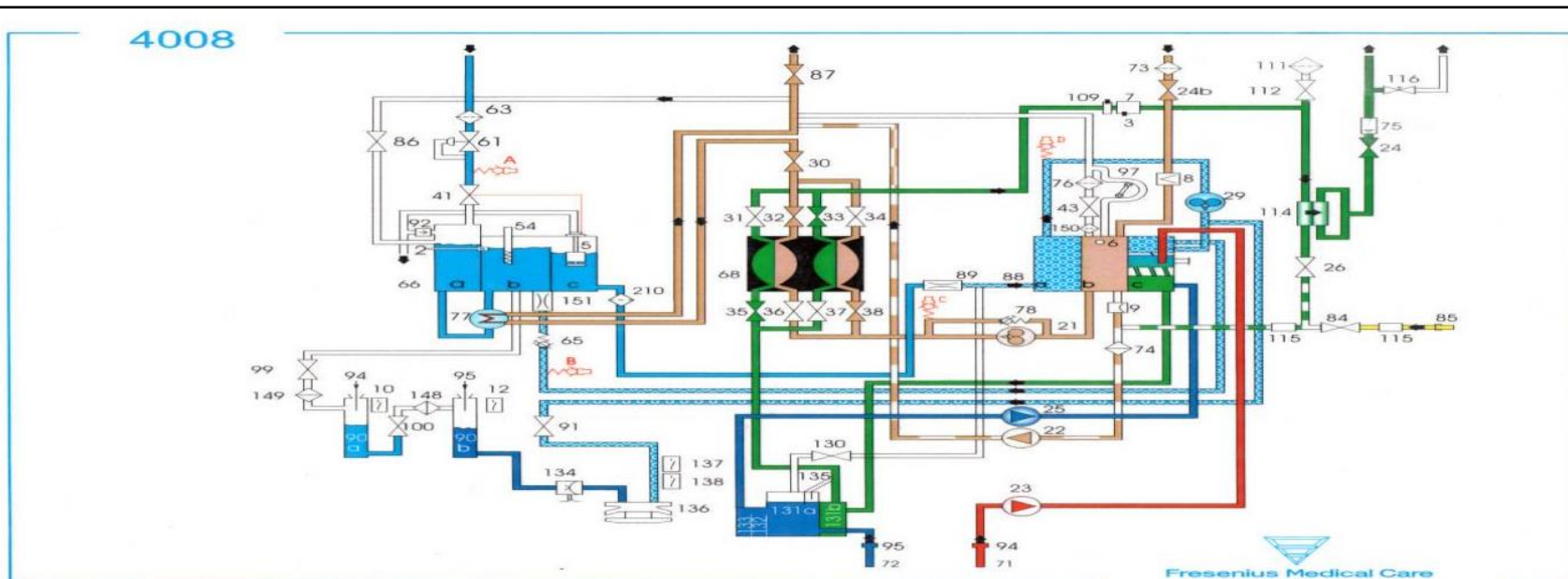
Le capteur de pression (9), qui se trouve sous la chambre (88b) du bloc dialysat (88), mesure la pression dont la valeur est intégrée dans le calcul de la PTM.

Une pompe à membrane (pompe UF 22) dont le volume d'éjection est de 1 ml par pulsation opère la soustraction liquidienne du système selon un débit prédéfini. Etant donné qu'il s'agit d'un circuit fermé, un volume équivalent est soustrait au sang sous forme d'ultrafiltration, via le dialyseur.

Le dialysat usé est drainé hors du module d'équilibre volumétrique (68) via l'électrovanne (30), l'échangeur thermique (77) et l'électrovanne (88).

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



**Légende**

- 2 Sonde régulation température
- 3 Sonde lecture température
- 4 Sonde lecture température (option OCM)
- 5 Flotteur
- 6 Détecteur de niveau
- 7 Cellule de conductivité
- 8 Détecteur de fuite de sang
- 9 Capteur de pression
- 10 Contact reed pour concentré A
- 12 Contact reed pour bicarbonate
- 21 Pompe de débit
- 22 pompe UF
- 23 Pompe de concentré A

- 54 Résistance chauffante
- 61 Régulateur de pression
- 63 Filtre (facultatif)
- 65 Clapet taré
- 66 Bloc de chauffage
- 66a Chambre d'entrée d'eau
- 66b Chambre de chauffage
- 66c Chambre de régulation de niveau
- 68 Module d'équilibre volumétrique
- 71 Filtre concentré A
- 72 Filtre concentré B
- 73 Filtre retour dialysat
- 74 Filtre UF
- 75 Indicateur de débit

- 97 Pompe débulleur
- 98 Electrovanne de rinçage
- 99 Electrovanne chambre désinfection
- 100 Electrovanne chambre désinfection
- 102 Electrovanne concentré A VRAC
- 104 Electrovanne concentré BVRAC
- 109 Sonde de température
- 110 Cellule de conductivité (option OCM)
- 111 Filtre hydrophobe DIASAFE
- 112 Electrovanne test DIASAFE
- 114 DIASAFE
- 115 Sondes détection désinfectant
- 116 Site de prélèvement
- 117 Clapet anti-retour (concentré A)

- 182 Capteur de pression 2 (option Diasafe plus)
- 183 Electrovanne de test (option Diasafe plus)
- 184 Compresseur (option Diasafe plus)
- 188 Electrovanne d'évacuation
- 189 Electrovanne flush dialysat
- 190 Filtre Online (option Online plus)
- 191 Electrovanne 3 Online (option Online plus)
- 192 Electrovanne 2 Online (option Online plus)
- 193 Electrovanne 1 Online (option Online plus)
- 194 Raccord de rinçage (option Online plus)
- 195 Raccord de substitution (option Online plus)
- 201 Pompe d'aspirateur d'air de la solution concentrée
- 202 Capteur de niveau du concentré
- 203 Pompe d'aspirateur d'air du bicarbonate

### **II.3 Le mécanisme de transfert de matière dans l'hémodialyse :**

#### **II.3.1 Phénomène de convection :**

Ce phénomène de convection, également appelé ultrafiltration, est entièrement basé sur un gradient de pression hydrostatique, l'eau plasmatique qui va traverser la membrane va emporter avec elle des substances dissoutes.

Cette eau plasmatique appelé ultrafiltrat et elle a une constitution en électrolytes proche de celle du plasma[19].

Ce phénomène d'ultrafiltration ou convection s'effectue du compartiment sanguin vers le dialysat. Si le transfert s'opère dans l'autre sens (du dialysat vers le sang), il est alors appelé rétro-filtration.

#### **II.3.2 Phénomène de diffusion :**

Le phénomène de diffusion, quant à lui, est régi par un gradient de concentration, ne laissant passer au travers de la membrane que les petites molécules, en allant du compartiment le plus concentré vers le moins concentré, on a un transport passif de soluté allant du sang vers le dialysat, sans passage de solvant.

On appelle rétrodiffusion un transfert passif de solutés se faisant du dialysat vers le sang.

La diffusion repose donc sur la probabilité qu'une molécule rencontre et traverse un pore de sa taille, évidemment, plus ce soluté est petit, et plus sa concentration est importante, plus il aura de chance d'être transporté au travers la membrane.

Le phénomène de diffusion, lui répond à la loi de Fick [20] :

$$\frac{dm}{dt} = -D \times \frac{dc}{dx} \times S$$

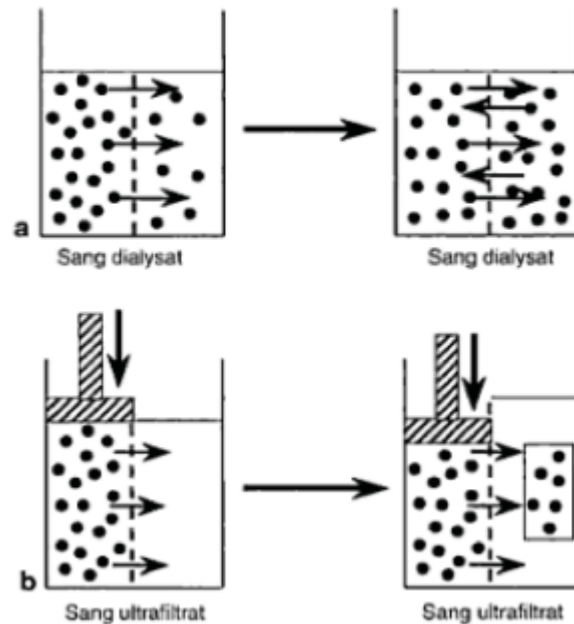
$\frac{dm}{dt}$  : désigne le flux diffusif de matière, masse diffusant en fonction du temps  $\left(\frac{Kg}{s}\right)$

$\frac{dc}{dx}$  : désigne le gradient de concentration (dc) en fonction de la distance de diffusion

(dx), ou \* gradient de concentration pondérale \*.

D: est le coefficient de diffusion  $\left(\frac{m^2}{s}\right)$ .

S : désigne la surface d'échange ( $m^2$ )

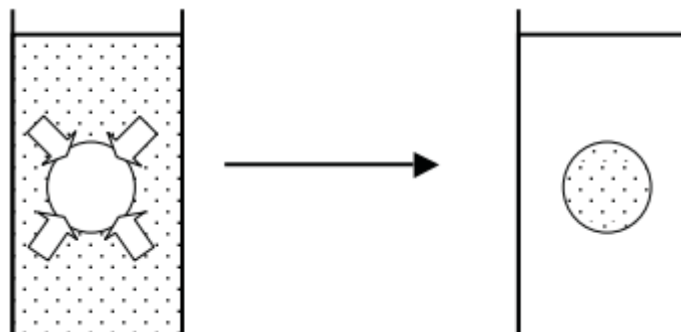


**Figure II.11** les deux principes physicochimiques d'échange au cours des techniques d'épuration extrarénale. (a : c'est la diffusion , b : c'est la convection)

### II.3.3 Phénomène d'adsorption :

L'adsorption est un phénomène passif mettant en jeu un adsorbant et une substance adsorbée. L'adsorbant est un composé insoluble, comme la membrane de dialyse hydrophobes.

Les substances habituellement adsorbées sont de nature protéique : avec l'albumine, la fibrine, la  $\beta$ 2-microglobuline, des cytokines, et des fragments de complément activés. L'homocystéine, qui est fortement liée aux protéines, peut également se trouver adsorbée par les membranes [21].



**Figure II.12** principes de l'adsorption.

### II.3.4 Phénomène d'osmose :

L'osmose concerne, elle, le flux de solvant emporté par diffusion : on aura un passage d'eau allant du milieu le moins concentré vers le milieu le plus concentré. Le transfert d'eau va s'effectuer sous l'effet d'une différence de pression osmotique.

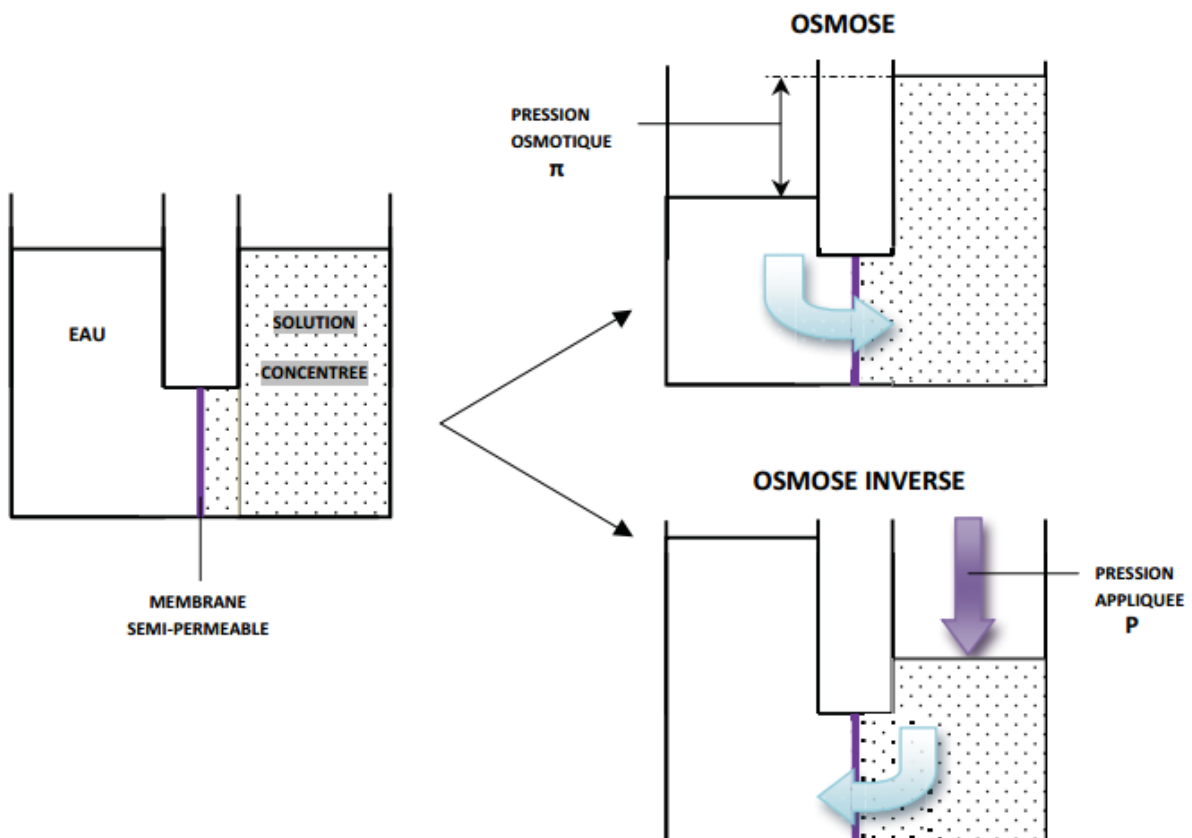
Ce phénomène est réversible en appliquant une pression dépassant la pression osmotique sur le compartiment contenant le liquide le plus concentré. Le passage de l'eau se fera du compartiment le plus concentré vers le moins concentré. Afin d'obtenir des débits efficaces, il faut que la pression appliquée ( $p$ ) soit au moins égale à deux fois la pression osmotique( $\pi$ ) [22].

$$\pi = c.R.T$$

$c$  : c'est la concentration molaire volumétrique du soluté ( $\text{mol.m}^{-3}$ )

$R$  : c'est la constante des gaz parfait ( $8,32 \text{ KJ.mol}^{-1}.\text{K}^{-1}$ )

$T$  : c'est la température en degré kelvin (K)



**Figure II.13** le principe de l'osmose (en haut à droite), et de l'osmose inverse (en bas à droite).



## II.4 Échangeurs tubulaire coaxial :

Un échangeur de chaleur est un système qui permet de transférer un flux de chaleur d'un fluide chaud à un fluide froid à travers d'une paroi sans contact direct entre les deux fluides.

Un échangeur tubulaire simple coaxial est constitué de deux tubes cylindriques coaxiaux. Un fluide (généralement le chaud) circule dans le tube intérieur, l'autre dans l'espace compris entre les deux tubes. Le transfert de chaleur du fluide chaud au fluide froid s'effectue à travers la paroi que constitue le tube intérieur [23].

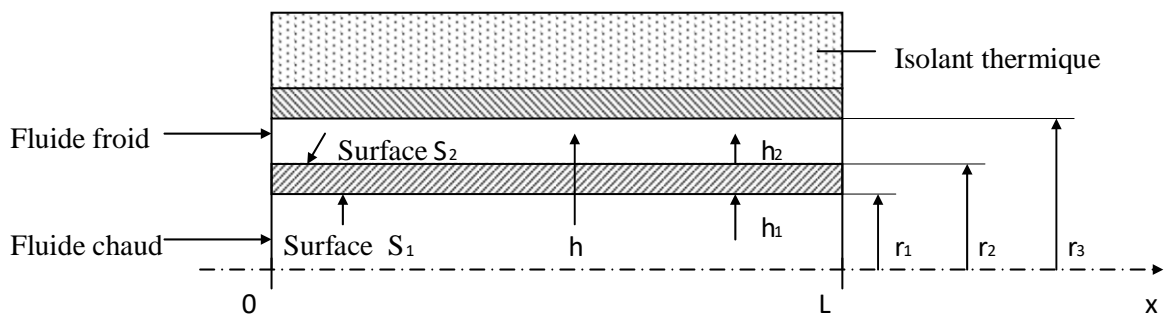


Figure II.14 Schéma d'un échangeur tubulaire simple

## II.5 Pompe péristaltique :

Péristaltique est donc un terme qui a été repris par les ingénieurs pour nommer une technologie de pompage qui s'inspire de «mère nature», puisque celle-ci est basée sur la contraction d'un flexible interne déformable, dans lequel circule un liquide. Ce type de pompe porte aussi le nom de pompe à galets (exemple de la pompe péristaltique représentée ci-dessus, où ce sont des galets qui déforment, en le pressant, le flexible interne doté d'une certaine élasticité), sachant qu'il peut s'agir simplement de coussinets glissant sur le tube. C'est la déformation du flexible interne avec son élasticité propre, qui assure l'aspiration du fluide à pomper.

L'un des intérêts de ce type de pompe est que le fluide à transporter n'est en contact avec aucun autre élément de la pompe, que la seule paroi intérieure du tube. L'étanchéité de la pompe est garantie par le flexible interne lui-même, le fluide à transporter ne peut être contaminé par les éléments de la pompe (poussières d'usure, impuretés, lubrifiant) et à l'inverse, ce même fluide ne peut nuire directement aux éléments mécaniques de la pompe. C'est pourquoi, par exemple, ce type de pompe est utilisé dans le domaine médical notamment pour les dialyses, ou dans les distributeurs de boissons [24].

### **II.5.1 Avantages de la pompe péristaltique :**

- technologie relativement économique.
- pas de dispositif d'étanchéité dynamique.
- pompe auto-amorçante.
- fonctionnement à sec possible.
- pompe réversible.
- pompage de produits visqueux ou de liquides chargés de particules.
- absence de risque de « contamination » du produit pompé.
- large gamme de débits : débit faible à fort, selon les modèles de pompes.
- large gamme de pressions, selon les modèles de pompes [25].

### **II.5.2 Principe de fonctionnement :**

#### **1- Aspiration :**

Sous l'action du galet (galet supérieur sur le schéma ci-dessus), le flexible interne est comprimé et se referme de façon occlusive. Le mouvement du galet a pour effet de déplacer la zone d'occlusion à la périphérie intérieure du corps de pompe. Ainsi, à l'arrière du galet, le retour du flexible à sa forme initiale engendre un vide qui crée l'aspiration du produit à pomper.

#### **2- Transfert :**

Le volume de produit qui se trouve pris entre les deux galets est déplacé à l'intérieur du flexible, de la zone d'aspiration à la zone de refoulement, jusqu' à l'orifice de refoulement de la pompe.

#### **3- Refoulement :**

Sous l'action du galet arrivé en partie inférieure (sur le schéma ci-dessus), la déformation du flexible a cette fois pour effet de refouler le produit [26].

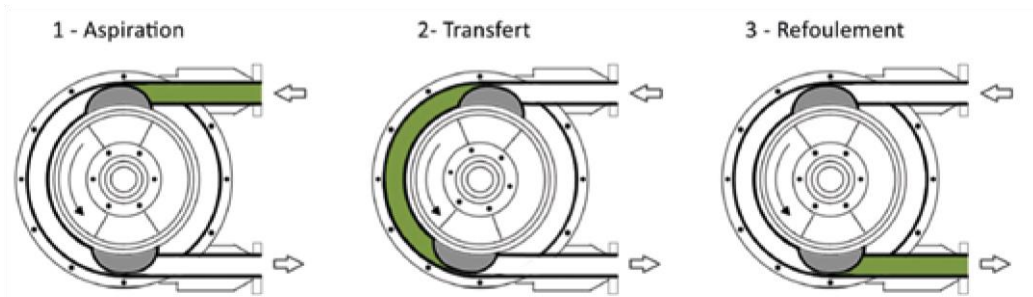


Figure II.15 principe de fonctionnement d'une pompe péristaltique.

### II.5.3 Débit de la pompe et dosage :

$\alpha$  = angle d' action d' un galet sur le flexible interne

$R$  = rayon de l' arc formé par l' axe du flexible interne

$d$  = diamètre intérieur du flexible interne (diamètre de passage du fluide)

$N$  = vitesse du rotor portant les galets en tour/min.

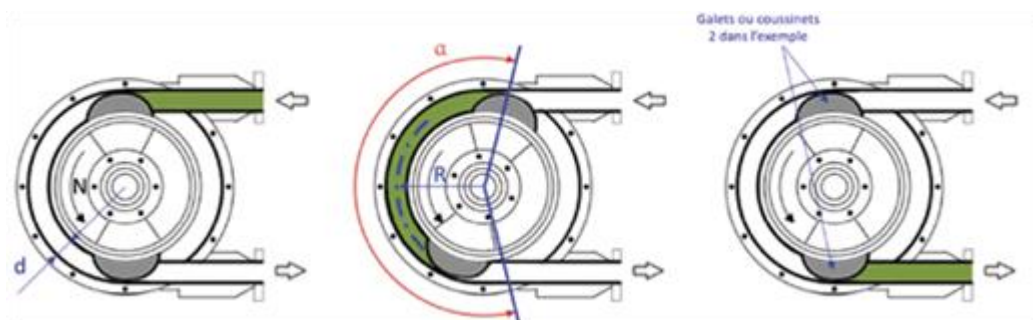
Le débit  $Q$  (mL/min) de la pompe est fonction de  $N$ ,  $\alpha$ ,  $R$ ,  $d$

La dose de produit pompée est :

$D$  (mL) =  $t \times Q$  (mL/min), où  $t$  est le temps de fonctionnement de la pompe.

Une brève analyse montre d'une part, que  $\alpha$  et  $R$  (paramètres de construction) ne varieront pas et que d'autre part,  $t$  peut être parfaitement maîtrisé.

Le bon fonctionnement (débit, pression, doses) de la pompe dépend donc, pour un flexible interne de caractéristiques données (matière), de la vitesse de rotation du rotor  $N$  et du diamètre de passage du fluide pompé  $d$ , les deux paramètres les plus sensibles, qui peuvent s'altérer [27].



### II.5.4 Dysfonctionnements possibles :

- **Vitesse de rotation du rotor :**

Plusieurs phénomènes peuvent ralentir la vitesse N de rotation du rotor : durcissement du flexible interne, perte de souplesse dans le temps (en réaction certains produits), la formation d'un dépôt à l'intérieur du flexible interne, qui empêchera son écrasement optimal, ou la formation d'un bouchon ou agrégat, qui contrariera sa déformation.

En effet, certains produits utilisés en nettoyage à l'eau, ont tendance à s'agglomérer, à polymériser. Ces phénomènes ne sont donc pas à exclure. Quant à la perte de souplesse du flexible interne, elle impliquera directement un ralentissement plus ou moins sensible du rotor.

- **Diamètre de passage d du flexible interne :**

Des phénomènes éventuels de dépôt ou de bouchon, peuvent avoir pour effet d'altérer le diamètre de passage du produit à l'intérieur du tube souple, même si cette réduction n'est que locale. Ils altéreront donc le débit de la pompe.

*Ces phénomènes sont susceptibles d'être plus fréquents sur les pompes qui tournent peu.*

- **Autres défaillances possibles :**

→ le flexible interne peut aussi se ramollir, perdre de son élasticité : l'aspiration sera moins efficace et le débit s'en trouvera réduit.

→ le flexible interne peut aussi se fissurer et fuir : perte de débit, formation progressive d'un dépôt de produits entre le tube et l'intérieur du corps de pompe, ce qui peut aboutir à la longue, à une diminution de N, vitesse de rotation du rotor.

→ usure des galets ou de leurs axes, ou usure des coussinets selon les cas : déformation moindre du flexible interne, perte de rendement, donc de débit [28].

**Chapitre III :**  
**Simulation de la pompe péristaltique**  
**sanguine**

**Introduction :**

Dans une pompe péristaltique, des galets rotatifs pressent un tube flexible. Lorsque les galets poussés vers le bas et se déplacent le long du tube, les fluides dans le tube se déplacent aussi. Le principal avantage de la pompe péristaltique est qu'aucun joint, vanne ou autre pièce interne ne touche jamais le fluide.

En raison de leur propreté, les pompes péristaltiques se trouvent dans nombreuses applications dans les industries pharmaceutique, chimique et alimentaire. Plus de ça, l'action d'une pompe péristaltique est très douce, ce qui est important si le fluide est facilement endommagé. Les pompes péristaltiques sont donc utilisées dans des applications médicales, où le sang nécessite un traitement extracorporel. D'autres types de pompes risqueraient de détruire les cellules sanguines et le contaminer.

Dans ce chapitre nous avons utilisé COMSOL multiphysics, une pompe péristaltique est analysée en combinant la mécanique structurelle (pour modéliser la compression du tube) et la dynamique des fluides (pour analyser le mouvement du fluide). C'est donc un exemple de problème d'interaction fluide-structure (FSI).

**III.1 Présentation de COMSOL Multiphysics :**

COMSOL Multiphysics est un logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis. Ce logiciel permet de simuler de nombreux phénomènes en ingénierie, et tout particulièrement les phénomènes couplés à la simulation multi physique. L'utilisateur définit ses couplages ou sélectionne les interfaces prédéfinies. Les différentes étapes du processus de modélisation sont intégrées dans une seule interface.

Des modules d'applications optionnels offrent des interfaces spécialisées notamment en mécanique linéaire et non linéaire, acoustique, écoulement, transfert de chaleur, génie chimique, géophysique, électromagnétisme basse et haute fréquence, corrosion, plasma, suivi de particules, optimisation, MEMS, ainsi qu'avec les logiciels de CAO et Matlab.

**III.2 Les éléments finis :**

En analyse numérique, la méthode des éléments finis est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques (mécaniques, thermodynamiques, acoustiques, etc.), par exemple de calculer numériquement le comportement d'objets même très complexes, à condition qu'ils soient continus et décrits par

une équation aux dérivées partielles linéaire : mouvement d'une corde secouée par l'un de ses bouts, comportement d'un fluide arrivant à grande vitesse sur un obstacle, déformation d'une structure

### **III.3 simulations de la problématique :**

#### **III.3.1 Définition du modèle :**

L'analyse est mise en place en symétrie axiale 2D, un tube en nylon de 0,1 m de long a un rayon intérieur de 1 cm et un rayon extérieur de 1,5 cm ; il contient du sang sa densité  $1,510^3 \text{ kg/m}^3$  et viscosité de 0.0035 Pa.s. Une densité de force dépendant du temps et de la position est appliquée à la paroi externe du tube, dans la direction radiale.

Cette densité de force pourrait avoir été prise à partir de données réelles provenant d'une opération de pompe péristaltique. Par souci de simplicité, la modélisation est faite avec une distribution gaussienne le long du tube. La distribution gaussienne a une largeur de 1 cm et se déplace à vitesse constante 0,06 m/s dans la direction z positive. Pour représenter l'engagement du galet, la densité de force, multipliée par une fonction Heaviside lissée, démarre à  $t = 0,1 \text{ s}$  et amène la force à son plein développement à  $t = 0,7 \text{ s}$ . De même, le débrayage du galet commence à  $t = 1,0 \text{ s}$  et se termine à  $t = 1,4 \text{ s}$ . le temps du cycles péristaltique est 1.5s c'est le temps de la simulations.

#### **III.3.2 conditions aux limites :**

Pour les calculs de mécanique structurelle, la charge dépendante du temps et des coordonnées est prescrite comme condition aux limites à la surface extérieure du tube. C'est la charge qui entraîne le fonctionnement de la pompe. Les extrémités supérieure et inférieure du tube sont contraintes le long des deux axes de coordonnées.

Pour la simulation fluide, la condition aux limites en entrée et en sortie suppose que la contrainte totale est nulle, soit :

$$n \cdot [-pI + \mu((\nabla u) + (\nabla u)^T)] = 0$$

Le maillage a un déplacement z nul en haut et en bas du tube.

A la limite fluide-solide, la vitesse structurelle est transmise au fluide. En retour, les contraintes dans l'écoulement du fluide agissent comme une charge sur la limite intérieure de la paroi solide du tube.

**III.3.3 Equations de domaine :**

Les calculs de mécanique des structures partent de l'hypothèse que le matériau est élastique linéaire et prennent en compte les non-linéarités géométriques. L'écoulement du fluide est décrit par les équations de Navier-Stokes incompressibles :

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = -\nabla p + \nabla \cdot \mu (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

où  $\rho$  désigne la densité (unité SI : kg/m<sup>3</sup>),  $\mathbf{u}$  la vitesse (unité SI : m/s),  $\mu$  la viscosité (unité SI : Pa·s) et  $p$  la pression (unité SI : Pa). Les équations sont établies et résolues à l'intérieur du tube.

Les équations de Navier-Stokes sont résolues sur un maillage déformé en mouvement libre, qui constitue le domaine fluide. La déformation de ce maillage par rapport à la forme initiale du domaine est calculée à l'aide du lissage hyper-élastique. Sur la limite solide-fluide au niveau de la paroi interne du tube, le maillage mobile suit la déformation structurelle.

**III.3.3 Calcul des débits volumétriques et du volume total de fluide pompe :**

Les variables dépendantes du modèle sont les déplacements de la paroi du tube ainsi que la vitesse du fluide  $\mathbf{u} = (u, v)$  et la pression  $p$ .

Pour obtenir le débit volumétrique du fluide  $\dot{V}$  en m<sup>3</sup>/s et le volume total de fluide pompé, on effectue quelques calculs supplémentaires. Pour obtenir le débit volumétrique à tout instant  $t$ , calcule de l'intégrale de frontière sur la frontière d'entrée et de sortie du tuyau :

$$\dot{V}_{in} = - \int_{S_{in}} 2\pi r (\mathbf{n} \cdot \mathbf{u}) ds$$

$$\dot{V}_{out} = - \int_{S_{out}} 2\pi r (\mathbf{n} \cdot \mathbf{u}) ds$$

Où  $\mathbf{n}$  est vecteur unitaire vers l'extérieur normale de la frontière,  $\mathbf{u}$  est le vecteur de vitesse et  $s$  est le paramètre de longueur de la frontière, le long duquel nous intégrons. Dans ce modèle particulier, les limites d'entrée et de sortie sont horizontales, donc :

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{u} = \mathbf{n}_x u + \mathbf{n}_y v$$

Se simplifie en  $v$  ou  $-v$  selon la direction de l'écoulement.

Il est intéressant de suivre la quantité de fluide transportée à travers la sortie au cours d'un cycle péristaltique, cela peut être calculé comme l'intégrale de temps suivante :



$$V_{pompe}(t) = \int_0^t \dot{V}_{out} dt$$

Pour calculer cette intégrale, on utilise l'ODE correspondante dans COMSOL Multiphysics.

$$\frac{dV_{pompe}}{dt} = \dot{V}_{out}$$

Avec des conditions initiales appropriées ; le logiciel va alors intégrer cette équation.

### III.5 Résultats et discussions :

#### III.5.1 L'amplitude de déplacement :

La géométrie du tube de la pompe péristaltique se déforme sous l'effet de la pression exercée par le galet. Le tube est considéré comme un problème axisymétrique. La figure III.1 montre le déplacement maximal de la paroi du tube qui se produit à l'instant 0.7 seconde ou la position max du galet est correspondant l'angle du 90°. Le model en 3d est présentée par la figure qui montre aussi la distribution du champ des contraintes au niveau du paroi du tube et la distribution de la vitesse du fluide qui est maximale ou la section est minimale.

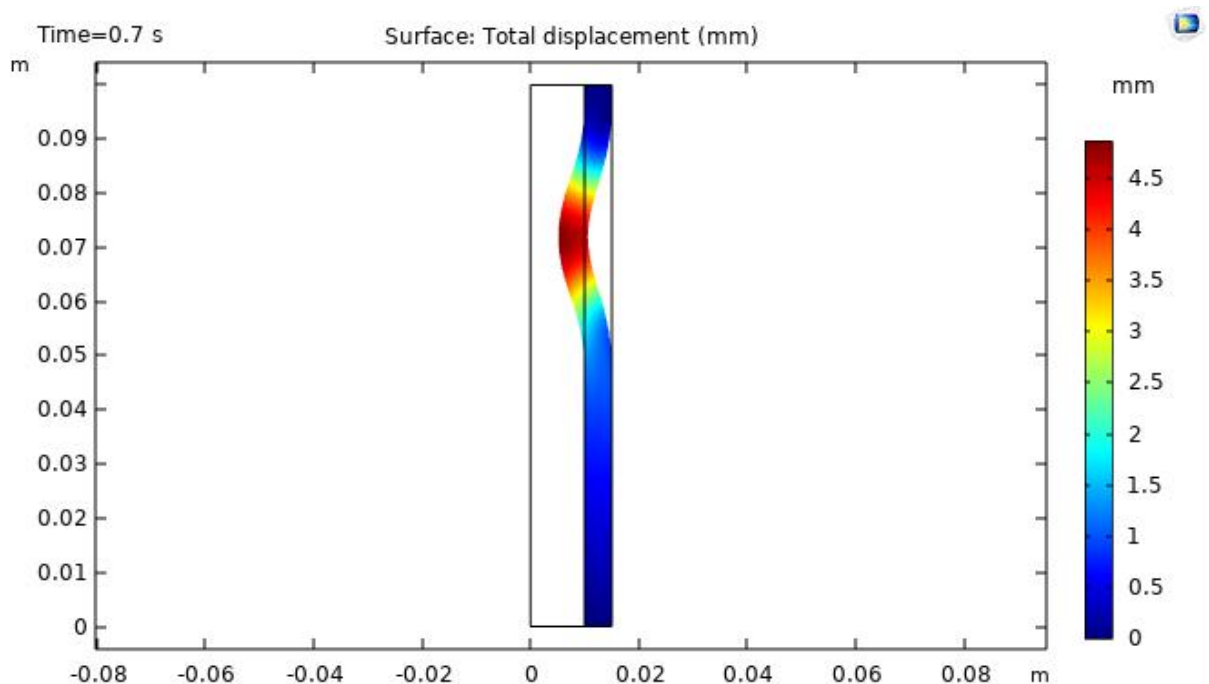


Figure III.1 amplitude de déplacement.

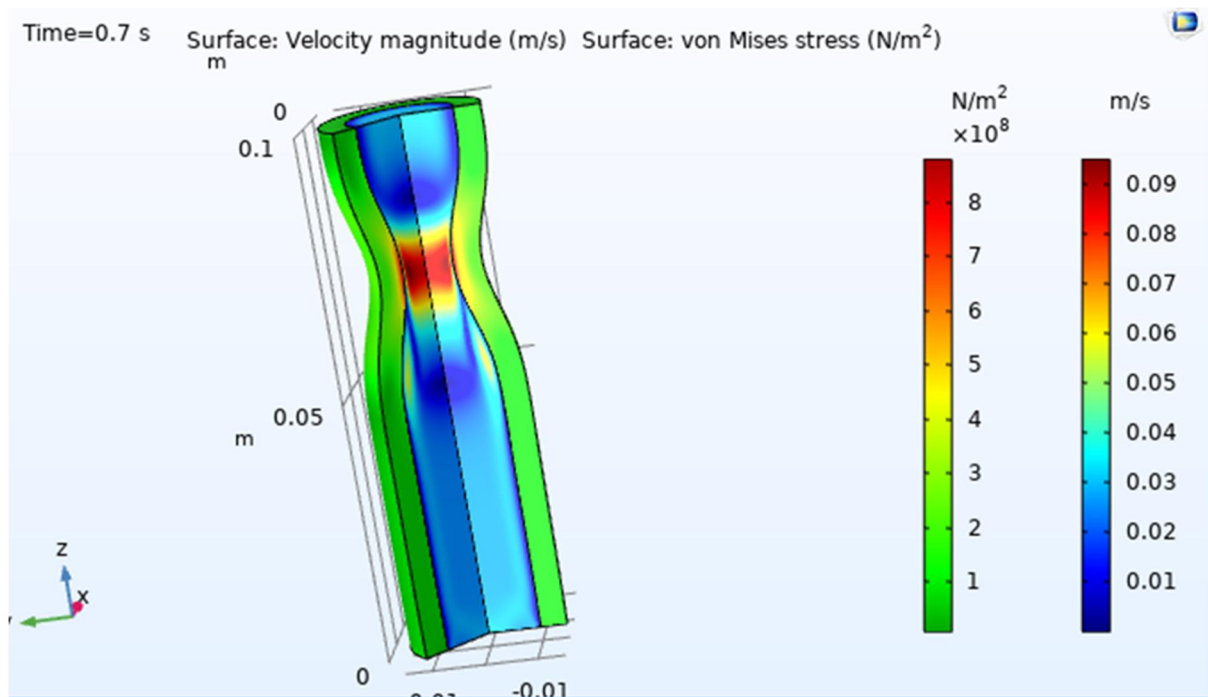


Figure III.2 Champ du contrainte dans la paroi et le champ de la vitesse du fluide.

### III.5.2 Le champ de vitesse :

La figure III.3 montre l'évolution instantanés du champ du vitesse dans le fluide lors du fonctionnement de la pompe péristaltique. Pendant des différents instants à  $t = 0,3$  s,  $t = 0,5$  s,  $t = 0,7$  s,  $t = 0,9$  s,  $t = 1,1$  s et  $t = 1,3$  s. cependant , la figure monter aussi l'évolution champ de vitesse en fonction du déplacement du paroi due au l'effet du rotation du galet .

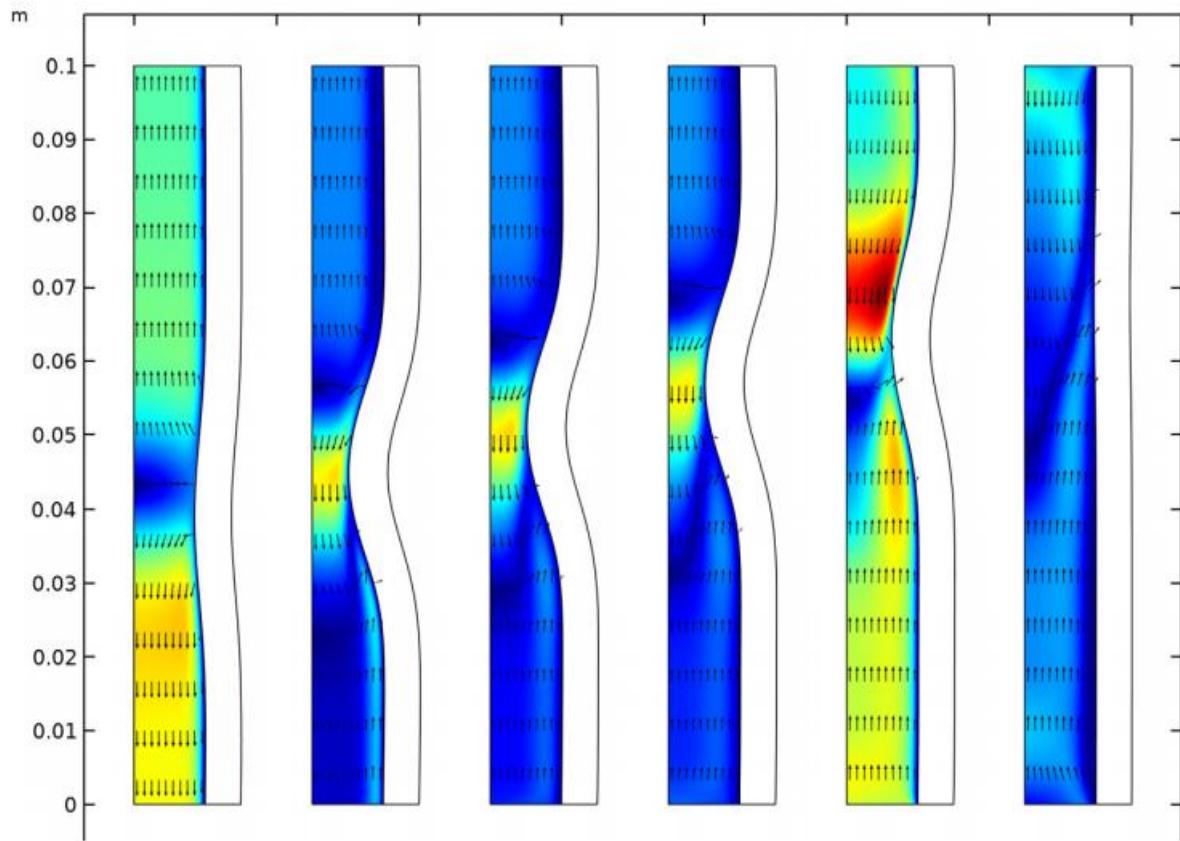
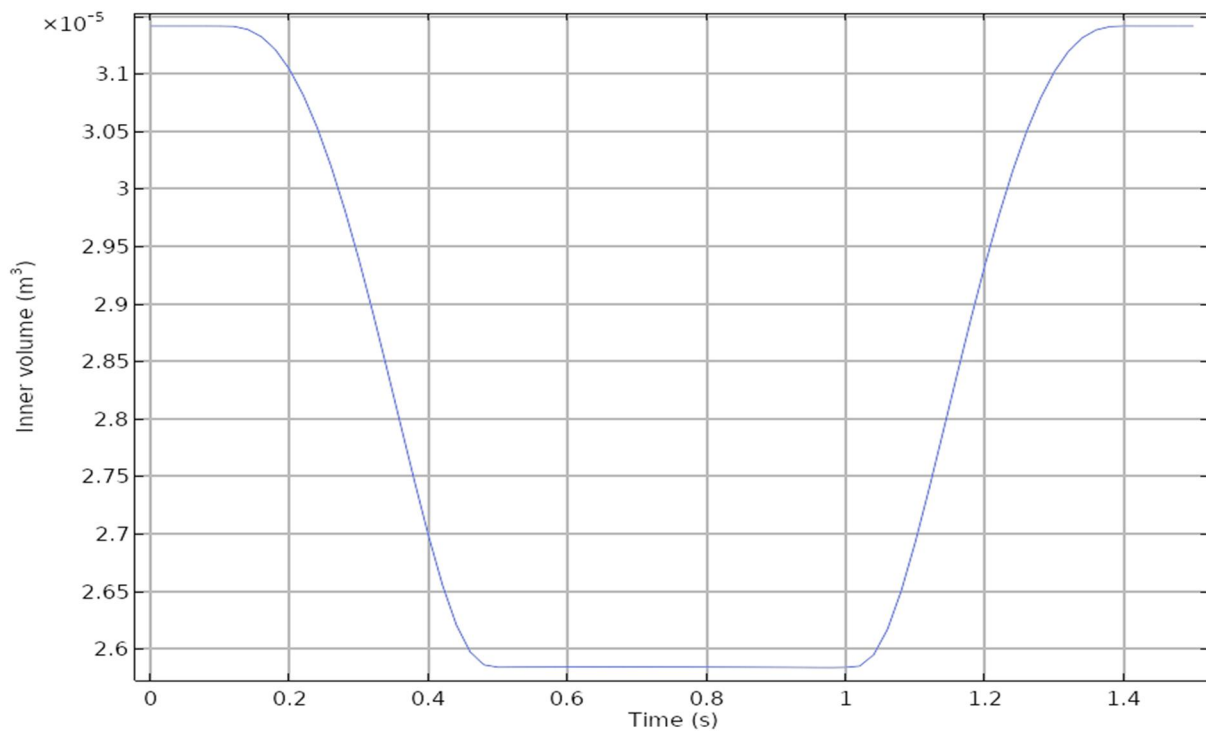


Figure III.3 le champ de vitesse.

### III.5.2 La variation du volume et de débit :

La figure III.4 montre l'évolution de volume intérieur du tube en fonction du temps. A  $t = 0,3$  s, le galet commence sa phase d'engagement, et il augmente sa pression sur le tube. L'espace est laissé pour le fluide, il s'écoule hors du tube, à la fois par l'entrée et la sortie. A  $t = 0,5$  s, le galet est complètement engagé depuis un certain temps. Comme il se déplace vers le haut le long du tube, le fluide fait de même, à la fois à l'entrée et à la sortie. C'est là que la majeure partie du flux net dans la direction de l'entrée vers la sortie est créée. Enfin, à  $t = 1,3$ s, le processus d'engagement est inversé et le rouleau se désengage. En conséquence, le fluide s'écoule dans le tube des deux extrémités.

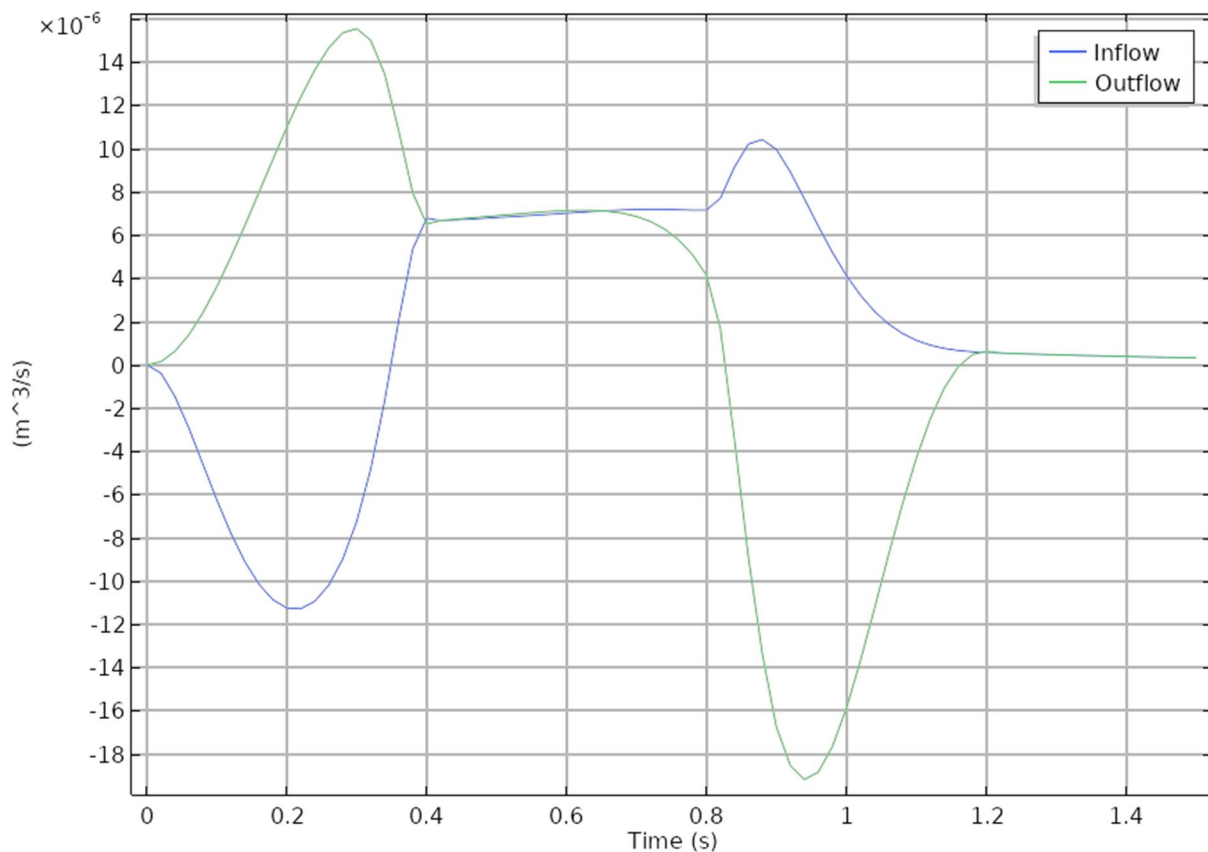


**La figure III.4** Le volume intérieur ( $\text{m}^3$ ) du tube en fonction du temps (s).

**La figure III.5** montre les débits d'entrée et de sortie, et elle confirme le comportement global indiqué dans les instantanés de vitesse.

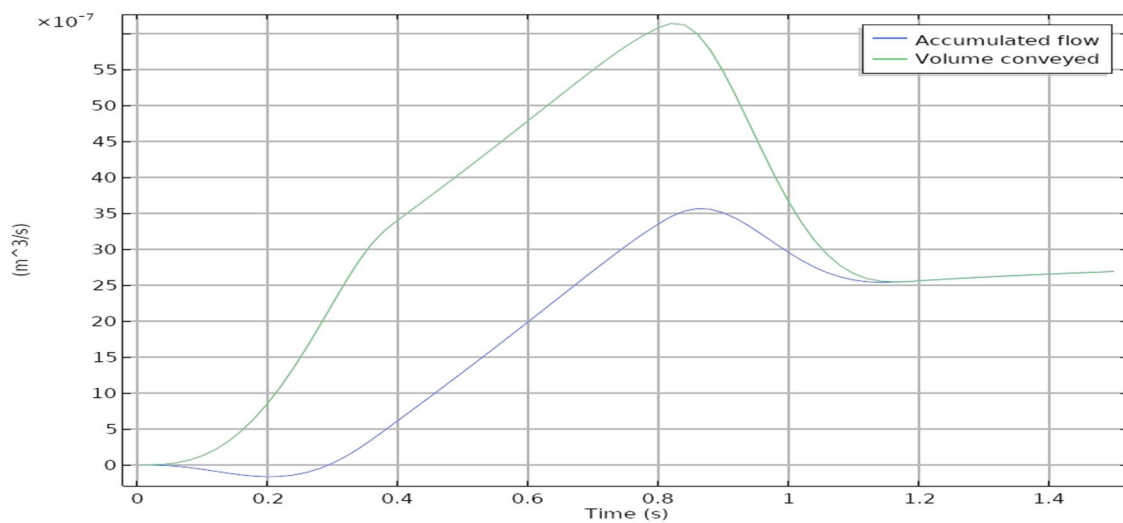
On note qu'une vraie pompe péristaltique supprime ou minimise généralement les pics associés aux changements de volume à l'aide d'un deuxième rouleau qui s'engage en même temps que le premier rouleau se désengage.

De cette façon, il n'y a pratiquement aucun changement de volume et le fluide s'écoule tout le temps vers l'avant. On note également à partir de la figure 4 qu'en prenant la différence des courbes,  $V_{\text{in}} - V_{\text{out}}$  et intégrant dans le temps.



**La figure III.5** Débit d'entrée et de sortie en  $\text{m}^3/\text{s}$  en fonction du temps. Des valeurs positives indiquent que le fluide entre par l'entrée et sort par la sortie.

La figure III.6 résume le processus, en traçant le flux net accumulé en fonction du temps. Il convient de noter que bien que le débit accumulé pendant les 0,3 premières secondes du cycle soit nul ou négatif, il est bien au-dessus de zéro après le cycle complet.



**La figure III.6** Débit cumulé ( $\text{m}^3$ ) à travers la pompe et volume de fluide transporté hors de la sortie en fonction du temps (s).

## **Chapitre IV :**

**Etude de l'échangeur chaleur coaxial  
intégré dans le dialyseur et simulation  
de l'échangeur faisceau tubulaire et  
calendaire de l'installation  
thermique.**

**Introduction :**

Afin de vérifier la déclaration du fabricant, ou il dit que l'échangeur de chaleur du matériel, peut marcher en co-courant ou contre-courant et donne la même efficacité.

On fait le calcul nécessaire de l'échangeur de chaleur coaxial avec les dimension inclus dans la fiche technique du matériel, et on vérifie notre résultat analytique à l'aide d'un code de programmation fortran.

Dans la 2<sup>ème</sup> partie de ce chapitre on va faire une simulation et modélisation de l'échangeur de chaleur faisceau tubulaire et calendrier de l'installation thermique du service d'hémodialyse à l'aide du logiciel de simulation COMSOL.

**IV.1 1<sup>er</sup> cas co-courant :****IV.1.1 Hypothèses et données :**

Tout d'abord les calculs sont réalisés sous certaines hypothèses simplificatrices :

- Echangeur adiabatique (pas des pertes thermiques)
- Régime laminaire
- Les caractéristiques du fluide sont constantes
- Les fluides sont monophasiques (pas de changement de phase)
- Les températures sont variables dans l'échangeur

**➤ Les dimensions de l'échangeur :**

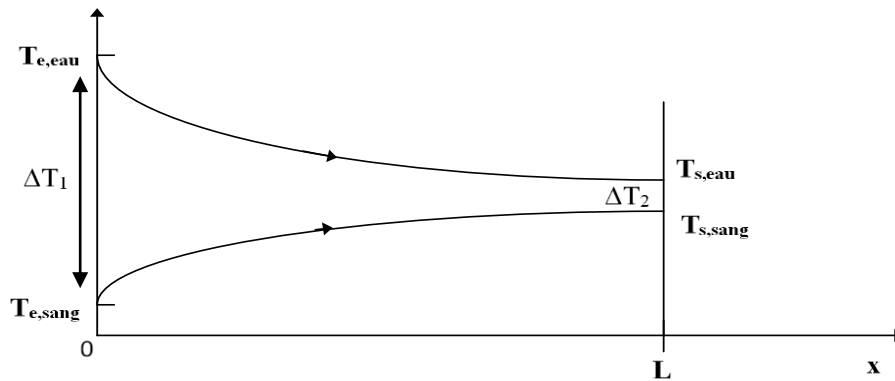
- Longueur tube d'eau : 15cm
- Longueur tube sang : 15 cm
- Diamètre tube d'eau : 2 cm
- Diamètre tube sang : 1.2 cm

**➤ Les températures d'entrée :  $T_{e,eau} = 40^{\circ}\text{C}$  ,  $T_{e,sang} = 34^{\circ}\text{C}$** **➤ Les températures de sortie :  $T_{s,eau} = ?$  ,  $T_{s,sang} = 36.5^{\circ}\text{C}$** **➤ Les débits :**

- Débit d'eau : 500 ml/min =  $8.5 \times 10^{-3}$  kg/s
- Débit de sang : 450 ml/min =  $7.65 \times 10^{-3}$  kg/s

**➤ Les capacités calorifiques :**

- $C_{p,eau} = 4180 \text{ J/kg.}^{\circ}\text{C}$
- $C_{p,sang} = 3600 \text{ J/kg.}^{\circ}\text{C}$



**Figure IV.1** : Evolution des températures dans un échangeur coaxial fonctionnant à co-courant.

#### IV.1.2 Calcule du flux de chaleur échangé :

$$\varphi_{eau} = \dot{m}_{eau} c_{p,eau} (T_{e,eau} - T_{s,eau}) \quad (III.1)$$

$$\varphi_{sang} = \dot{m}_{sang} c_{p,sang} (T_{s,sang} - T_{e,sang}) \quad (III.2)$$

Pas des pertes thermiques  $\rightarrow \varphi_{eau} = \varphi_{sang}$

$$\rightarrow \varphi_{sang} = \dot{m}_{sang} c_{p,sang} (T_{s,sang} - T_{e,sang}) = 7.65 \times 10^{-3} \times 3600 (36.5 - 34)$$

$$\rightarrow \varphi_{sang} = 68.85 \text{ W}$$

#### IV.1.3 Calcule de la température de sortie de l'eau :

On a  $\varphi_{eau} = \varphi_{sang}$  donc on peut calculé  $T_{s,eau}$  a partir l'équation du flux de chaleur échangé de l'eau :

$$\varphi_{eau} = \dot{m}_{eau} c_{p,eau} (T_{e,eau} - T_{s,eau})$$

$$T_{s,eau} = T_{e,eau} - \frac{\varphi_{eau}}{\dot{m}_{eau} \times c_{p,eau}} = 40 - \frac{68.85}{8.5 \times 10^{-3} \times 4180} = 38.07^\circ\text{C}$$

#### IV.1.4 Calcul DTLM :

$$\Delta T_1 = T_{e,eau} - T_{e,sang} = 40 - 34 = 6^\circ\text{C} \quad (III.3)$$

$$\Delta T_2 = T_{s,eau} - T_{s,sang} = 38.07 - 36.5 = 1.57^\circ\text{C}$$

$$DTLM = \frac{\Delta T_1 - \Delta T_2}{\ln\left(\frac{\Delta T_1}{\Delta T_2}\right)} = \frac{6 - 1.57}{\ln\left(\frac{6}{1.57}\right)} \quad (III.4)$$



$$DTLM = 3.31$$

**IV.1.5 Calcul du coef global d'échange :**

$$\varphi = U \times A \times DTLM \quad (III.5)$$

$$U = \frac{\varphi}{A \times DTLM} \quad (III.6)$$

A : la surface d'échange en (m<sup>2</sup>)

$$A = \pi \times D_{\text{moyen}} \times L \quad (III.7)$$

$$D_{\text{moyen}} = \text{diamètre moyen en (m)} = \frac{D_{\text{tube eau}} + D_{\text{tube sang}}}{2} \quad (III.8)$$

L : longueur du tube en (m)

$$\rightarrow A = 3.14 \times \frac{2 + 1.2}{2} \times 15 \times 10^{-2}$$

$$\rightarrow A = 7.54 \times 10^{-3} \text{ m}^2$$

$$U = \frac{68.85}{7.5 \times 10^{-3} \times 3.31}$$

$$\rightarrow U = 2760.165 \frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{ C}}$$

**IV.1.6 Calcul C<sub>min</sub> et C<sub>max</sub>**

$$C_{\text{eau}} = \dot{m}_{\text{eau}} c_{p,\text{eau}} = 8.5 \times 10^{-3} \times 4180 = 35.53 \text{ W/}^\circ\text{C} \quad (III.9)$$

$$C_{\text{sang}} = \dot{m}_{\text{sang}} c_{p,\text{sang}} = 7.65 \times 10^{-3} \times 3600 = 27.54 \text{ W/}^\circ\text{C}$$

Donc C<sub>min</sub> = 27.54 et C<sub>max</sub> = 35.53

**IV.1.7 Calcule NUT :**

$$NUT = \frac{U \times A}{C_{\text{min}}} = \frac{2760.165 \times 7.56 \times 10^{-3}}{27.54} \quad (III.10)$$

$$NUT = 0.757$$

**IV.1.8 Calcule le flux de chaleur échangé max :**

$$\varphi_{\text{max}} = C_{\text{min}} \times (T_{e,\text{chaud}} - T_{e,\text{froid}}) \quad (III.11)$$

$$\varphi_{\max} = 27.54 \times (40 - 34) = 165.42 \text{ W}$$

#### IV.1.9 Calcule de l'efficacité $\varepsilon$ :

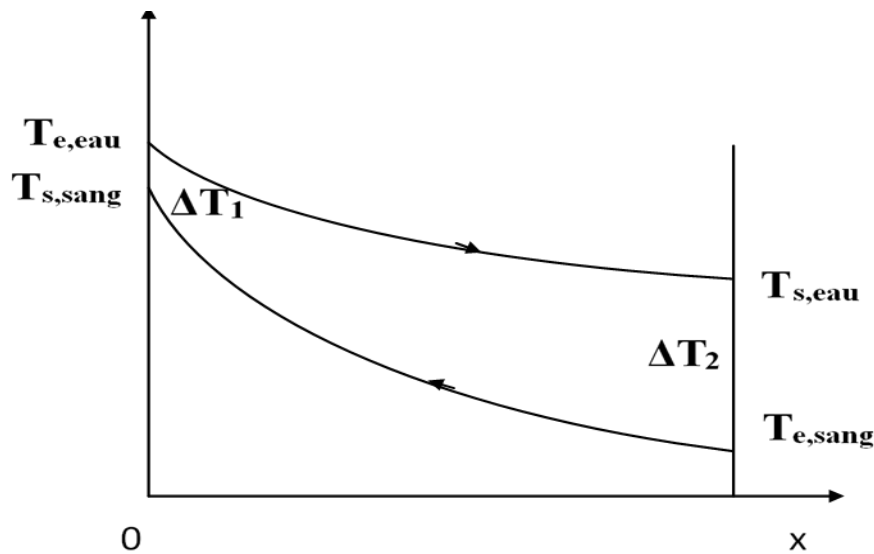
$$R = \frac{C_{\min}}{C_{\max}} = \frac{27.54}{35.53} = 0.775 \quad (\text{III.12})$$

$$\varepsilon = \frac{1 - e^{[-NUT \times (1+R)]}}{(1+R)} \quad (\text{III.13})$$

$$\varepsilon = \frac{1 - e^{[-0.757 \times (1+0.775)]}}{1 + 0.775} = 0.41$$

#### IV.2 2<sup>ème</sup> cas contre-courant :

- La quantité de chaleur échangé reste la même et aussi la température de la sortie de l'eau
- Le changement sera dans DTLM, U, NUT et efficacité.



**Figure IV.2** Evolution des températures dans un échangeur tubulaire fonctionnant à contre-courant.

#### IV.2.1 Calcul du DTLM :

On utilise les l'équations (III.3) et (III.4) pour calculer DTLM

$$\Delta T_1 = T_{e, \text{eau}} - T_{s, \text{sang}} = 40 - 36.5 = 3.5^\circ\text{C}$$

$$\Delta T_2 = T_{s, \text{eau}} - T_{e, \text{sang}} = 38.07 - 34 = 4.07^\circ\text{C}$$

$$DTLM = \frac{\Delta T_2 - \Delta T_1}{\ln\left(\frac{\Delta T_2}{\Delta T_1}\right)} = \frac{4.07 - 3.5}{\ln\left(\frac{4.07}{3.5}\right)}$$

$$DTLM = 3.77$$

#### **IV.2.2 Calcul du coef d'échange global :**

On utilise les l'équations (III.5) et (III.6) pour calcule le coef global d'échange :

$$\varphi = U \times A \times DTLM$$

$$U = \frac{\varphi}{A \times DTLM}$$

$$U = \frac{68.85}{7.5 \times 10^{-3} \times 3.77}$$

$$U = 2420.17 \frac{W}{m^2 C}$$

#### **IV.2.3 Calcul NUT :**

On utilise les l'équations (III.10) pour le calcul du NUT

$$NUT = \frac{U \times A}{C_{\min}} = \frac{2420.17 \times 7.56 \times 10^{-3}}{27.54}$$

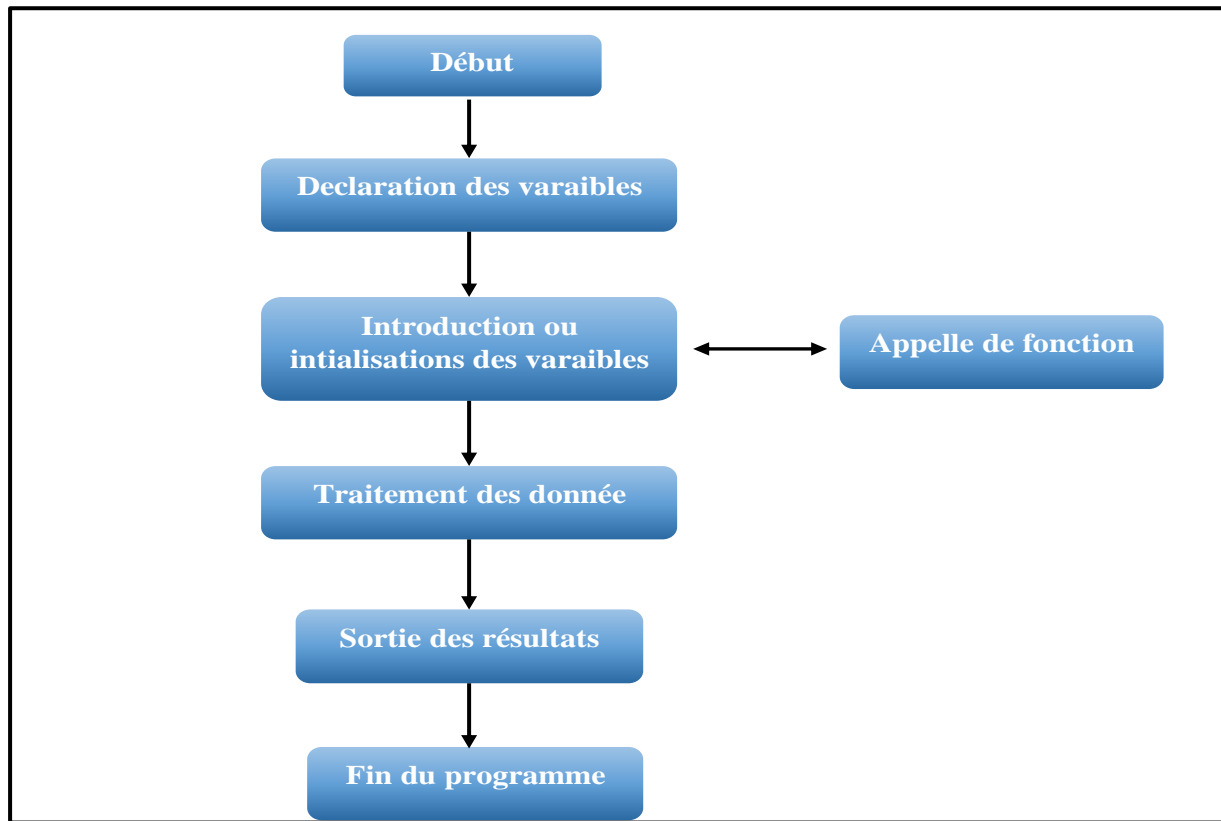
$$NUT = 0.662$$

#### **IV.2.4 Calcul de l'efficacité :**

$$\varepsilon = \frac{1 - e^{[-NUT \times (1+R)]}}{1 - R \times e^{[-NUT \times (1+R)]}} = 0.39 \quad (III.14)$$

**IV.3 Partie numérique (programmation) :**

Pour réaliser le calcul on a mis en place un programme écrit sous FORTRAN dont l'organigramme est présenté ci-dessous :



**Figure IV.3** organigramme général de calcul pour fortran.

**IV.3.1 le cas co-courant :**

En utilisant les équations décrites dans la partie analytique dans la réalisation du programme FORTRAN, afin de vérifier les résultats obtenus.

La figure qui suit présente le langage de FORTRAN pour tous le calcul précédent dans la partie analytique.

```

program co_courant
real tce,tcs,tfe,tfs,q,mf,mc,Cpf,Cpc,NUT,qmax,E,DTLM,U,A,Dm,L,Cmin
real Cmax,R,pi

tce=40          !°C
tfe=34          !°C
tfs=36.5        !°C
Cpf=3600        !j/kg°C
Cpc=4180        !j/kg°C
mf=7.65E-3      !kg/s
mc=8.5E-3       !kg/s
Dm=1.6E-2       !m
L=15E-2         !m
pi=3.14

q=mf*Cpf*(tfs-tfe)
print*, 'q= ', q

tcs=tce-(q/(mc*Cpc))
print*, 'tcs= ', tcs

DTLM=((tce-tfe)-(tcs-tfs))/ALOG((tce-tfe)/(tcs-tfs))
print*, 'DTLM = ', DTLM

A=pi*Dm*L
print*, 'A= ', A

U=q/(A*DTLM)
print*, 'coefficient global de transfert = ', U

C1=mf*Cpf
print*, 'C1= ', C1
C2=mc*Cpc
print*, 'C2= ', C2
if (C1.gt.C2)then
Cmax=C1
Cmin=C2
elseif (C1.lt.C2)then
Cmin=C1
Cmax=C2
endif
print*, 'Cmin = ', Cmin
print*, 'Cmax = ', Cmax

NUT=(U*A)/(Cmin)
print*, 'nombre unite de transfert = ', NUT

qmax=Cmin*(tce-tfe)
print*, 'qmax= ', qmax

R=Cmin/Cmax
print*, 'R = ', R

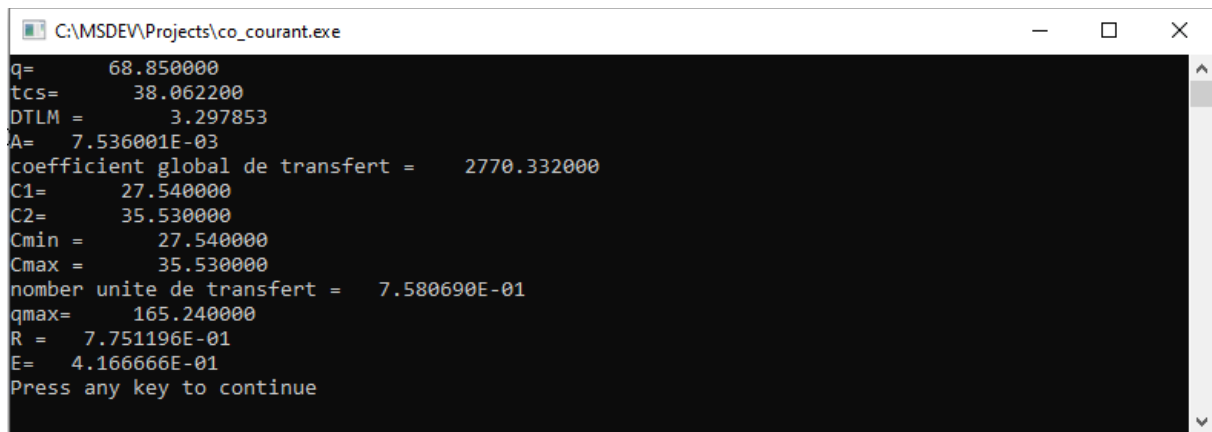
E=(1-exp(-NUT*(R+1)))/(1+R)
print*, 'E= ', E

end

```

**Figure IV.4** Programme de calculs de  $\phi$ ,  $T_{s, \text{eau}}$ , A, DTLM, U, NUT et  $\varepsilon$  dans le cas co-courant.

Les résultats de calculs du programme sont présentés dans la figure suivante :



```

C:\MSDEV\Projects\co_courant.exe
q=      68.850000
tcs=     38.062200
DTLM =     3.297853
A=    7.536001E-03
coefficient global de transfert =    2770.332000
C1=     27.540000
C2=     35.530000
Cmin =     27.540000
Cmax =     35.530000
nombre unite de transfert =    7.580690E-01
qmax=    165.240000
R =    7.751196E-01
E=    4.166666E-01
Press any key to continue
  
```

Figure IV.5 Résultats du programme de calculs du cas co-courant.

### IV.3.2 le cas contre-courant :

Avec la même méthode on fait le programme concernant le cas contre-courant.

```

program contre_courant
real tce,tcs,tfe,tfs,q,mf,mc,Cpf,Cpc,NUT,qmax,E,DTLM,U,A,Dm,L,Cmin
real Cmax,R,pi

tce=40          !°c
tfe=34          !°c
tfs=36.5       !°c
Cpf=3600        !j/kg°c
Cpc=4180        !j/kg°c
mf=7.65E-3      !kg/s
mc=8.5E-3       !kg/s
Dm=1.6E-2       !m
L=15E-2         !m
pi=3.14

q=mf*Cpf*(tfs-tfe)
print*, 'q=',q

tcs=tce-(q/(mc*Cpc))
print*, 'tcs=',tcs

DTLM=((tce-tfs)-(tcs-tfe))/ALOG((tce-tfs)/(tcs-tfe))
print*, 'DTLM =',DTLM

A=pi*Dm*L
print*, 'A=',A

U=q/(A*DTLM)
print*, 'coefficient global de transfert =',U

C1=mf*Cpf
print*, 'C1=',C1
C2=mc*Cpc
print*, 'C2=',C2
if (C1.gt.C2)then
Cmax=C1
Cmin=C2
  
```

```

endif
print*, 'Cmin =', Cmin
print*, 'Cmax =', Cmax

NUT=(U*A)/(Cmin)
print*, 'nombre unite de transfert =', NUT

qmax=Cmin*(tce-tfe)
print*, 'qmax=', qmax

R=Cmin/Cmax
print*, 'R =', R

E=(1-exp(-NUT*(R+1)))/(1+R)
print*, 'E=', E
end

```

**Figure IV.6** Programme de calculs de DTLM, U, NUT et  $\varepsilon$  dans le cas contre-courant.

Les résultats de calculs du programme sont présentés dans la figure suivante :

```

"C:\MSDEV\Projects\contre courant.exe"
q=      68.850000
tcs=     38.062200
DTLM =     3.774125
A=    7.536001E-03
coefficient global de transfert =    2420.732000
C1=     27.540000
C2=     35.530000
Cmin =     27.540000
Cmax =     35.530000
nombre unite de transfert =    6.624052E-01
qmax=    165.240000
R =    7.751196E-01
E=    3.895191E-01
Press any key to continue

```

**Figure IV.7** Résultats du programme de calculs du cas contre-courant.

#### IV.4 Discussion des résultats :

A partir aux résultats que nous avons obtenu analytiquement et numériquement (efficacité dans le cas co-courant et contre-courant sont presque égaux \* 41% et 39% à la suite). On peut confirmer la déclaration de fabricant concernant le mode de circulation dans l'échangeur coaxial du dialyseur.

Ceci est dû à plusieurs raisons tel que :

- La longueur des tubes et les diamètres sont petits.
- Le débit des fluides est faible (est de l'ordre de  $10^{-3}$  kg/s)
- Ecart de la température est petit (presque  $4^{\circ}\text{C}$ )

## IV.4 simulations et conception de l'échangeur de chaleur à faisceau tubulaire et calendaire de l'installation thermique principales du service d'hémodialyse :

### IV.4.1 Généralité sur les échangeurs faisceau tubulaire et calendaire :

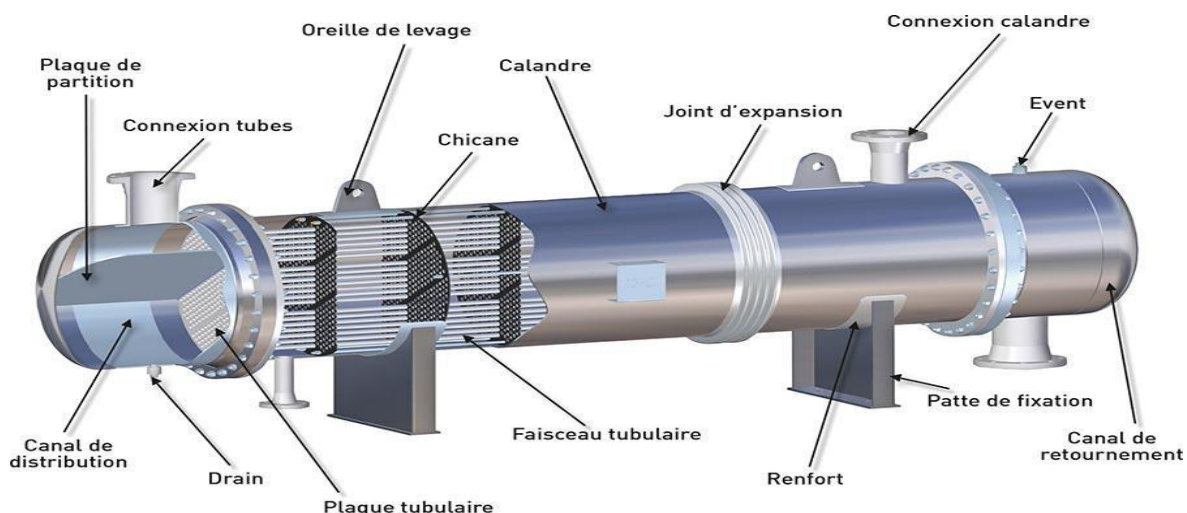
L'échangeurs à tubes et calandre sont parmi les plus utilisés dans les industries de procédé et particulièrement dans la chimie et le raffinage et même dans le secteur médical.

La plupart des échangeurs tubulaires de ce type sont conçus en respectant Les normes "Standards of Tubular Exchanger Manufacturers Association" (TEMA).

TEMA est une association professionnelle de constructeurs d'échangeurs de ce type, qui se sont réunis pour définir des normes de conception et de construction.

En ce qui concerne les échangeurs à faisceau de tubes et calandre, on peut citer parmi les dispositions les plus courantes le faisceau rectiligne et le faisceau en U, ce dernier mieux adapté aux forts gradients de température puisqu'il permet une libre dilatation des tubes. L'implantation de chicanes transversales permet d'allonger le trajet du fluide en calandre et d'augmenter le flux échangé.

Il n'y a pas de règles générales pour fixer la disposition relative des circuits chaud et froid. On fera plutôt circuler le fluide chaud dans les tubes si on veut limiter les déperditions thermiques, de même la circulation en tubes sera recommandée s'il s'agit d'un fluide agressif. Les matériaux employés pour la réalisation des tubes sont le plus souvent métalliques (acier, laiton). Les céramiques se développent dans la circulation des fluides à haute température [27].



**Figure III.8** schémas type d'un échangeur à faisceau tubulaire et calendaire.



Les tubes en plastique (généralement de très petit diamètre) sont également utilisés, soit en faisceaux, soit intégrés dans des plaques minces qui leur servent de raidisseur.

Un schéma typique d'un échangeur à faisceau tubulaire, aussi appelé échangeur multitubulaire ou échangeur tubes et calandre, est présenté ci-dessous.

L'appareil est constitué d'un faisceau de tubes, disposés à l'intérieur d'une enveloppe dénommée calandre. L'un des fluides circule à l'intérieur des tubes et l'autre à l'intérieur de la calandre, autour des tubes. Le nombre de chicanes ainsi que leurs formes sont optimisés afin d'améliorer le transfert de chaleur. À chaque extrémité du faisceau sont fixées des boîtes de distribution qui assurent la circulation du fluide à l'intérieur des tubes. Leur configuration peut être à une seule ou à plusieurs passes. La calandre est elle aussi munie de tubulures d'entrée et de sortie (connexions) pour le fluide qui circule à l'extérieur des tubes suivant le chemin imposé par les chicanes.

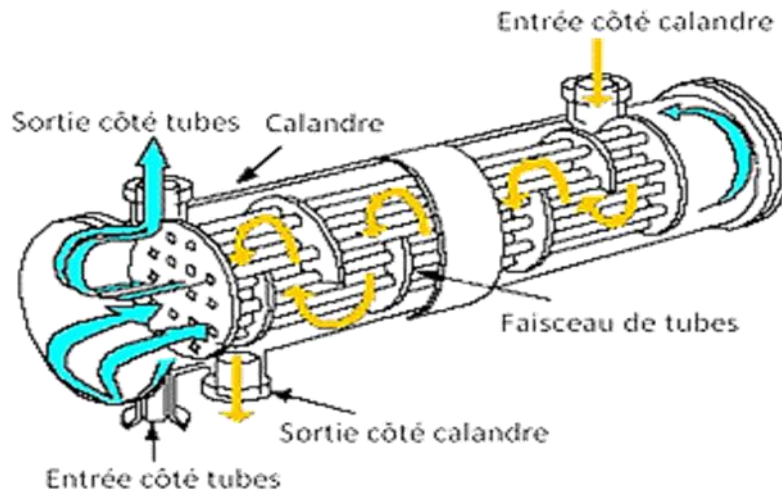
Le choix du diamètre des tubes est aussi optimisé en fonction de la nature du fluide qui y circule. Les différentes conceptions d'échangeurs à faisceau tubulaire, aussi appelés échangeurs multitubulaires ou échangeurs tubes et calandre, peuvent se regrouper sous 3 grandes familles :

- A plaque tubulaire fixe.
- A plaque tubulaire flottante.
- Tube en U.
- Les échangeurs à tube et calandre [27].

#### **IV.4.1.1 Description des composants principaux de l'échangeur faisceau tubulaire et calandre :**

Dans les échangeurs à tubes et calandre, l'un des fluides appelé fluide côté tubes circule à l'intérieur d'un ensemble de tubes parallèles appelé faisceau tubulaire. Ces tubes sont enfermés dans une enveloppe appelée calandre.

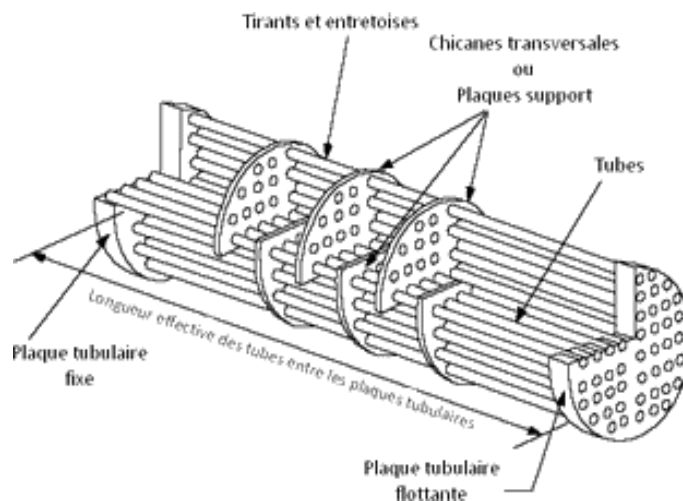
L'autre fluide appelé fluide côté calandre circule à l'intérieur de la calandre mais à l'extérieur des tubes. Les tubes et la calandre sont donc soumis à la Pression des fluides et doivent donc être construits pour y résister.



**Figure IV.9** La circulation du fluide dans les échangeurs à tubes et calandre.

Les tubes sont pris à leur extrémités dans les plaques perforées appelée plaques tubulaires, destinées à maintenir les tubes assemblés et à séparer les fluides côté tubes et côté calandre.

L'assemblage des tubes sur les plaques tubulaires doit être soigné pour être parfaitement étanche et éviter le passage d'un fluide vers l'autre [28].



**Figure IV.10** La structure d'échangeur à tube et calandre.

Celui-ci est généralement assuré par un dudgeon nage ou un soudage ou bien les deux. Les tubes étant généralement souvent de grande longueur (jusqu'à 6 mètres) et de faible diamètre pour optimiser le rapport surface/volume, ils doivent être supportés entre les plaques tubulaires pour éviter leur fléchissement.

Ces supports ont la forme de plaques perforées, transversales aux tubes. Les tubes passent au

travers des trous.

Ces plaques sont maintenues en place au moyen de tirants et d'entretoises.

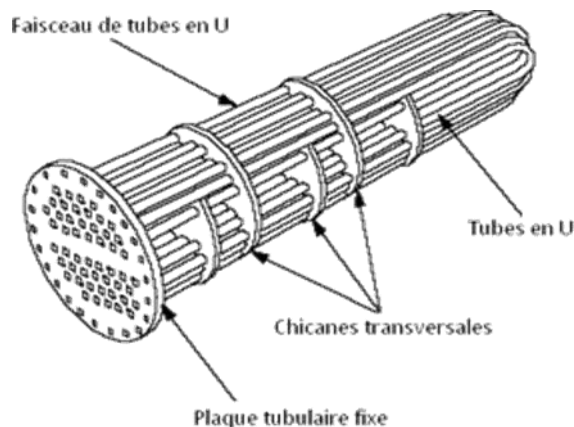
Les tubes doivent pouvoir accepter les variations de températures imposées par leur service et pouvoir se dilater sans contrainte mécanique excessive.

Pour cela il est fréquent de permettre le libre déplacement de l'une des plaques tubulaires.

Elle est alors dite flottante par opposition avec la plaque tubulaire fixe qui maintient le faisceau solidaire de la calandre.

Un autre moyen pour autoriser des dilatations importantes des tubes est de donner aux tubes la forme d'un U. Les deux extrémités des tubes seront alors solidaires de la même et unique plaque tubulaire.

Un dernier moyen est d'équiper la calandre d'un soufflet lui permettant de s'allonger sans-stop de résistance sous l'effort des tubes qui se dilatent [28].



**Figure IV.11** Echangeur à tubes et calandre en U.

### **Les chicanes :**

Des chicanes sont installées côté calandre pour orienter le cheminement du fluide, et forcer son contact avec la totalité de la surface des tubes.

Ces chicanes peuvent être orientées perpendiculairement ou parallèlement à l'axe de l'échangeur. Leur fenêtre de passage peut prendre la forme de secteur de cercle simple ou double, ou encore de disques.

La coupure de la chicane peut être disposée horizontalement ou verticalement.

Les chicanes contribuent au supportage des tubes, la forme des fenêtres des chicanes fait que certains tubes seront plus supportés que d'autres.

Les tubes les moins supportés seront plus sujets aux vibrations que les tubes mieux

supportés.

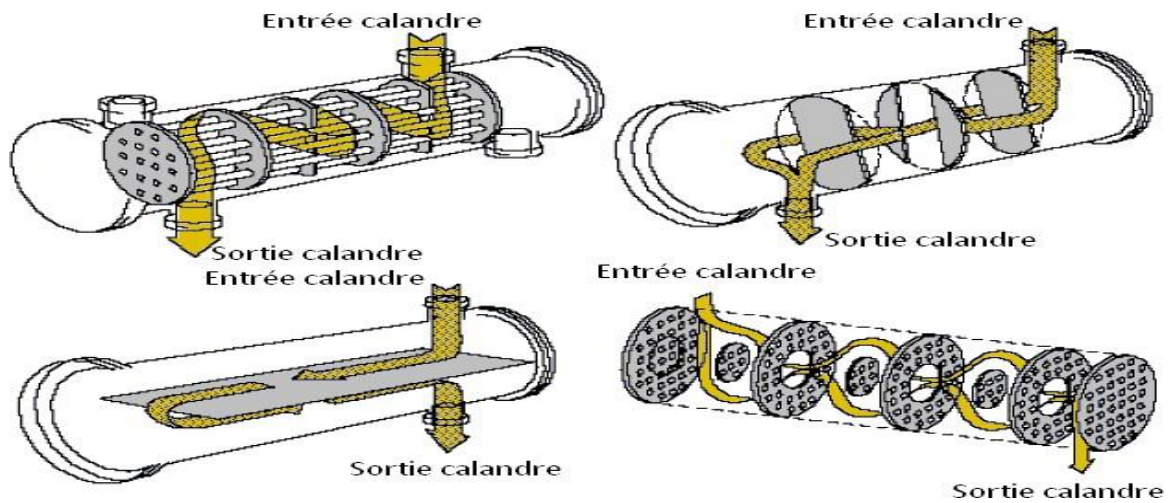


Figure IV.12 Installation des chicanes dans l'échangeur.

#### Les passe :

La disposition la plus simple, les fluides cotés tubes et coté calandre entrent à extrémité et sortent à l'autre. On dit alors qu'il n'y a qu'une seule passe (un seul passage) coté tube et coté calandre. Les fluides peuvent entrer du même côté, (co-courant) ou aux côtés opposés (contre-courant).

Le transfert thermique est amélioré quand la vitesse et l'agitation du fluide augmentent. il arrive fréquemment qu'avec une disposition à seul passe la vitesse des fluides soit trop faible. Pour augmenter cette vitesse tout en conservant le même[29].

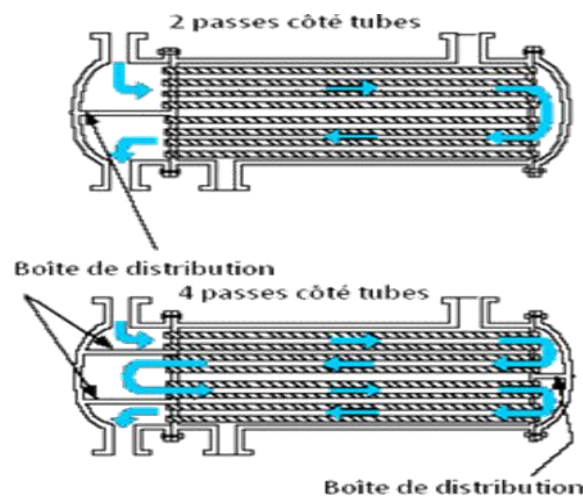


Figure IV.13 positionnements des passes dans la boîte de distribution dans les 2 cas.

### ✚ Les boîtes de distribution :

Les boîtes de distribution du fluide côté tubes sont munies de parois étanches pour orienter le fluide vers les tubes appropriés.

Les boîtes de tête et de fond ne sont pas identiques. La règle la plus importante est de consacrer un nombre quasiment identique de tubes pour chaque passe.

## IV.4.2 Partie simulation :

Dans le cadre de notre mémoire la simulation de l'échangeur de chaleur faisceau tubulaire et calandre de l'installation thermique du service d'hémodialyse se fait à l'aide du logiciel de simulation COMSOL. (Vous trouvez la présentation du COMSOL dans le chapitre précédent).

### IV.4.2.1 simulation de la problématique :

Dans cet exemple, deux fluides séparés à des températures différentes circulent à travers l'échangeur de chaleur : l'eau à travers les tubes (côté tube) et l'air à travers la calandre autour des tubes (côté calandre). Plusieurs paramètres de conception et conditions de fonctionnement influencent les performances optimales d'un échangeur de chaleur à tubes et calandre.

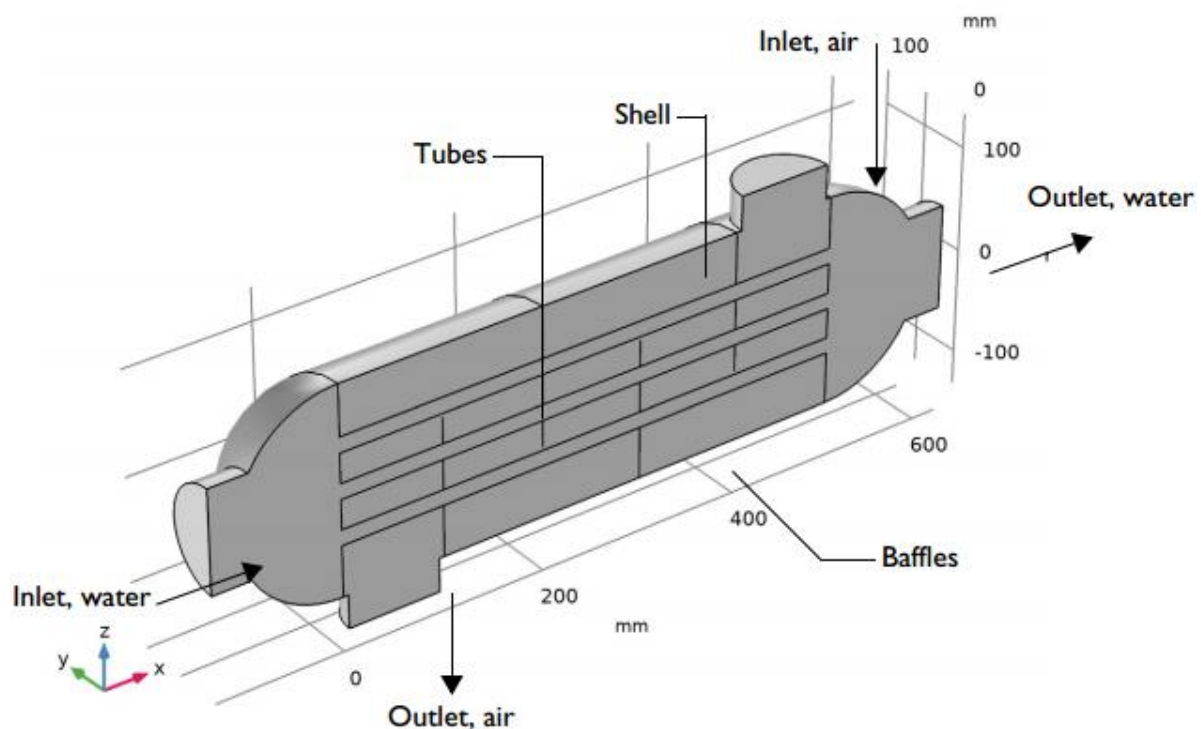


Figure IV.14 La géométrie de l'échangeur de chaleur étudié.

**IV.4.2.2 Définition du modèle :**

Le concept utilisé pour concevoir un échangeur de chaleur à faisceau tubulaire et calandre a examiné le modèle de travail de ce échangeur de chaleur à débit direct, à écoulement transversal. La géométrie d'un tel modèle est montrée dans la figure III. 1.

L'échangeur de chaleur est en acier structuré. Dans cet exemple, deux fluides s'écoulent dans l'échangeur de chaleur, le premier fluide (l'eau dans ce cas) s'écoule dans les tubes, le deuxième fluide est l'air, circule dans la calandre de l'échangeur de chaleur mais à l'extérieur des tubes. Ces deux fluides ont des températures différentes, après avoir circulé à l'intérieur dans l'échangeur de chaleur vont avoir une température équilibrée, les chicanes augmente la surface d'échange de chaleur, un autre avantage de chicanes est de réduire les vibrations en raison du mouvement fluide. Ce modèle configuré avec le modèle de turbulence k- $\epsilon$ .

**IV.4.2.3 Conditions aux limites :**

Toutes les parois de l'échangeur de chaleur, y compris les chicanes sont modélisées comme des coquilles en 3D. Cela nécessite des conditions limites particulières pour les équations d'écoulement et de transfert de chaleur.

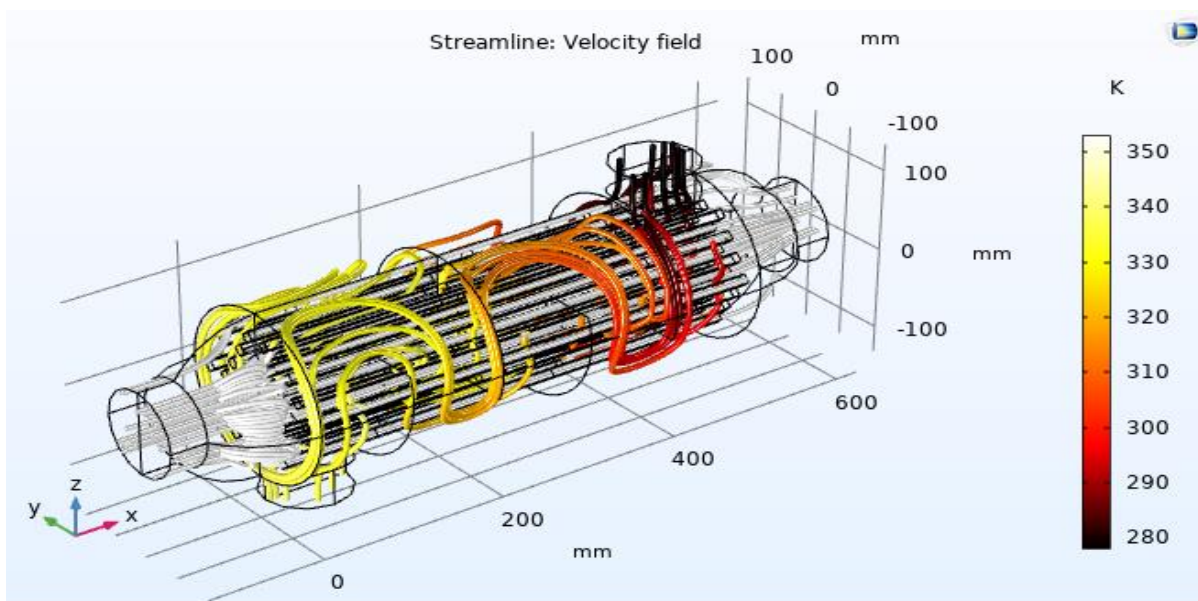
La condition aux limites de la paroi intérieure pour l'écoulement des fluides sépare les uns des autres est également utilisé pour décrire les chicanes des deux côtés, il applique les fonctions de paroi nécessaire pour simuler les parois avec le modèle de turbulence k- $\epsilon$ . La calandre est censée en acier et ayant une épaisseur de 5 mm d'épaisseur.

L'eau entre dans le côté du tube avec une vitesse de 0,1 m/s et une température de 22°C. L'air rentre dans la calandre avec une vitesse de 1 m/s et une température de 95 °C. Aux deux entrées, les valeurs recommandées pour l'échelle de longueur de turbulence sont de 0,07l, Pour l'entrée d'eau le rayon est égal à 5 cm et pour l'entrée d'air, il est de 4.5 cm à côté du plan de symétrie, toutes les limites extérieures restantes sont isolées thermiquement.



**IV.4.2.4 Résultats et discussions :****IV.4.2.4.1 les lignes de vitesse du courant d'air :**

La vitesse du côté du tube montre une distribution uniforme dans les tubes, avant l'entrée de l'eau dans les tubes, les zones de recirculation sont présentes. Les couleurs des lignes de courant représentent la température, les températures dans les deux sorties sont proches les unes des autres. Les lignes de courants, à l'entrée sont moins par rapport à la sortie cela revient à le régime turbulent en plus la température qui va augmenter le mouvement des particules et les molécules du fluide. La variation des lignes de courant dépend de la vitesse.



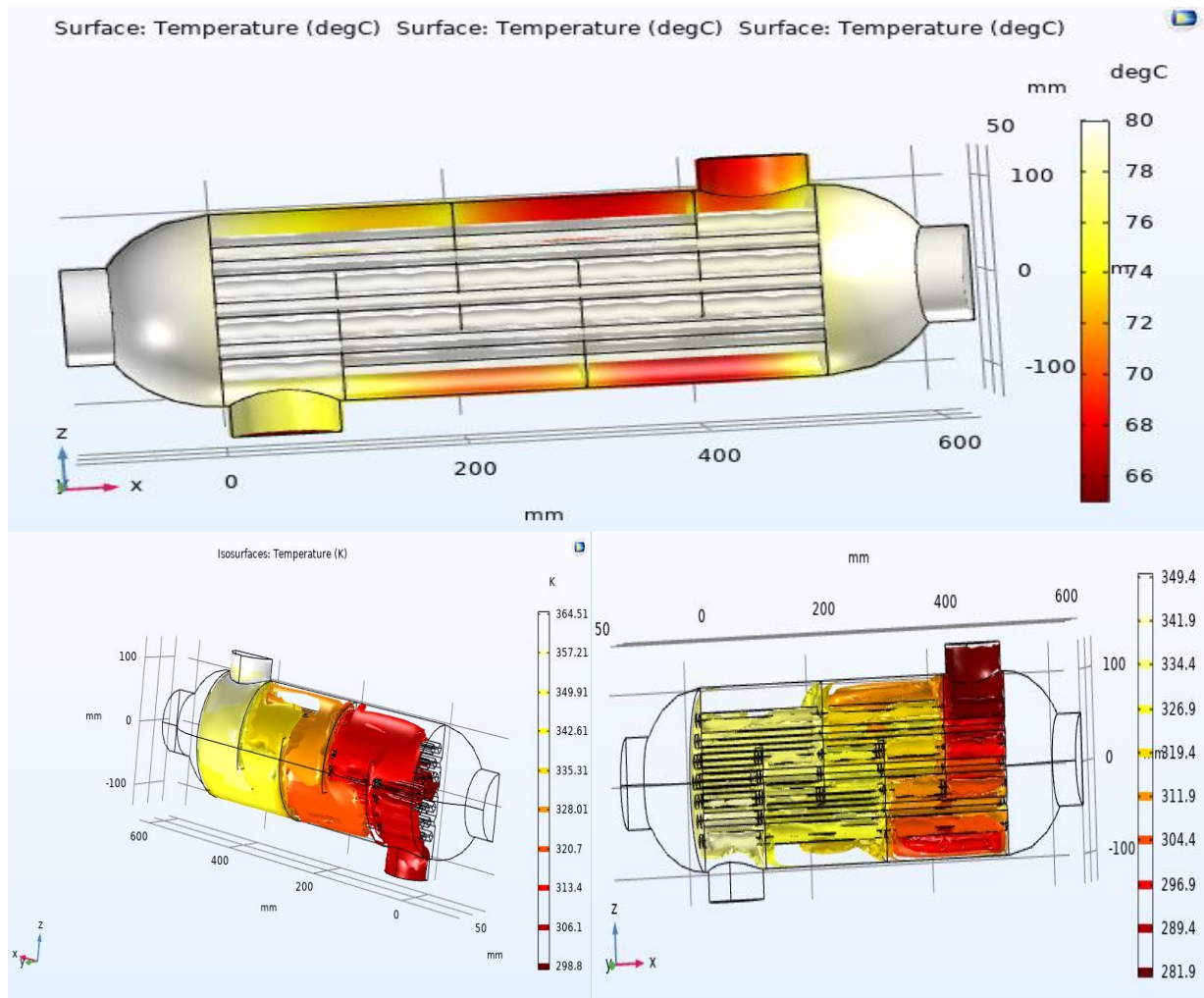
**Figure IV.15** Présentation des lignes de vitesse du courant de l'air.

**IV.4.2.4.2 Distribution de la température des parois de la calandre :**

La figure IV.15 suivante montre la distribution de la température sur les limites de l'échangeur de chaleur. On remarque une dégradation de la température le long des parois du calendaire de l'entrée vers la sortie, cette diminution dû à l'échange de chaleur entre les deux fluides.

L'air entre chaud dans la calandre et sort froid, sa température à démunie parce-qu'il y a un transfert de chaleur par convection entre les parois extérieures des tubes et aussi l'échangeur à contre-courant. L'eau froide chaude et sort chaud dans les tubes, sa température a augmenté par ce qu'il y a un transfert de chaleur par conduction entre la paroi extérieure et intérieure des tubes., il n'y a pas un contact au niveau la paroi supérieure ou inférieure de la calandre la température est constante, à la sortie la température est inférieure à l'entrée.

La variation de la température dépend du mode de transfert de chaleur et le mode de contact et le plus important, c'est un échangeur à contre-courant.



**Figure IV.16** la distribution de la température sur les parois de la calandre et l'intérieur des tubes.

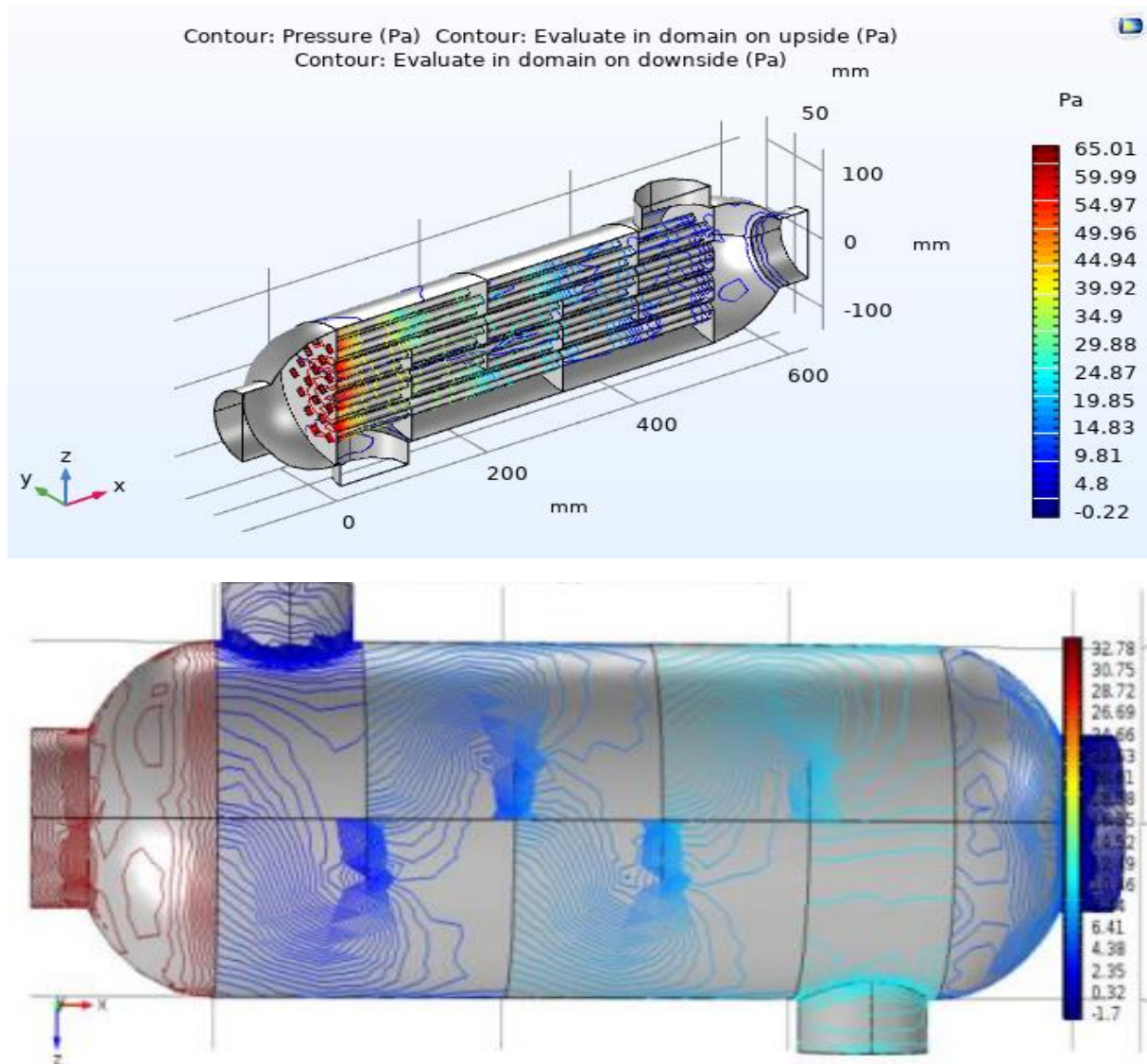
#### IV.4.2.4.3 Les contours de la pression :

On voit une chute de pression pour l'air dans la sortie par rapport à l'entrée. Cette variation dépend de la température d'où il y a une relation de corrélation direct, c'est à dire quand la température augmente la pression augmente.

La pression à l'entrée des tubes est inférieure à celle de la sortie, où à l'entrée des tubes le fluide est froid, après la circulation dans les tubes il va être chauffé par l'air, sa température augmente et c'est cela qui nous explique l'augmentation de la pression de l'eau à la sortie des tubes.



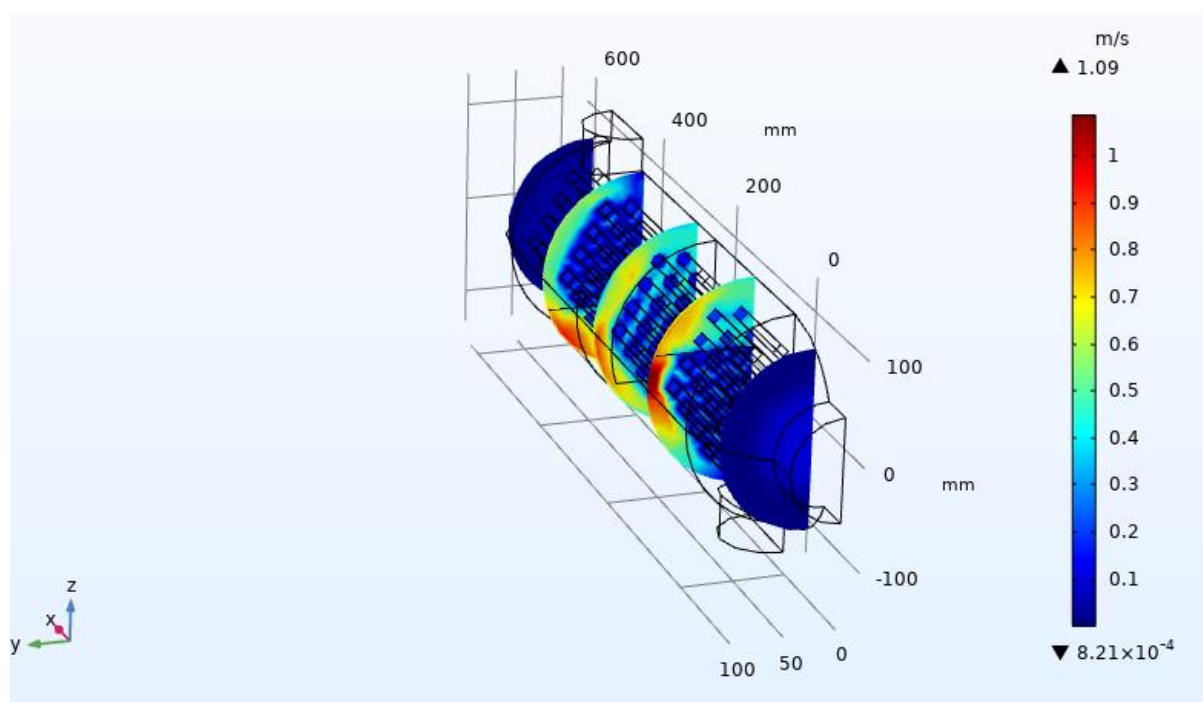
La pression de l'air à l'entrée de la calandre est supérieure à la pression à la sortie, l'air entre chaud et sort froid parce que c'est un échangeur à contre-courant, donc la température a une relation avec la pression d'où quand la température diminue la pression diminue aussi.



**Figure IV.17** contours de pression dans les tubes et la calandre.

#### IV.4.2.4.4 la vitesse de l'air dans la calandre :

La vitesse de l'air est maximale à l'entrée du calandre, l'hors du déplacement de l'air à l'intérieur du calandre la vitesse va diminuer à cause du contact avec les chicanes et les tubes. Cette diminution de la vitesse aide à l'augmentation de la surface d'échange et le temps de contact et aussi l'augmentation de la quantité de chaleur transférée.



**Figure IV.18** la variation de la vitesse du l'air à l'intérieur de la calandre.

Dans les années 1960, l'espérance de vie des patients insuffisants rénaux en phase terminale ne dépassait pas quelques semaines, grâce aux techniques de suppléance, d'épuration extra-rénale et de greffe, elle est estimée à plus de trente ans. Tous sa grâce à un appareil qui s'appelle générateur d'hémodialyse.

Le vieillissement de la population générale, l'augmentation de la prévalence des deux causes majeures de l'insuffisance rénale chronique terminale (le diabète et hypertension artérielle), l'amélioration du suivi et de la longévité des patients porteur du greffe et dialysés, sont autant de facteurs qui devraient encore augmenter le nombre des sujets IRCT dans notre pays.

La pompe péristaltique a connu des grandes applications dans différents domaines tels que la médecine, pour la dialyse et la chirurgie cardiaque, qui nécessite la surculation du sang hors du corps humain sans contact avec les organes de la pompe afin d'éviter toute contamination possible du sang.

Le but de cette partie de notre travail est de développer une simulation de l'écoulement du fluide à l'intérieur de la pompe péristaltique sanguine à l'aide du logiciel de simulation COMSOL.

Pour comprendre son fonctionnement la simulation de la pompe péristaltique sanguine peut prévoir le comportement du paroi flexible par l'estimation des contraintes de von Mises, et le champ de vitesse et le volume à l'entrée et la sortie de la pompe péristaltique, durant son cycle de fonctionnement.

Afin de maintenir la température du sang filtré stable à l'environ de 37°C, le fabricant du matériel installé un échangeur de chaleur coaxial, où l'échange de chaleur passe entre le sang (fluide froid) et le dialysat (fluide chaud).

Dans le cadre de notre mémoire on fait le calcul nécessaire de transfert de chaleur afin de vérifier la déclaration du fabricant, où il dit que cet échangeur de chaleur peut marcher en mode co-courant ou contre-courant et donne la même efficacité. Et d'après les résultats des calculs analytiques et les résultats obtenus par l'utilisation du code FORTRAN (efficacité co-courant = 41% et contre-courant = 39%) on confirme la déclaration du fabricant concernant le mode de fonctionnement de l'échangeur de chaleur coaxial intégré dans le dialyseur.

L'échangeur à faisceau et calandre fait partie de la famille des échangeurs tubulaires qui sont constitués de tubes dont la paroi forme la surface d'échange.

Le mode de transfert de chaleur intervenant dans l'échangeur de chaleur est la conduction et la convection, et pour garantir un transfert de chaleur il faut avoir une différence de température entre les deux fluides.

Le fonctionnement de l'échangeur de chaleur dépend de nombreux paramètres parmi ces paramètres est la température et de pression, propriétés physiques, le régime de l'écoulement.

La simulation de l'échangeur de chaleur à faisceau et calandre est réalisé par le logiciel COMSOL, d'après les résultats obtenus on conclut :

- La vitesse des fluides dépende de la géométrie de l'échangeur de chaleur et le chemin suivi par le fluide.
- Les lignes de courant dépendent de la vitesse de l'écoulement et la température du fluide.
- La pression dépend de la température et la vitesse de circulation des fluides et de leurs caractéristiques physiques : densité et viscosité, ainsi que la géométrie de l'appareil.
- La température dépend du débit de fluide, le mode d'écoulement et la nature de fluide.

- [1] Abraham G, Moorthy AV, Aggarwal V. Insuffisance rénale chronique: une épidémie silencieuse en sous-continent indien-stratégies de gestion. J Ind Med Assoc, 2006; 104 (12) :689-91.
- [2] Rayane T. Optimisation du traitement de l'insuffisance rénale chronique terminale. Urgences Médicales, Spécial Néphrologie dialyse Transplantation rénale, 2009 ; 23-24
- [3] Maschio G, Oldrizzi L. Progression of renal disease. Kidney Int, 2000 ;75 : S1- S76 .
- [4] Illustration : image de la coupe sagittale du rein. Disponible en ligne sur <http://bilingue.iesvegadelaturia.es>
- [5] G. Dirheimer ; E. Creppy ; F. Siche, <mécanismes et manifestations de l'action toxique au niveau rénal >, in toxicologie, sciences mathématiques, physique et chimiques, vol. 1 , ed : Wolters kluwer, 2007, p. 79-95.
- [6] Kronenberg F. Lipoprotein (a) in renal disease : what we have, what we need, what we can forget. Nephrol Dial Transplant, 1995 .
- [7] Sechi LA, Zingaro L, De Carli S et al. Increased serum lipoprotein (a) levels in patients with early renal failure. Ann Intern Med, 1998.
- [8] L'infirmier(e) en néphrologie, de Jean-Paul Fillastre
- [9] L'insuffisance rénale chronique : prévention et traitement, auteur : P. Jungers , N-K. Man, C. Legendre, D. Joly.
- [10] L'abord vasculaire pour l'hémodialyse ; former pour mieux soigner (3e édition)- Auteur collectif, Edition Elsevier-Masson
- [11] Docteur L. Radermacher, CHU de Liège – site NDB – Urgences/SAMU, Guide pratique d'hémodialyse, 2004.
- [12] [https://www.utc.fr/tsibh/public/3abih/12/stage/pegourie/index.htm#LA\\_DIALYSE\\_](https://www.utc.fr/tsibh/public/3abih/12/stage/pegourie/index.htm#LA_DIALYSE_)
- [13] Taous CHEURFA, Nouara KAÏD TLILANE, l'insuffisance rénale chronique Terminale en algérie: Aspects épidémiologiques et économiques, les cahiers du cread N°112.
- [14] Le sang, <http://www.unlin.fr/medecine>.
- [15] K. Bekkour : «Introduction à la rhéologie », cours présenté à L'EPASV-2008, univ.d'Oran Es-Senia, 05-avril 2008.

- [16] Physiologie animale, Biodeug : cours de biologie et géologie, [www.biodeug.com](http://www.biodeug.com)
- [17] [A.E.F. Djemaï : «Hémodynamique », cours présenté à L'EPASV-2008, univ.d'oran Es-Senia, 05-avril 2008
- [18] manuel d'utilisation de générateur d'hémodialyse 4008b
- [19] Kronenberg F. Lipoprotein (a) in renal disease : what we have, what we need, what we can forget. Nephrol Dial Transplant, 1995 ; 10 : 766-769.
- [20] R. Byron BIRD, Warren E. STEWART et Edwin N. LIGHTFOOT, "Transport Phenomena", 2nd edition, Ed. Wiley, 2007
- [21] Jean-Pierre COUDERC, Christophe GOURDON et Alain LINÉ, "Phénomènes de transfert en génie des procédés", Ed. Tec & Doc - Lavoisier, Paris, 2008
- [22] Patrice BACCHIN, "La physico-chimie en mouvement : phénomènes de transport", module Scenari de l'Université Paul Sabatier (Toulouse), 2009
- [23] B. Khireddine ; Etude des Performances des Echangeurs de Chaleur à Doubles Tubes Concentriques et Calandre ; thèse présentée pour l'obtention du diplôme de doctorat ;univ-batna
- [24] Sena, P.; Attianese, P.; Pappalardo, M.; Villecco, F. FIDELITY: Fuzzy Inferential Diagnostic Engine for on-LinesupportT to phYsicians. In International Conference on Biomedical Engineering in Vietnam; Springer: BerlinHeidelberg, 2013.
- [25] A. Hamie. " Prototype d'une micropompe dédiée à l'injection des médicaments anti-épileptiques ". Institut de Génie Biomédical, École Polytechnique de Montréal, 2013
- [26] R. Lefevre " Conception et réalisation d'une micropompe intelligente : applications dans le domaine biomédical ". Thèse de doctorat, Université de Grenoble, 2013.
- [27] H. S. Lee, John Wiley& Sons ; Thermal Design (Shell-and-Tube HeatExchanger); COMSOL Multiphysics ; 2010..
- [28] S. Sall ; description détaillée de l'échangeur à faisceau et calandre ; Mémoire de fin d'étude ; univ-tlemcen ; 2014.
- [29] B. Khireddine ; EN Etude des Performances des Echangeurs de Chaleur à Doubles Tubes Concentriques et Calandre ; thèse présentée pour l'obtention du diplôme de doctorat ; univ-batna ; 2015.