

CONCOURS GÉNÉRAL DES LYCÉES

SESSION 2009

PHYSIQUE DE LABORATOIRE ET DES PROCÉDÉS INDUSTRIELS

Classes de Terminales STL

ÉPREUVE ÉCRITE

Durée : 6 heures

THÈME

L'HÉMODIALYSE

Le rein est un organe complexe assurant de multiples fonctions, toutes vitales pour l'organisme. La principale se caractérise par l'élaboration de l'urine permettant l'élimination des déchets azotés (urée, créatinine). Grâce à des ajustements précis, le rein joue également un rôle primordial dans le maintien d'une teneur normale en eau et en différents électrolytes de l'organisme. A ses deux fonctions principales s'ajoutent des fonctions endocrines multiples : le rein participe à la régulation de la pression artérielle, la fabrication des globules rouges, la minéralisation osseuse. Afin d'assurer certains de ces équilibres, le rein procède par filtration en retenant les éléments figurés du sang (globules rouges, blancs, plaquettes) et les protéines, ne laissant passer que l'eau ainsi que les substances dissoutes.

Lorsque les reins n'assurent plus correctement cette fonction, les déchets s'accumulent dans le sang, le sujet est alors atteint d'insuffisance rénale. Pour pallier ce dysfonctionnement, le corps médical pratique l'épuration extra-rénale reposant sur le principe de la dialyse.

Cette technique met en œuvre un échangeur très particulier appelé dialyseur plus connu sous le nom de "rein artificiel", au sein duquel s'effectuent des transferts par diffusion et convection entre le sang et un liquide de dialyse au travers d'une membrane semi-perméable. Lors de ces échanges, les contrôles physico-chimiques sont multiples afin de prévenir tout incident. Les grandeurs température, pression, débit, conductivité sont donc surveillées en permanence. En complément de ces mesures, pour accroître la sécurité, sont associées une détection de présence d'air ainsi qu'une détection de fuite de sang. Ces contrôles sont l'objet du présent sujet, **composé de 5 parties indépendantes à traiter sur copies séparées.**

Première partie.

L'hémodialyse

I. Contexte historique.

II. L'appareil de dialyse.

III. Principes physicochimiques.

IV. Questions de compréhension générale.

I. Contexte historique.

C'est en 1854 que le chimiste écossais Thomas Graham met en application les travaux relatifs au transfert d'un solvant et de solutés au travers d'une membrane semi-perméable, effectués dès le début du XIX^e siècle par le physiologiste français Henri Dutrochet. Le principe de l'hémodialyse est né. Une membrane, même artificielle, laisse passer l'urée, petite molécule déchet du fonctionnement de l'organisme, mais se comporte comme une barrière infranchissable pour les grosses molécules biologiques comme le fait le rein.

- 1915** La première hémodialyse tentée sur un humain est réalisée en Allemagne par le docteur George Haas.
- 1922** Découverte de l'héparine : elle sera utilisée par injection dans le circuit sanguin comme anticoagulant à partir des années 40.
- 1937** Le professeur allemand W Tahlhimer constate que la cellophane, matériau cellulosique, se révèle être une excellente membrane de dialyse.
- 1943** On attribue au docteur néerlandais Wilhelm Kolff la réalisation du premier rein artificiel à usage clinique.
- Au milieu des années 50** Le Docteur Schribner exploite les récentes découvertes du téflon et du silastic pour créer un dispositif appelé "shunt de Schribner", permettant désormais un accès vasculaire permanent.
- 1962** Ouverture du premier centre de dialyse à Seattle, aux Etats Unis.
- 1965** James Cimino crée les premières fistules artérioveineuses.
- 1970** L'électronique intègre les générateurs et en améliore le suivi des paramètres et la sécurité.
- 1980** La détection de présence d'air dans le circuit sanguin, le dégazage et la détection de fuite de sang dans le circuit dialysat deviennent systématiques. Le bicarbonate remplace peu à peu l'acétate dans l'élaboration du dialysat.
- 1990** L'informatique intègre désormais elle aussi les générateurs.

Aujourd'hui

L'évolution des dialyseurs, des circuits extracorporels, des appareils de dialyse associée à des protocoles sophistiqués a permis de diminuer les réactions secondaires, sur le plan clinique du patient. La maîtrise de la dialyse est maintenant très grande et les accidents techniques rarissimes.

En France, on compte actuellement plus de 300 centres d'hémodialyse. 32 000 patients environ y sont traités à raison de trois séances de quatre heures par semaine en moyenne et certains depuis plus de vingt ans.

II. L'appareil de dialyse.

Cet appareil, dont le schéma est représenté sur la page suivante en figure 1, se décompose en trois parties :

- le moniteur sanguin
- le moniteur de dialysat
- le dialyseur

II.1. Le moniteur sanguin.

Il assure la circulation sanguine extra corporelle grâce à une pompe péristaltique. Le débit de retrait du sang Q_s est de l'ordre de **250 à 400 mL.min⁻¹**. L'héparine injectée dans ce circuit possède un effet anticoagulant, permettant une circulation plus fluide. Les contrôles effectués par le moniteur sont les suivants :

- Contrôle de la pression veineuse P_{ve} .
pression relative nominale : **2,6.10⁴ Pa**
- Contrôle de la pression artérielle P_{ar} .
pression relative comprise entre **2,0 et 2,6.10⁴ Pa**

Ce capteur mesure une pression absolue et permet ainsi la détection d'un dysfonctionnement de la fistule, d'une hypotension artérielle ou d'une coudure de la ligne artérielle.

- Détection d'air dans le piège à bulles.

II.2. Le moniteur de dialysat.

Le dialysat est élaboré par dilution d'une solution d'électrolytes concentrée avec de l'eau "pure". La composition finale de cette solution est proche de celle du liquide extracellulaire normal. Une régulation maintient ce bain de dialyse à une température proche de celle du corps humain. Le débit de la solution traversant le dialyseur est voisin de **500 mL.min⁻¹**. Les contrôles effectués par le moniteur sont les suivants :

- Contrôle de la conductance G_d :
conductance comprise entre **11 et 17 mS**
- Contrôle du débit dialysat Q_d :
débit compris entre **500 et 800 mL.min⁻¹**
- Contrôle de la température du bain de dialyse θ :
température comprise entre **35 et 40 °C**
- Contrôle de la pression dialysat P_d :
pression relative nominale : **2,6 10⁴ Pa**
- Détection de fuite de sang.

II.3. Le dialyseur.

Représenté sur le schéma ci-contre, il est comparable à un échangeur tubulaire dans lequel le sang et le dialysat circulent à contre-courant. Les transferts s'effectuent au contact d'une membrane cellulosique ou synthétique constituée d'une multitude de fibres creuses (10 à 15000), dont la perméabilité varie en fonction de l'efficacité et du type de dialyse recherchée.

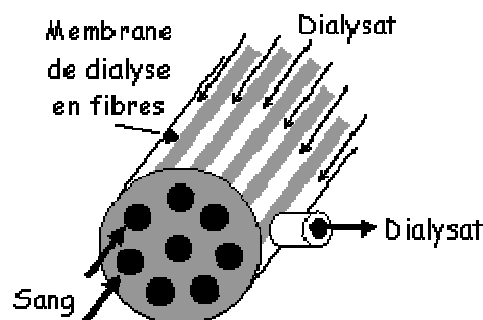
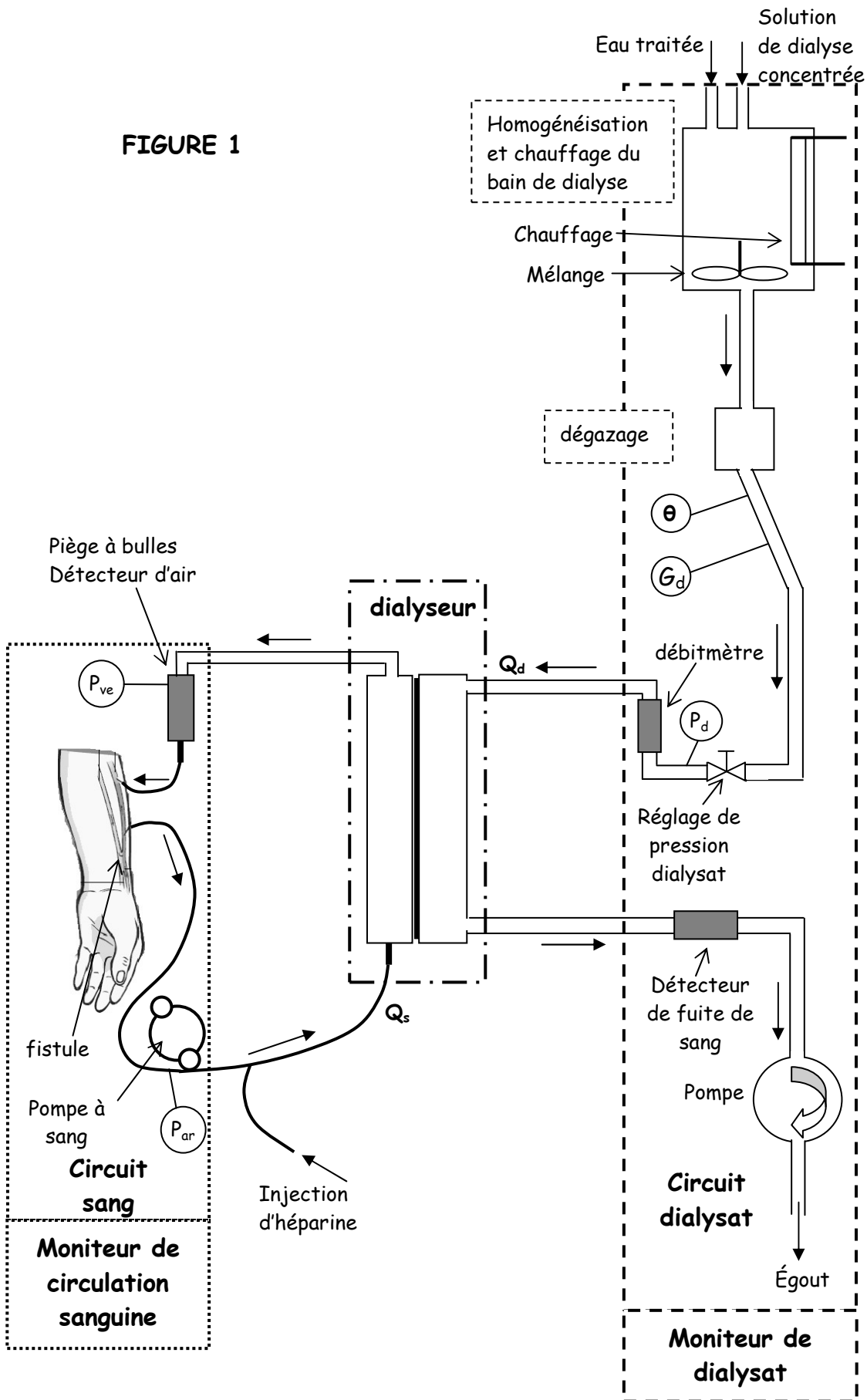
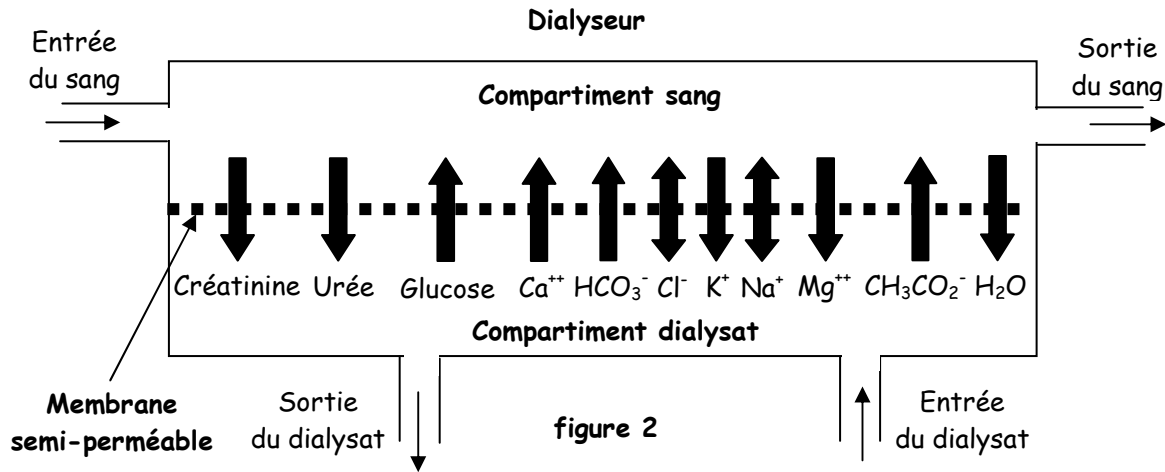


FIGURE 1



III. Principes physico-chimiques de l'hémodialyse.

Les échanges s'effectuent au travers d'une membrane semi-perméable ou semi-sélective au sein du dialyseur. Cette membrane autorise le passage de l'eau, des électrolytes et des solutés de faible poids moléculaire, mais non celui des protéines et des éléments figurés du sang (globules rouges, globules blancs et plaquettes). La figure 2 précise les différents composants échangés et le sens des transferts au cours d'une séance de dialyse.



III.1. Mécanismes de transfert.

Le transfert des solutés et de l'eau fait intervenir deux mécanismes fondamentaux : la diffusion et la convection, auxquels s'ajoutent un transfert par osmose et une capture de certaines substances par adsorption. Ces quatre principes sont représentés sur la figure 3 ci-dessous :

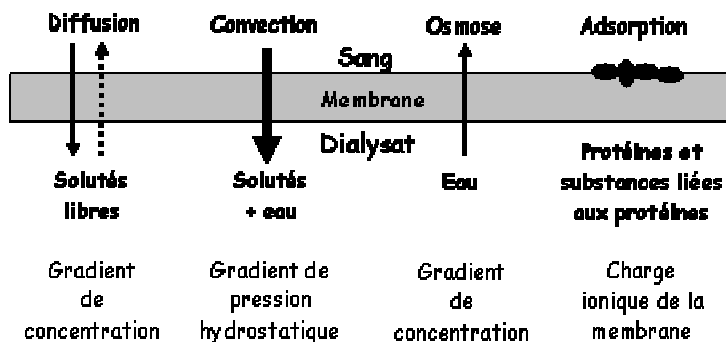


Figure 3

III.2. La diffusion.

Le transfert par diffusion est un transport passif de solutés au travers de la membrane de dialyse, sans passage de solvant. Le débit de transfert diffusif dépend de la différence de concentration des solutés présents dans le sang et dans le bain de dialyse. Le principe est représenté sur la figure 4 ci-dessous :

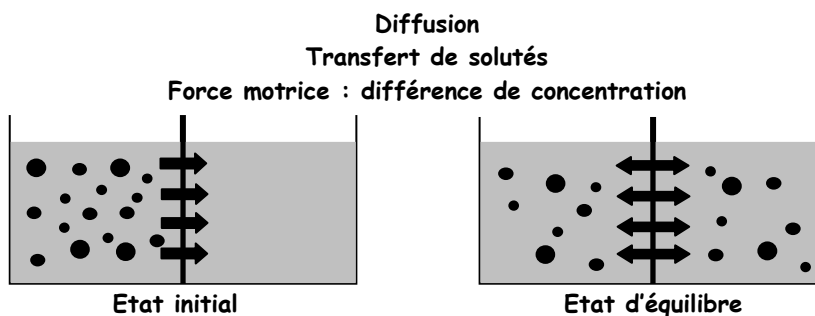
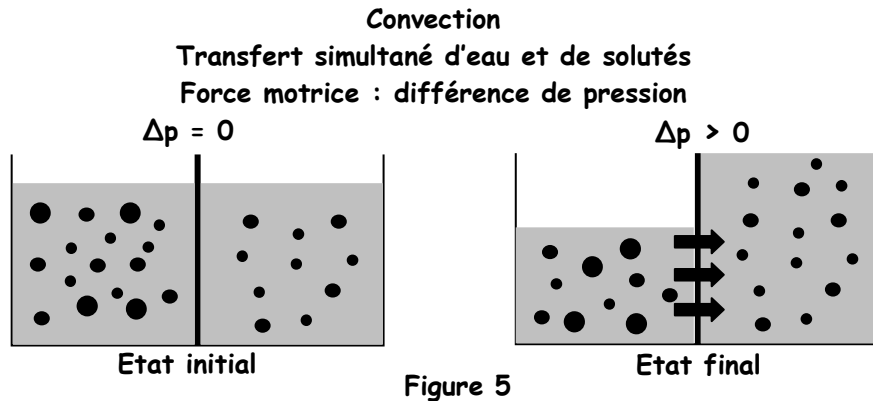


Figure 4

III.3. La convection.

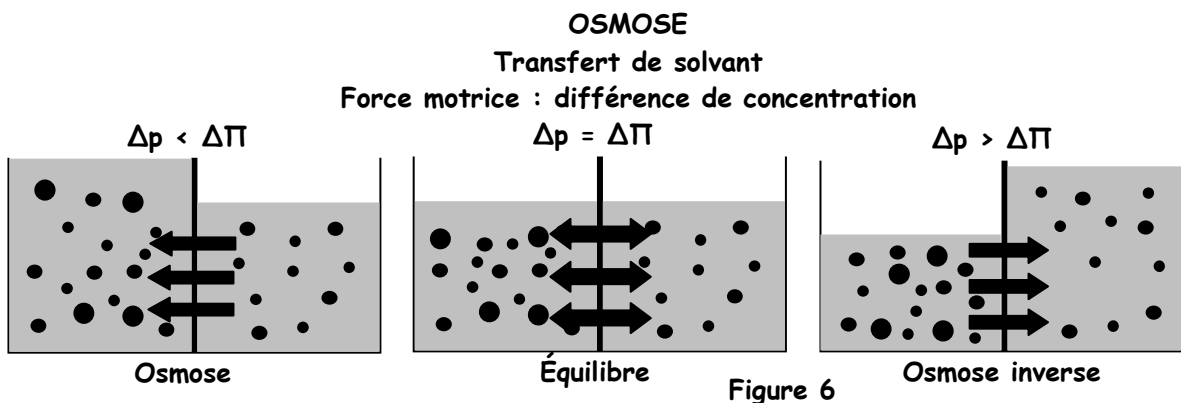
Le transfert par convection est un transfert simultané du solvant et d'une fraction des solutés qu'il contient sous l'effet d'une différence de pression hydrostatique. Le principe est représenté sur la figure 5 ci-dessous :



III.4. L'osmose.

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

Si cette pression différentielle est dépassée, le transfert change de sens et on observe alors le phénomène d'osmose inverse matérialisé sur la figure 6 :



III.5. L'adsorption.

L'adsorption résulte des forces qui existent entre les molécules présentes à proximité de la membrane et la membrane elle-même. Ces molécules peuvent s'y coller de deux façons : soit par liaisons physiques, soit par liaisons chimiques. Ce mécanisme contribue en partie à l'extraction des protéines présentes dans le sang.

IV. Questions de compréhension générale.

1. Le "shunt de Schribner" correspond à un accès vasculaire permanent sur les patients atteints d'insuffisance rénale. Il a permis de résoudre un problème majeur compte tenu de la fréquence des dialyses. Quel était ce problème ?
2. Le circuit sanguin dispose d'une détection de présence d'air. Dans quelle mesure cette détection vous semble-t-elle vitale ?
3. Quelle avarie peut engendrer une présence de sang dans le dialysat ?
4. Quelle peut être la cause de cette avarie ?
5. En supposant une pression transmembranaire nulle, quels sont les mécanismes de transfert lors de la dialyse ?
6. En disposant de 300 centres d'hémodialyse ouverts 12 heures par jour à raison de 6 jours par semaine, combien faut-il d'unités de dialyse par centre pour traiter l'ensemble des 32000 patients ?
7. Sur la figure 2 page 5 sont représentés les symboles chimiques des ions présents en solutions. Préciser le nom de chacun des ions.
8. Le débit de retrait du sang est de $300 \text{ mL}\cdot\text{min}^{-1}$. Calculer la quantité de sang dialysée au cours d'une séance.

Deuxième partie.

Étude du phénomène d'Osmose inverse.

On peut montrer que la pression osmotique d'une solution est donnée par la relation suivante :

$$\Pi = \sum_{i=1}^N [i] RT \quad \text{Loi de Van't Hoff}$$

Avec : Π : la pression osmotique (en Pa).

$[i]$: la concentration molaire volumique du soluté i (en mol.m^{-3}).

N : nombre de solutés différents présents dans la solution.

R : la constante des gaz parfait ($R = 8,314 \text{ J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$).

T : la température absolue (en K).

I. Calcul de la pression osmotique de l'eau de mer

L'eau de mer contient principalement du chlorure de sodium NaCl , qui se dissocie en solution suivant la réaction : $\text{NaCl} \rightarrow \text{Na}_{\text{aq}}^{+} + \text{Cl}_{\text{aq}}^{-}$.

L'eau de mer contient donc **deux solutés différents** : Na^{+} et Cl^{-} .

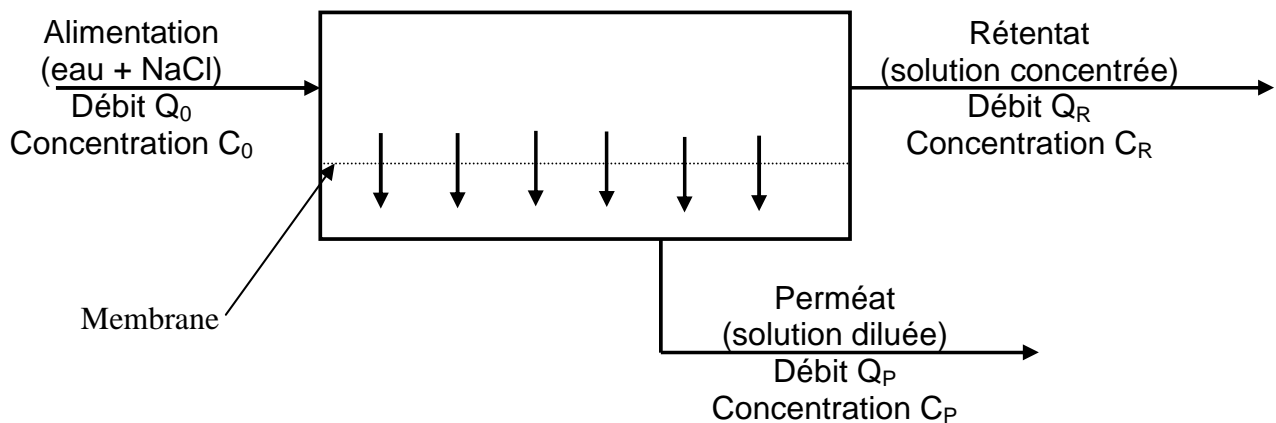
I.1. En supposant que l'eau de mer contient 35 g.L^{-1} de NaCl et que la masse molaire de NaCl est de $58,5 \text{ g.mol}^{-1}$, calculer les concentrations molaires volumiques de Na^{+} et Cl^{-} .

I.2. A l'aide de la loi de Van't Hoff, estimer la pression osmotique de l'eau de mer à 20°C .

II. Mesure expérimentale de la pression osmotique d'une solution salée

Pour réaliser la mesure de la pression osmotique d'une solution de chlorure de sodium, un appareil d'osmose inverse est utilisé. L'écoulement s'effectue en continu tangentiellment à la membrane. Une partie de la solution à traiter (débit volumique Q_0) se divise au niveau de la membrane en deux parties de concentrations différentes :

- une partie (débit volumique Q_p) qui passe à travers la membrane (perméat),
- une partie (débit volumique Q_R) qui ne passe pas à travers la membrane (concentrat ou rétentat) et qui contient les molécules ou particules retenues par la membrane.



Le flux de perméat est donné par la relation suivante : $Q_p = A \cdot S \cdot (\Delta P - \Delta \Pi)$,

A est la perméabilité de la membrane au solvant ($\text{m}^2.\text{s.kg}^{-1}$),

S est la surface filtrante de la membrane ($S = 7,6 \text{ m}^2$),

ΔP est la différence de pression de part et d'autre de la membrane (Pa),

$\Delta \Pi$ est la différence de pression osmotique de part et d'autre de la membrane (Pa).

Remarque : Dans notre étude, $\Delta\pi$ se ramène à π_0 , la pression osmotique du flux d'alimentation, car le perméat est une solution très diluée et sa pression osmotique est alors négligeable.

Afin de faire fonctionner l'appareil durant l'ensemble des mesures, il convient de préparer une réserve suffisante de solution d'alimentation. L'objectif est de disposer de 60 L de solution de chlorure de sodium à la concentration $C_0 = 1,0 \text{ g.L}^{-1}$.

II.1. Calculer la masse de chlorure de sodium à ajouter à 60 L d'eau déminéralisée pour préparer la solution d'alimentation.

Une série de mesures est effectuée sur l'installation alimentée en solution salée en maintenant le débit de rétentat Q_R à 1000 L.h^{-1} . Deux grandeurs sont suivies :

- la différence de pression hydrostatique entre les compartiments séparés par la membrane,
- le débit de perméat Q_p à travers la membrane.

L'alimentation est assurée par une pompe centrifuge multicellulaire.

La différence de pression est mesurée par un manomètre différentiel à membrane.

Le débit de perméat est mesuré par empotage : réalisation de la mesure du volume recueilli dans un « pot » placé à la sortie de perméat durant un temps donné.

Le débit du rétentat est visualisé par un débitmètre à flotteur.

Les mesures aboutissent au tableau suivant :

ΔP (bar)	2	3	4	5	6	7
Q_p (L.h^{-1})	14	28	43	58	76	90

Rappel : $1 \text{ bar} = 10^5 \text{ Pa}$

II.2. Pour $\Delta P = 5 \text{ bar}$, calculer le volume recueilli lors de l'empotage si ce dernier a duré 5 minutes.

II.3. Pour $\Delta P = 5 \text{ bar}$, calculer le débit d'alimentation Q_0 en supposant que la masse volumique des solutions ne varie pas avec la composition, la pression et la température.

II.4. Pour $\Delta P = 5 \text{ bar}$, les mesures de conductivité donnent sur le rétentat une concentration de $1,057 \text{ g.L}^{-1}$. Déduire la concentration massique volumique du perméat.

II.5. Sur la zone de tracé donnée en annexe I, représenter ΔP en fonction de Q_p . Quel type de relation lie ces deux grandeurs ?

II.6. À partir tracé, déduire la pression osmotique de la solution d'alimentation.

II.7. À partir tracé, déduire la perméabilité de la membrane à l'eau.

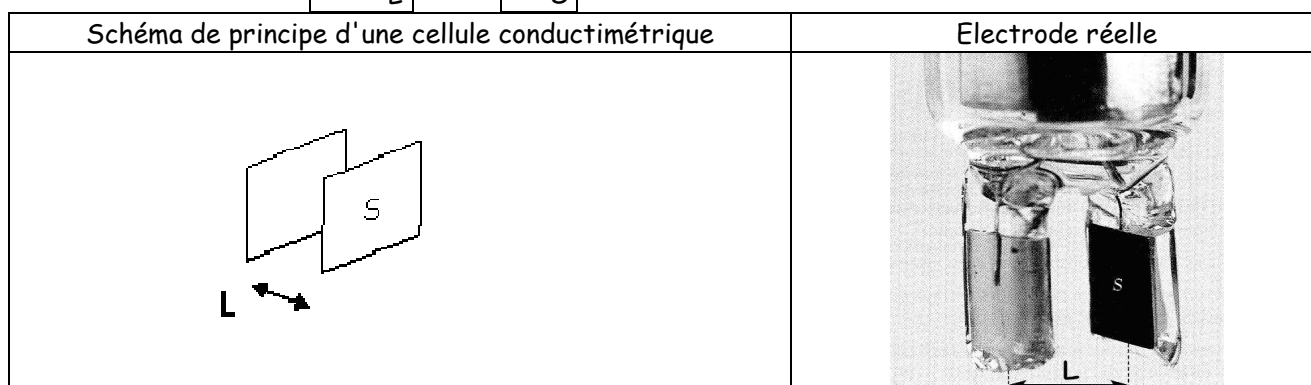
Troisième partie.

Etude de paramètres physico-chimiques du dialysat.

I. Etude conductimétrique d'une solution aqueuse.

La valeur de la résistance R d'une portion de solution électrolytique comprise entre deux électrodes peut être obtenue par mesure de la tension U aux bornes des électrodes et de l'intensité I du courant circulant dans la solution ou directement avec un conductimètre. Pour cette portion d'électrolyte située entre les deux électrodes la loi d'Ohm est vérifiée.

La conductance G d'une portion de solution électrolytique, de section S et de longueur L , peut se mettre sous la forme : $G = \sigma \frac{S}{L}$; avec $k = \frac{L}{S}$ constante de cellule.



La grandeur σ représente la conductivité de la solution. Son unité est le siemens par mètre ($S.m^{-1}$).

Considérons une solution constituée d'ions X_i . La conductivité σ de cette solution est alors donnée par

la formule suivante :
$$\sigma = \sum_i \lambda_i [X_i]$$

σ : conductivité de la solution ($S.m^{-1}$).

λ_i : conductivité molaire ionique de l'ion X_i ($S.m^2.mol^{-1}$).

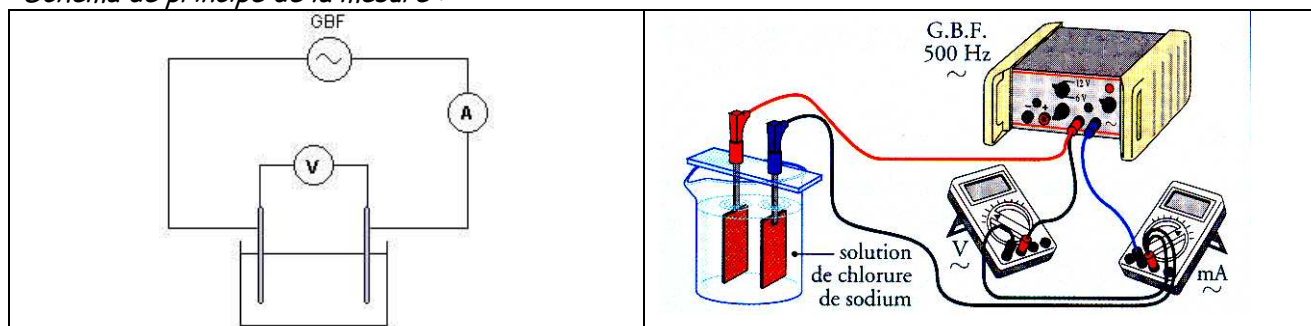
$[X_i]$: concentration molaire effective de l'ion X_i ($mol.m^{-3}$).

On se propose ici d'étudier une solution de sérum physiologique, solution de chlorure de sodium à $9,0 g.L^{-1} \pm 5\%$

Détermination de la concentration d'une solution de sérum physiologique par conductimétrie.

On commence par tracer la courbe d'étalonnage du conductimètre contenant des solutions de concentrations connues.

Schéma de principe de la mesure :



On verse successivement des solutions de chlorure de sodium de concentration C variant de $1,00 mmol.L^{-1}$ à $10,0 mmol.L^{-1}$. Toutes ces solutions sont à la même température $\theta = 25^\circ C$.

On applique entre les électrodes de la cellule une tension sinusoïdale de fréquence $f = 100 \text{ Hz}$ et de valeur efficace $U = 1,50 \text{ V}$ délivrée par un GBF. On mesure pour chaque solution la valeur efficace I du courant électrique qui traverse la cellule.

Les résultats obtenus sont les suivants :

$C \text{ (mmol.L}^{-1}\text{)}$	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	8,00	9,00	10,0
tension $U \text{ (V)}$	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50
intensité $I \text{ (mA)}$	1,31	2,63	3,92	5,25	6,54	7,85	9,16	10,5	11,8	13,1

I.1. Quels sont les porteurs de charges électriques dans une solution électrolytique ?

I.2. Pourquoi utilise-t-on un courant alternatif lors des mesures conductimétriques ?

I.3. Déterminer la conductance G de la portion de solution située essentiellement entre les deux électrodes de la cellule, pour chaque concentration C . Compléter le tableau fourni en annexe II.

I.4. Représenter sur le document annexe II la variation de la conductance G de la portion de solution située dans la cellule en fonction de la concentration C de la solution de chlorure de sodium.

I.5. On utilise maintenant une solution de sérum physiologique injectable diluée 25 fois et on mesure (toujours pour une tension de valeur efficace de $1,50 \text{ V}$ et une température de $25 \text{ }^\circ\text{C}$) un courant d'intensité efficace $I_1 = 7,95 \text{ mA}$.

I.5.1. Proposer un protocole pour réaliser cette solution diluée en choisissant parmi la liste ci-après de matériel les instruments qui conviennent, en justifiant votre choix.

Eprouvettes graduées de 50mL, 100mL, 250mL.
 Fioles jaugées de 50,0mL, 100,0mL, 250,0mL.
 Pipettes graduées de 5,0mL, 10,0mL, 20,0mL
 Pipettes jaugées de 5,0mL, 10,0mL, 20,0mL, 25,0mL
 Propipette
 Pipette pasteur
 Pissette d'eau.
 Agitateur magnétique
 Plaque chauffante.

I.5.2. Déduire des mesures la conductance du sérum.

I.5.3. En déduire la concentration du sérum commercial en mmol.L^{-1} .

I.5.4. Déterminer enfin l'intervalle dans lequel se trouve la valeur de la concentration massique en tenant compte de la précision des mesures et de l'analyse graphique, que l'on estimera à 3%. Comparer cet intervalle à celui indiquée sur le flacon.

Données : $M(\text{Na}) = 23,0 \text{ g.mol}^{-1}$ $M(\text{Cl}) = 35,5 \text{ g.mol}^{-1}$

II) Contrôle de la conductivité du dialysat lors de sa préparation.

Le liquide de dialyse qui circule dans le dialyseur, séparé du sang par la membrane semi-perméable, est composé d'eau et de sels minéraux à une concentration très proche de celle du liquide extracellulaire normal.

Le liquide de dialyse doit corriger l'acidose du malade par l'apport d'ions bicarbonates. Mais comme ils précipitent en présence de calcium et de magnésium, on a utilisé dès les premiers temps de la technique l'acétate de sodium, qui ne précipite pas, et qui sera transformé au niveau du foie en bicarbonate. Cependant il existe une limite au métabolisme de l'acétate par l'organisme, et un taux sanguin trop important a été incriminé à l'origine d'hypotension artérielle, de crampes et de vomissements. Le tampon bicarbonate, mieux toléré, a été progressivement réintroduit lorsque des artifices techniques ont permis d'éviter la précipitation du calcium et magnésium : la dialyse au bicarbonate est mieux tolérée, et elle doit être utilisée chez les malades à risque cardio-vasculaire ou lorsqu'on emploie des dialyseurs à haute performance.

Remarque : la terminologie officielle de l'ion bicarbonate est ion hydrogénocarbonate.

La composition, en mmol.L⁻¹, sera donc la suivante en fonction du type de dialyse choisi :

	Dialyse à l'acétate	Dialyse au bicarbonate
Sodium	143	140
Potassium	2,00	2,00
Calcium	1,75	1,75
Magnésium	0,750	0,750
Chlorure	112	112
Bicarbonate		31,0
Acétate	38,0	4,00
Glucose		8,33

II.1. Que signifie le terme "tampon", dans l'expression tampon bicarbonate ?

II.2. Dans le cadre d'une dialyse à base du tampon bicarbonate, calculer la conductivité du dialysat, en utilisant les données suivantes :

Conductivité molaire ionique à 37°C :

Cations		anions	
formule	λ (mS.m ² .mol ⁻¹)	formule	λ (mS.m ² .mol ⁻¹)
H ₃ O ⁺	35,0	HO ⁻	19,9
Li ⁺	3,86	F ⁻	5,54
Na ⁺	5,01	Cl ⁻	7,63
K ⁺	7,35	Br ⁻	7,81
Mg ²⁺	10,6	I ⁻	7,70
Ag ⁺	6,19	NO ₃ ⁻	7,14
Ca ²⁺	11,9	MnO ₄ ⁻	6,10
Ba ²⁺	12,7	HCO ₃ ⁻	4,50
Zn ²⁺	10,6	CH ₃ CO ₂ ⁻	4,10
Fe ²⁺	10,7	CO ₃ ⁻	13,9
Al ³⁺	18,9	SO ₄ ²⁻	16,0
Fe ³⁺	20,4	PO ₄ ³⁻	27,8

II.3. Les caractéristiques de la cellule conductimétrique utilisée sont les suivantes :

Dimensions des plaques : largeur = longueur = h = 7,5.10⁻¹ cm.

Ecartement entre les plaques : L = 7,0.10⁻¹ cm ;

Calculer la constante de cellule du conductimètre.

II.4. En déduire la valeur de l'affichage de la conductivité du dialysat.

II.5. Cette méthode de contrôle permet elle d'identifier l'espèce en défaut ou en excès dans le dialysat ? Justifier.

III. Principe de l'analyse "colorimétrique" du dialysat :

Absorption d'une solution colorée :

Un milieu matériel (ou une solution aqueuse) absorbe une partie de la lumière qui le traverse. L'analyse de flux incident et émergent du milieu renseigne sur la composition de ce milieu, c'est le principe de l'analyse spectrophotométrique.

Principe de la spectrophotométrie de solution transparente :

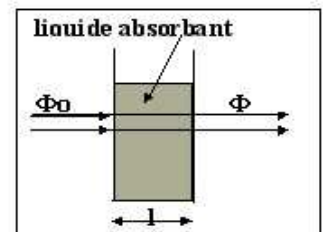
Toute substance transparente absorbe plus ou moins la lumière, ce qui lui donne généralement sa couleur, si l'absorption a lieu dans le domaine du spectre visible.

On définit la transmittance d'une solution par $T = \frac{\Phi}{\Phi_0}$

Φ_0 est le flux lumineux incident et Φ le flux transmis.

L'absorbance d'une solution est définie par : $A = \log\left(\frac{\Phi_0}{\Phi}\right)$

Pour une longueur d'onde donnée, l'appareil mesure l'absorbance A de la solution contenue dans une cuve de dimension imposée ou sa transmittance T exprimée alors en %.



Une solution qui n'absorbe pas de radiation lumineuse a une absorbance nulle et une transmittance de 100%

La relation entre Φ et Φ_0 est donnée par la loi de Beer Lambert : $\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\mu \cdot L}$

♦ μ est un coefficient exprimé en m^{-1} qui dépend de la nature du milieu matériel transparent et de la longueur d'onde de la lumière utilisée,

♦ L est la longueur traversée par le faisceau lumineux exprimée en m.

III.1. Montrer que l'on peut écrire l'absorbance sous la forme : $A = \frac{\mu \cdot L}{2,3}$

Données : $\log x = \frac{\ln x}{\ln 10}$ avec $\ln 10 = 2,3$

On pose maintenant : $K = \frac{\mu}{2,3}$

III.2. Lorsque que le milieu transparent considéré est une solution aqueuse fortement diluée ($C < 10^{-2}$ mol.L⁻¹), le facteur K peut s'écrire sous la forme d'un produit : $K = \epsilon \cdot C$

♦ C est la concentration (exprimée en mol.m⁻³) en soluté apporté

♦ ϵ est le coefficient d'extinction molaire, dépendant de la nature du soluté et de la longueur d'onde utilisée.

Quelle est l'unité de ϵ dans le système international ?

III.3. Expression de la Loi de Beer-Lambert pour une solution colorée :

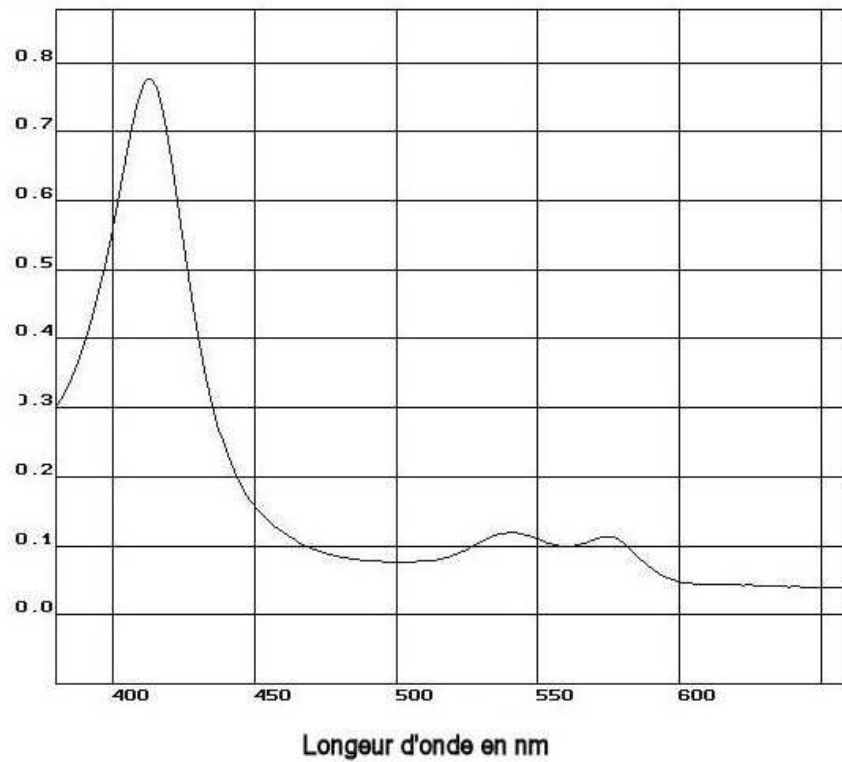
Montrer que l'absorbance d'une solution faiblement concentrée peut s'écrire : $A = \epsilon L C$

III.4. Influence de la longueur d'onde sur l'absorbance :

Chaque solution possède un spectre d'absorption qui lui est propre. L'absorbance d'une solution varie avec la longueur d'onde de la lumière qui la traverse.

Spectre de l'hémoglobine :

Absorbance



III.4.1. Si on veut étudier l'absorbance d'une solution d'hémoglobine, à quelle longueur d'onde faut-il se placer pour obtenir les meilleurs résultats de la mesure d'absorbance ?

III.4.2. Quelle est la "couleur" correspondante correspondant à cette radiation ? Justifier la couleur rouge de la solution d'hémoglobine.

Quatrième partie.

Mesures de paramètres physico-chimiques du dialysat.

I. Détection de la présence de sang dans le dialysat.

Une rupture de la membrane ou des capillaires entraîne le passage du sang directement dans le dialysat. La présence de sang déclenche une alarme qui stoppe la pompe à sang et le dialysat est dirigé vers un court-circuit.

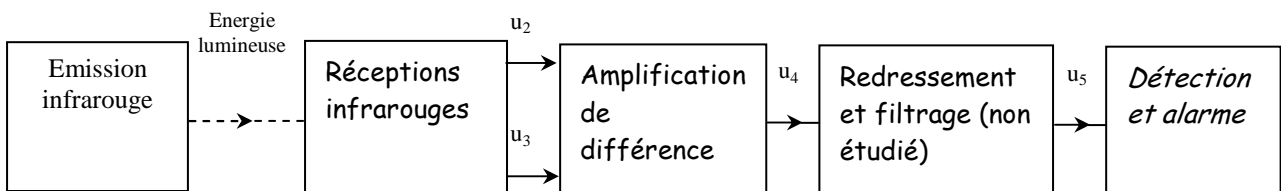
Le principe mis en œuvre est de capter à l'aide d'un récepteur à photodiode l'énergie lumineuse émise par un émetteur à diode infrarouge.

Lorsque le dialysat est « coloré », une alarme sonore se déclenche.

Pour cela on utilise un colorimètre, plus un second récepteur optique qui sert de référence. L'alarme se produit lorsque l'énergie lumineuse captée par les 2 récepteurs dépasse une certaine différence.

Cette différence sera traitée afin de déclencher une alarme sonore du type « buzzer ».

Schéma fonctionnel du détecteur de présence de sang dans le dialysat:



Le schéma structurel du détecteur est fourni en annexe III.

Remarques :

Dans les schémas, les amplificateurs sont supposés parfaits et sont alimentés entre +Vcc et -Vcc, avec $V_{cc} = 12V$; les tensions de saturation sont : $+V_{sat} = 12V$ et $-V_{sat} = -12V$. On notera e^+ le potentiel de l'entrée non inverseuse et e^- celui de l'entrée inverseuse.

Tous les potentiels sont référencés à la masse (0V).

I.1 Etude de l'émetteur infrarouge (figure 1).

La diode infrarouge D_1 est pilotée par un circuit logique de commande, qui délivre une tension u_1 .

La tension à l'état passant de la diode infrarouge D_1 est de 2,1V.

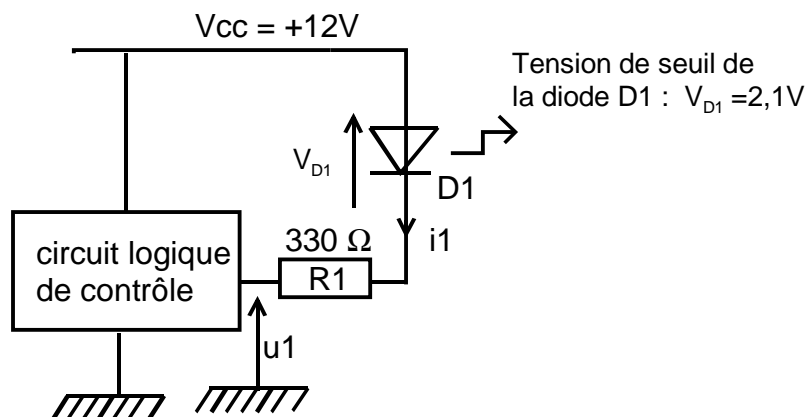


figure1

I.1.1. Lorsque la tension $u_1 = 0V$:

- Déterminer l'état de la diode D_1 .
- Exprimer l'intensité i_1 en fonction de V_{cc} , V_{D1} , u_1 et R_1 .
- Calculer l'intensité i_1 .

I.1.2. Lorsque la tension $u_1 = 12V$:

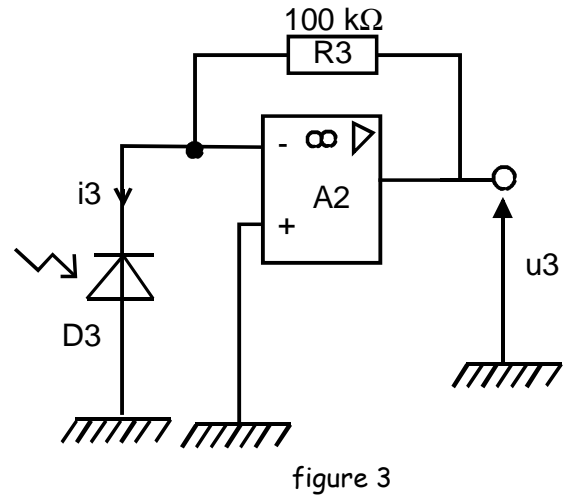
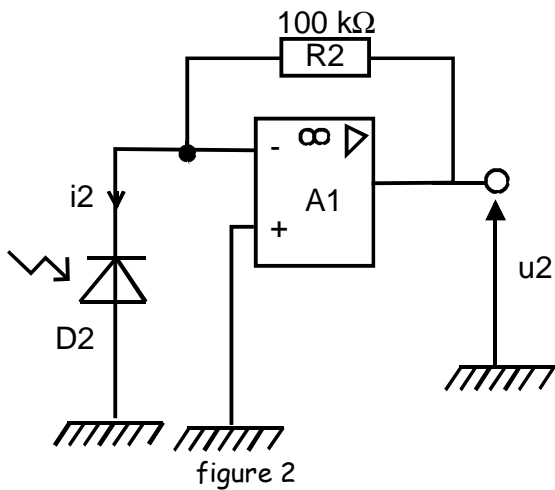
- Déterminer l'état de la diode D_1 .
- Calculer l'intensité i_1 .

I.2 Etude des récepteurs infrarouges (figures 2 et 3).

En l'absence d'alarme, les photodiodes D_2 et D_3 reçoivent la même énergie lumineuse Φ de $0,2 \text{ mW/cm}^2$ et les courants i_2 et i_3 sont égaux.

La caractéristique des photodiodes D_2 et D_3 (BPW41) est donnée en annexe IV.

On pose $R_2 = R_3 = 100 \text{ k}\Omega$.



I.2.1. Déterminer le mode de fonctionnement des amplificateurs A1 et A2. Justifier.

I.2.2. Déterminer alors graphiquement le courant qui est produit par les deux photodiodes.

I.2.3. Déterminer l'expression de la tension u_2 en fonction de i_2 et R. Calculer u_2 .

I.2.4. Déterminer l'expression de la tension u_3 en fonction de i_3 et R. Calculer u_3 .

Lorsqu'il y a alarme, les courants des photodiodes D_2 et D_3 sont différents.

On supposera que le courant $i_3 = \alpha i_2$, avec $0 < \alpha < 1$.

I.2.5. Déterminer l'expression de la tension u_3 en fonction de α , i_2 et R.

I.3 Etude de l'amplificateur différentiel (figure 4).

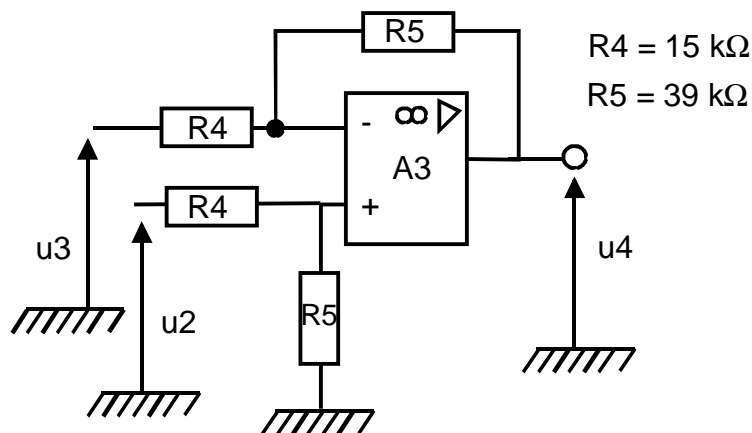


figure 4

I.3.1. Déterminer l'expression de la tension e^* , disponible sur l'entrée non inverseuse, en fonction de R_4 , R_5 et u_2 .

I.3.2. Déterminer l'expression de la tension e^- , disponible sur l'entrée inverseuse, en fonction de R_4 , R_5 , u_3 et u_4 .

I.3.3. Montrer que l'expression de la tension u_4 est égale à $u_4 = \frac{R_5}{R_4}(u_2 - u_3)$.

I.3.4. Justifier rapidement que $u_4 = 0V$ en absence d'alarme.

I.3.5. Exprimer u_4 en fonction de α , R_4 , R_5 et u_2 , lors d'une alarme.

I.3.6. Calculer u_4 pour $\alpha = \frac{1}{3}$.

I.4. Etude du système d'alarme (figure 5).

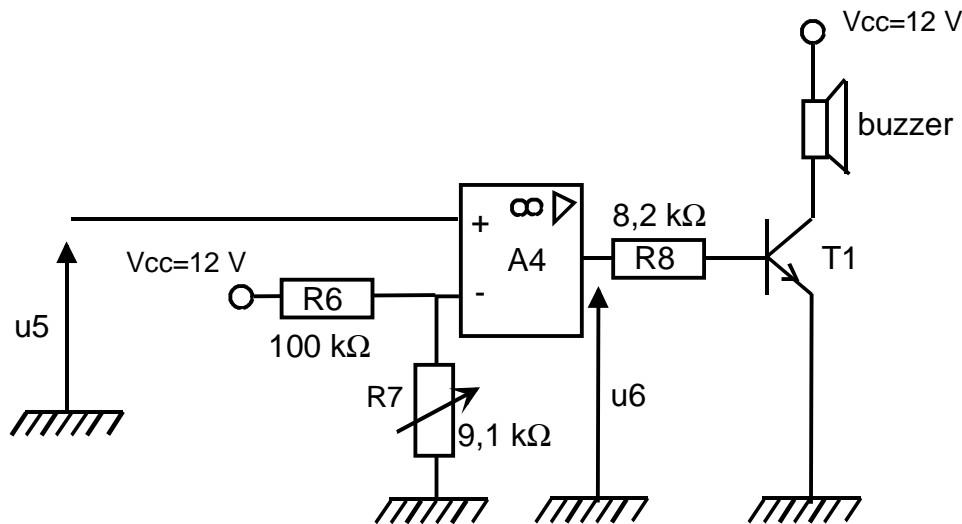


figure 5

La tension u_4 est redressée, puis filtrée afin d'obtenir la tension u_5 , (montage non étudié)

I.4.1. Déterminer le mode de fonctionnement du circuit intégré A4.

I.4.2. Déterminer la tension u_{ref} , aux bornes de R_7 , en fonction de R_6 , R_7 et V_{cc} .

I.4.3. Exprimer la tension u_6 selon la valeur de u_5 .

Le transistor T1 fonctionne en commutation (bloqué ou saturé).

I.4.4. Déterminer l'état de T1 pour $u_6 = 12V$ et $u_6 = -12V$.

Quand le buzzer est actif, il consomme un courant de 75mA.

I.4.5. Vérifier que la valeur de R_8 assure la saturation de T1. On rappelle les caractéristiques de T1 :

$$V_{CE\text{ sat}} = 0,3V, \quad V_{BE\text{ sat}} = 0,6V, \quad \beta = 150.$$

II. Mesure de la température du dialysat.

Dans cette partie on va s'intéresser à la mesure, au conditionnement et la surveillance de la température du dialysat.

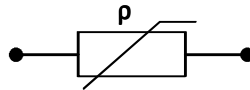
Les données du constructeur sont les suivantes :

Température du dialysat

Réglage dialyse	35° à 40 °C ± 0,5 °C
Réglage désinfection	80 °C
Plage de mesure	35° à 40 °C en dialyse
	50° à 100 °C en désinfection
Seuils d'alarme	définis en usine : +34° et +41 °C

II.1. Le capteur de température

Par une approche graphique, sur un document réponse donné en Annexe V, on va chercher à définir la sensibilité du capteur ainsi que la sensibilité, pour une certaine zone.



L'évolution de la résistance ρ , exprimée en ohms, est donnée par la relation :

$$\rho = R_{298} e^{B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{298} \right)}$$

T est la température exprimée en kelvins

ρ est la résistance en ohms

On donne:

$R_{298} = 22 \text{ k}\Omega$ (résistance à 298 K) et $B = 4200 \text{ K}$

II.1.1. Que signifie le sigle C.T.N ?

II.1.2. D'après le document réponse, ce capteur est-il linéaire ?

II.1.3. Citez 2 autres capteurs de température ?

II.1.4. En utilisant la relation, calculer la résistance ρ à la température de 30 ° Celsius.

II.1.5. A partir du document réponse, annexe 1, représentant l'évolution de ρ (en Ohms) en fonction de la température (en degrés Celsius), effectuer la construction graphique permettant de déterminer la sensibilité de la CTN au voisinage de 30 °C ;(vous procéderez avec une linéarisation du début de la caractéristique).

II.1.6. Préciser l'unité de la sensibilité.

II.1.7. En procédant de la même façon, déterminer la sensibilité du capteur au voisinage de 100°C ?

II.1.8. On souhaite vérifier ce capteur en traçant la caractéristique de la résistance ρ en fonction de la température.

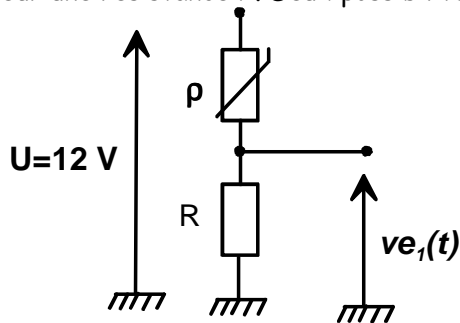
II.1.8.1. Proposer un schéma du montage.

II.1.8.2. Donner une liste du matériel.

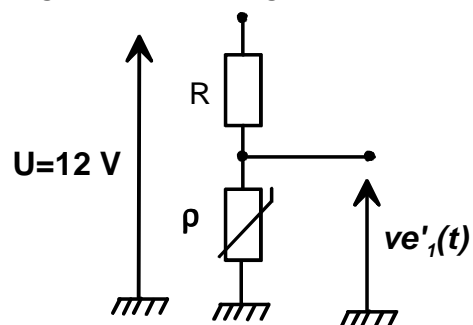
II.1.8.3. Décrire le mode opératoire de l'essai.

II.2. Le conditionnement de température.

Dans cette partie, on utilise un montage « diviseur de tension » c'est-à-dire que l'on met en série avec le capteur une résistance R. Deux possibilités représentées figure 2 sont envisageables :



montage 1



montage 2

figure 2

II.2.1. Pour chaque montage, donnez l'expression de Ve'_1 et de Ve_1 .

II.2.2. On souhaite que le montage à utiliser fournisse une tension qui augmente lorsque la température augmente. Quel montage doit-on choisir ? Justifiez.

II.2.3. Pour une température de 80 °C, le capteur a une résistance ρ égale à 2448 Ω .

En utilisant le montage 1, déterminer la résistance R à employer si l'on veut qu'à cette température la tension ve_1 ait une valeur de 5 volts.

II.2.4. Calculer alors avec la valeur de R trouvée précédemment, la valeur de la tension ve_1 lorsque l'on effectue la désinfection de la machine à dialyse, c'est-à-dire pour la température basse de 50 °C.

II.3. La surveillance de la température :

Lorsque la machine est en fonctionnement avec le patient, une surveillance « fine » de la température est réalisée dans une plage comprise entre 35 et 40 °C avec une tolérance de 0,1°C, avec une mémorisation et alarme en cas de dépassement de seuils.

Le dispositif est basé autour d'un convertisseur analogique-numérique. On va chercher à déterminer les grandeurs caractéristiques, à savoir le nombre de bits en sortie (n) ainsi que la résolution (r).

Les données recueillies par le capteur sont les suivantes :

Température (°C)	Tension d'entrée du CAN (volt)
35 °C	1,33 V
40 °C	1,62 V
80 °C	5 V

II.3.1 Si l'on veut suivre la température entre 35°C et 80°C avec une précision de 0,1°C, combien de bits seront nécessaires au convertisseur analogique-numérique ?

II.3.2 Quelle sera alors la résolution, r, exprimée en mV du convertisseur ?

III. Estimation des pressions sanguines

Système à jauge de contrainte résistive montée sur un pont de mesure

Cette partie traite de la façon dont on mesure les pressions au sein des circuits veineux et artériel. La pression veineuse nominale est de 200 mm Hg et la pression artérielle est comprise entre 150 et 200 mm Hg (1 mm Hg \approx 134 Pa).

Il existe plusieurs principes physiques permettant d'estimer une pression. Nous nous proposons d'étudier le principe de fonctionnement d'un dispositif à « jauge de contrainte » dont la structure fonctionnelle est la suivante :

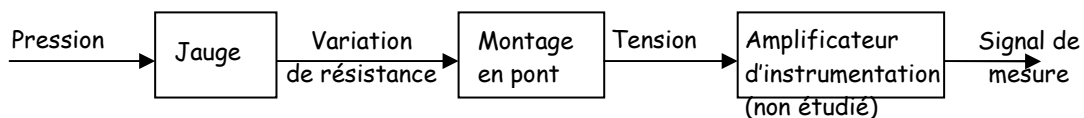


figure1 : diagramme fonctionnel du capteur de pression

La jauge de contrainte étudiée est une jauge métallique résistive. Elle résulte de l'association d'un fil métallique fin auquel on donne une forme de « grille », collée sur un objet appelé « corps d'épreuve ». Ils subissent communément une déformation résultante de l'application de forces de pression P (figure 2).

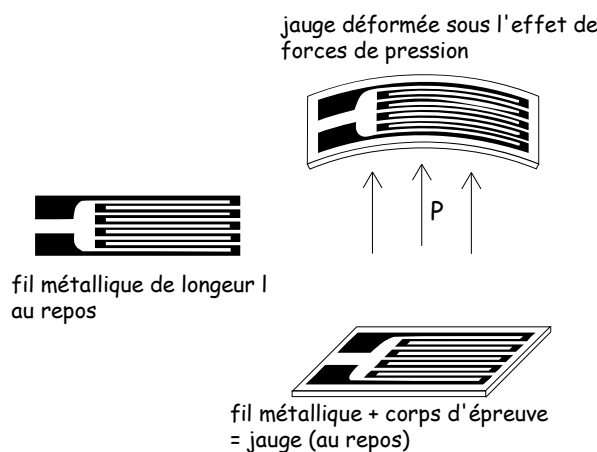


figure 2 : Jauge de contrainte métallique

La résistance électrique R (Ω) d'un fil métallique de longueur l (m), de section S (m^2) et de résistivité ρ ($\Omega.m$) s'exprime par la relation : $R = \rho \frac{l}{S}$ où ρ et S sont considérés constants.

Le fil métallique a pour longueur l_0 et pour résistance R_0 au repos. Un accroissement Δl de sa longueur sous l'action des forces de pression provoque donc un accroissement ΔR de sa résistance électrique. On admet que les accroissements de longueur Δl et de résistance ΔR varient linéairement avec la pression P .

- $l = l_0$ et $R = R_0$ au repos
- $l = l_0 + \Delta l$ et $R = R_0 + \Delta R$ sous l'action des forces de pression

On appelle facteur de jauge K le rapport suivant qui traduit la **sensibilité de la jauge**: $K = \frac{\Delta R}{R_0} \cdot \frac{l_0}{\Delta l}$

K dépend du matériau utilisé ; il vaut 2 pour le constantan (alliage Nickel - Cuivre).

III.1 Que représentent les quantités $\frac{\Delta R}{R_0}$ et $\frac{\Delta l}{l_0}$?

III.2 Comment exprime-t-on usuellement la sensibilité du dispositif proposé ? Justifier alors que le facteur K traduit aussi la sensibilité de la jauge.

Il est nécessaire pour le traitement de l'information de convertir l'accroissement de résistance en une tension électrique. Une façon élémentaire de procéder consiste à insérer la résistance R dans un montage en pont simple (figure 3) ci après. On mesure alors la tension V_A .

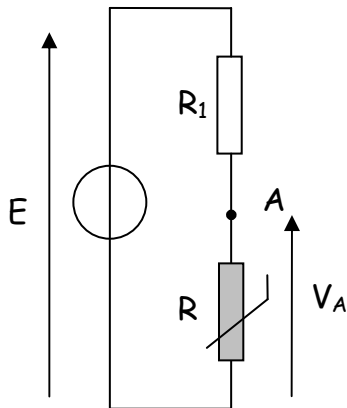


figure 3 : Montage en pont simple

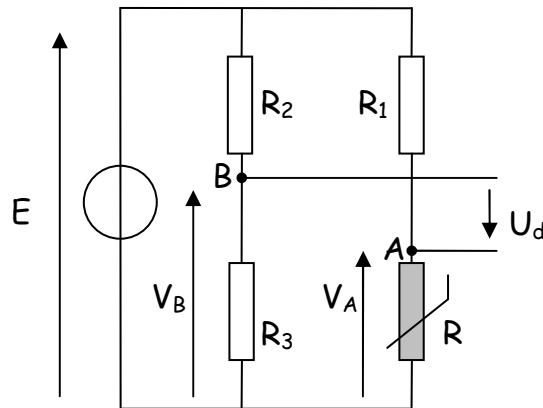


figure 4 : Montage en double pont

III.3 Exprimer la tension de mesure V_A en fonction de R , R_1 et E puis donner l'expression de la tension V_{A0} obtenue lorsque $R = R_0$.

III.4 Montrer que, hors équilibre lorsque $R = R_0 + \Delta R$, la tension V_A s'exprime comme la somme de deux termes : $V_A = V_{A0} + \Delta V_A$ où on explicitera l'expression de ΔV_A . On supposera pour ce faire que l'accroissement $\Delta R \ll R_0$ au dénominateur de l'expression de V_A .

III.5 Expliquer clairement ce que représentent les termes V_{A0} et ΔV_A ?

L'étendue de mesure du capteur de pression est de 0 - 300 mm Hg.

On donne $E = 10$ V, $R_1 = R_0 = 120,00 \Omega$ et $R = 120,24 \Omega$ lorsque $P = 300$ mm Hg.

III.6 Calculer les valeurs numériques de V_{A0} , ΔV_A et V_A .

III.7 En déduire, par comparaison des trois termes calculés précédemment, le gros inconvénient posé par ce montage ?

Pour pallier l'inconvénient précédent on améliore le système en procédant par mesure différentielle. Ceci est obtenu en insérant la jauge dans le montage en double pont (aussi connu sous le nom de pont de Wheatstone) figure 4 ci-dessus. La tension électrique mesurée est $U_d = V_A - V_B$.

III.8 En procédant comme à la question VI.3 montrer que U_d s'exprime par la relation

$$U_d = E \frac{R_2 R - R_1 R_3}{(R_1 + R)(R_2 + R_3)}$$

III.9 Quelle relation doit il y avoir entre R_0 , R_1 , R_2 et R_3 pour que la tension à l'équilibre $U_{d0} = 0$?

On considère à présent et pour les questions VI.10 à VI.13 que $R_1 = R_2 = R_3 = R_0$.

III.10 Montrer alors que $U_d = \frac{\Delta R}{R_0} \cdot \frac{1}{1 + \frac{\Delta R}{2R_0}} \cdot \frac{E}{4}$.

III.11 La sensibilité $s = \frac{dU_d}{d\Delta R}$ (dérivée de U_d par rapport à ΔR) du montage est elle constante ? (On justifiera la réponse à cette question sans nécessairement effectuer le calcul de s).

III.12 Si la réponse à la question précédente est négative sous quelle condition pourra t'on considérer que s est approximativement constante ?

III.13 Selon les valeurs numériques utilisées pour traiter la question VI.6 la condition précédente vous semble t'elle réaliste ?

III.14 Quelle est alors l'expression de s ?

III.15 Quel intérêt apporte un montage en pont double par rapport au montage en pont simple ?

Une dernière amélioration du montage (principe Push Pull) consiste à choisir les résistances R_1 , R_2 et R_3 satisfaisant aux relations : $R_2 = R = R_0 + \Delta R$ et $R_1 = R_3 = R_0 - \Delta R$.

III.16 Donner les nouvelles expressions de U_d et de la sensibilité s . Conclusion ?

III.17 Proposez, en justifiant à l'aide d'un schéma, la disposition de quatre grilles métalliques sur le corps d'épreuve parallélépipédique permettant de satisfaire cette condition de fonctionnement.

IV. Estimation du débit volumique du dialysat

Cette partie traite de la façon dont on mesure le débit volumique dans le circuit du dialysat. La structure fonctionnelle utilisée est la suivante :

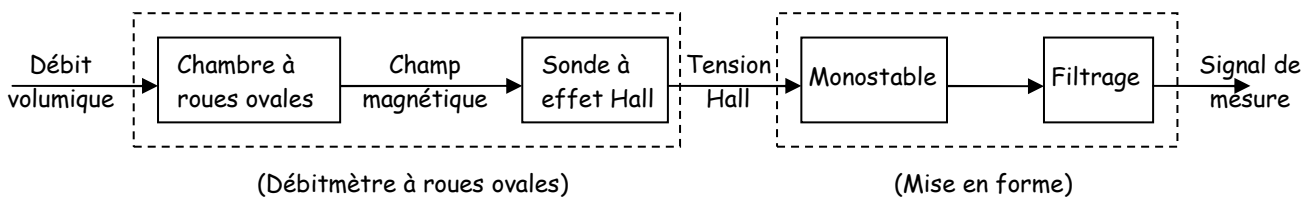


figure 1 : diagramme fonctionnel du débitmètre

IV.1 Débitmètre à roues ovales

Ce type de débitmètre mesure le volume écoulé directement en *emprisonnant de façon répétée un volume élémentaire de fluide*. Le débit se déduit du produit du volume élémentaire par le nombre d'emprisonnements ramené à l'unité de temps.

Le système est constitué d'une chambre dans laquelle deux roues ovales à engrenages (non représentés) roulent sans glisser l'une sur l'autre. Ces deux roues sont des cylindres à base elliptique de hauteur h dont les ellipses sont définies par leurs demi grands axes a et b (illustré sur la figure 2 ci-dessous). Remarquons que le demi grand axe « a » suit une trajectoire circulaire dont le rayon est celui des bords cylindriques de la chambre.

On rappelle le volume d'un tel cylindre : $V_c = \pi \cdot a \cdot b \cdot h$

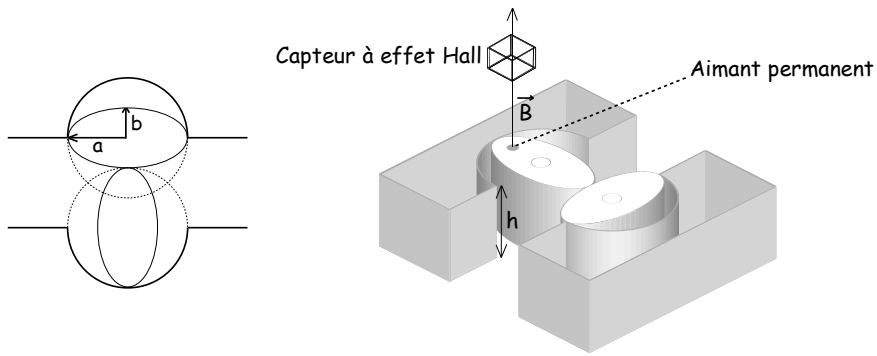


figure 2 : géométrie du système

La figure 3 ci-après illustre le cycle de fonctionnement du système sur un quart de période. Les volumes de fluide (représentés en gris) qui transitent de l'entrée à la sortie de la chambre passent obligatoirement entre les roues M, N et les bords *circulaires* de la chambre.

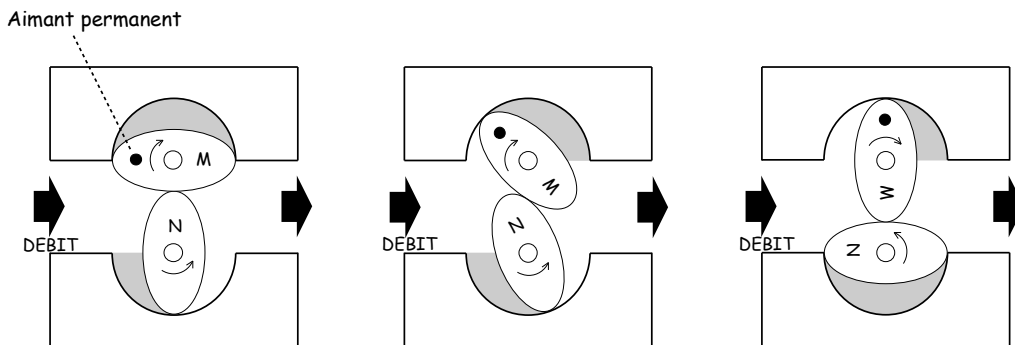


figure 3 : cycle de fonctionnement sur $\frac{1}{4}$ de période

IV.1.1 Montrer que le volume de fluide transitant dans la chambre au cours d'une période de révolution s'exprime par la relation : $V_t = 2\pi \cdot h \cdot a \cdot (a-b)$.

L'information débit volumique Q_v se déduit de V_t en comptant le nombre de révolutions par unité de temps. On place à cet effet un petit aimant permanent à la surface de la roue M et un capteur à effet Hall comme illustré sur la figure 2.

Le capteur à effet Hall est un dispositif de mesure qui délivre une tension V_{Hall} proportionnelle à l'intensité du champ magnétique \vec{B} auquel il est soumis. Il délivre ainsi un pic de tension à chaque fois que l'aimant passe à sa verticale. Pour un débit volumique constant donné on obtient le signal périodique ci après (figure 4) :

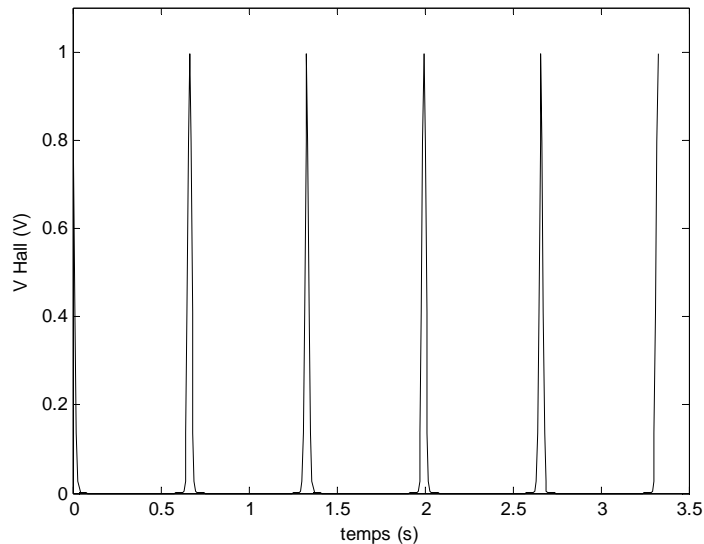


figure 4 : chronogramme du signal de la tension délivrée par le capteur à effet Hall

IV.1.2 Quelle est la relation entre la fréquence f du signal, le volume élémentaire V_t et le débit volumique Q_v ?

L'échelle de mesure du débitmètre est de $0,2 - 2 \text{ L.min}^{-1}$ et les dimensions des roues ovales sont :

- $a = 20 \text{ mm}$
- $b = 13 \text{ mm}$
- $h = 6,3 \text{ mm}$

IV.1.3 Calculer, en L.min^{-1} , le débit volumique à l'origine du chronogramme de la figure 4.

IV.1.4 Quelles sont les fréquences de rotation correspondant aux extrêmes de l'échelle de mesure du débitmètre ?

IV.2 Mise en forme

On souhaite obtenir en bout de chaîne de mesure *un signal en tension au format 0 - 10 V proportionnel au débit volumique d'échelle 0 - 2 L.min⁻¹*. Cette opération est réalisée par l'association d'une bascule monostable (figure 5) et d'une cellule de filtrage (figure 6).

IV.2.a Monostable

Une bascule monostable est un dispositif qui réalise une temporisation. Elle va servir à la production *d'impulsions d'amplitude et de durée t_0 calibrées* à partir des fronts d'impulsions issues du capteur à effet Hall (figure 5).

- L'amplitude \hat{V}_{mono} des impulsions de sortie du monostable est calibrée à 10 V.
- Par hypothèse la durée calibrée $t_0 \leq T$ (T : période des impulsions en sortie du capteur à effet Hall).

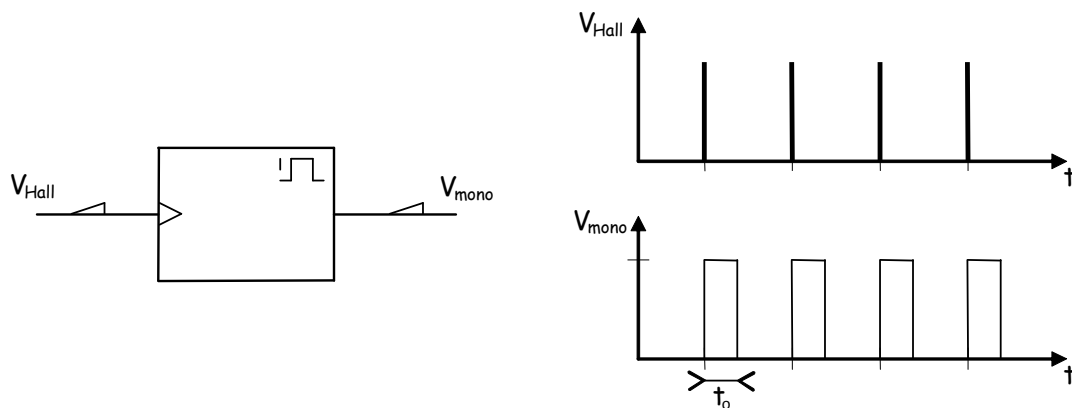


figure 5 : Monostable et signaux d'entrée - sortie

IV.2.a.1 Montrez que la relation qui lie la *valeur moyenne* $\langle V_{\text{mono}} \rangle$ à la fréquence f des impulsions, la durée t_0 de calibration et l'amplitude de V_{mono} s'écrit : $\langle V_{\text{mono}} \rangle = t_0 \cdot f \cdot \hat{V}_{\text{mono}}$

On admet qu'une fréquence de rotation $f = 6 \text{ Hz}$ correspond au débit volumique maximum mesurable $Q_{v \text{ max}} = 2 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$

IV.2.a.2 Quelle est la valeur de t_0 permettant de faire correspondre les maximums d'échelles de débit et de la tension V_{mono} ?

IV.2.b Filtrage

Le module chargé de traiter l'information issue du monostable est bâti autour de la structure figure 6. On admet que l'amplificateur différentiel intégré fonctionne en régime linéaire.

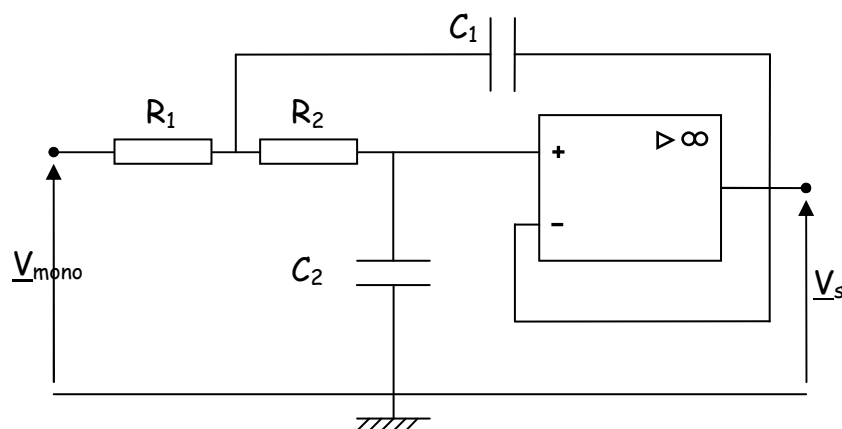


figure 6 : Cellule de filtrage

On souhaite estimer sans calculs le type de filtrage réalisé par la cellule. Pour ce faire on mène une étude de fonctionnement aux limites des fréquences d'excitation de $V_{\text{mono}}(t)$, supposée sinusoïdale de fréquence f . On s'intéresse en particulier aux modèles équivalents des condensateurs aux fréquences en question.

IV.2.b.1 Faire le schéma électrique équivalent de la cellule lorsque la fréquence f tend vers 0. Quel est alors la relation entre $V_s(t)$ et $V_{\text{mono}}(t)$?

IV.2.b.2 Faire le schéma électrique équivalent de la cellule lorsque la fréquence f tend vers l'infini. Quel est alors l'expression de $V_s(t)$?

IV.2.b.3 Qu'en concluez vous sur le type de filtrage réalisé ?

On choisit les valeurs des composants suivantes :

- $R_1 = 100 \text{ k}\Omega$; $R_2 = 218 \text{ k}\Omega$; $C_1 = 11,6 \text{ }\mu\text{F}$; $C_2 = 10 \text{ }\mu\text{F}$

IV.2.b.4 Calculer la valeur de la fréquence $f_c = 0,64 \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$

Le diagramme de gain associé à \underline{I} ainsi qu'un chronogramme représentant $V_{\text{mono}}(t)$ sont représentés sur les figures 7 et 8.

IV.2.b.5 Le diagramme est-il en accord avec la conclusion de la question VII.2.b.3 ?

IV.2.b.6 Repérer sur la courbe le gain correspondant à la fréquence f_c et expliquer à quelle grandeur caractéristique correspond cette fréquence.

IV.2.b.7 Qu'en concluez-vous sur la fonction de la cellule de filtrage en bout de chaîne de mesure ?

IV.2.b.8 Complétez la figure de l'ANNEXE VI en dessinant la tension $V_s(t)$ sur le chronogramme de $V_{\text{mono}}(t)$.

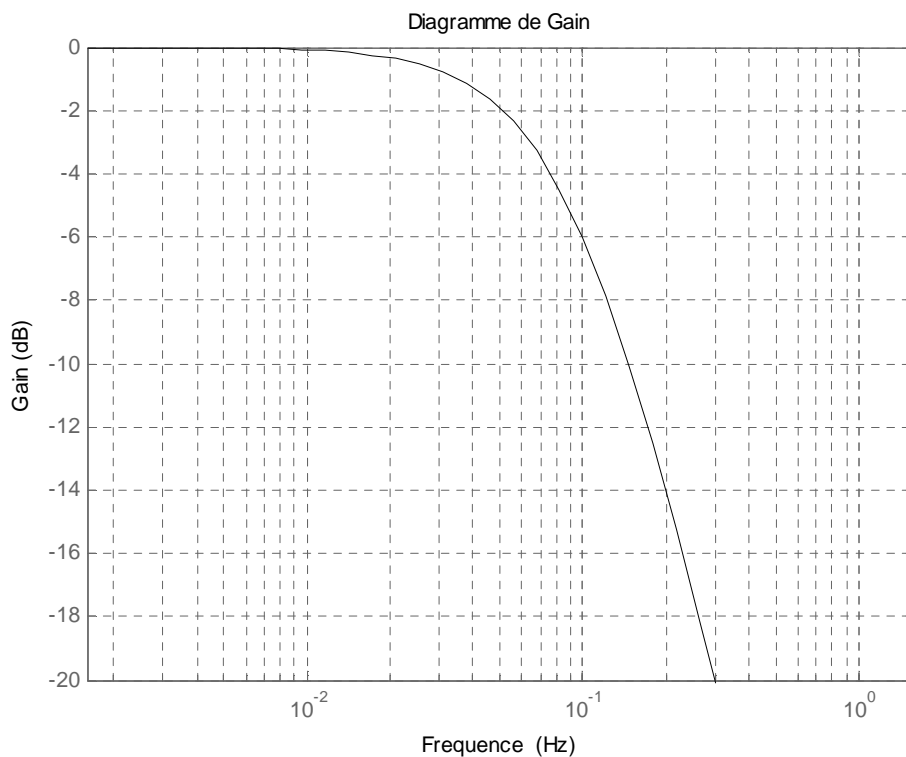


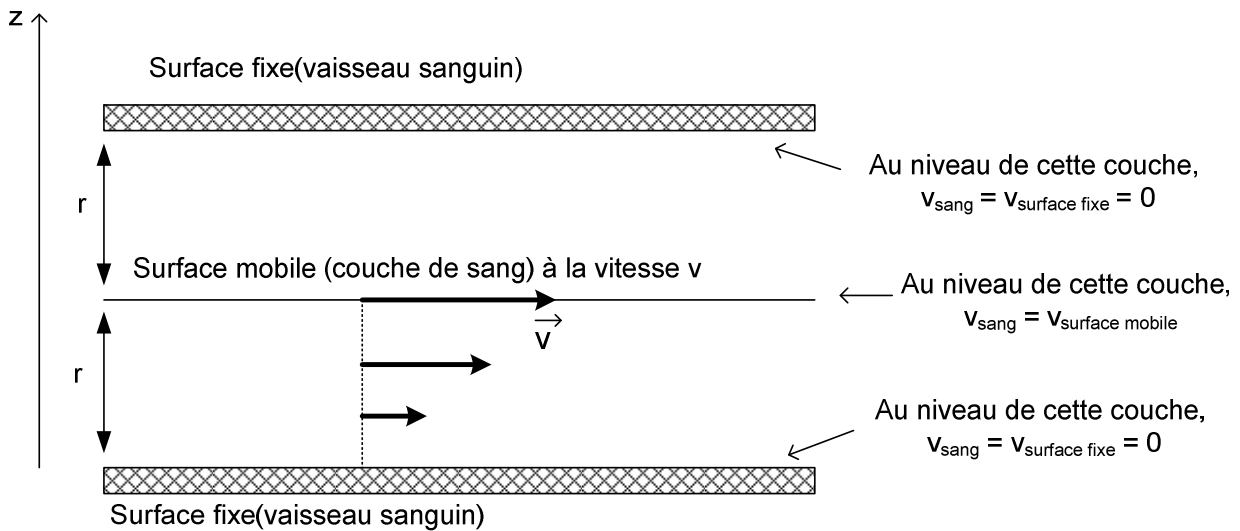
figure 7 : Diagramme de gain

Cinquième partie.

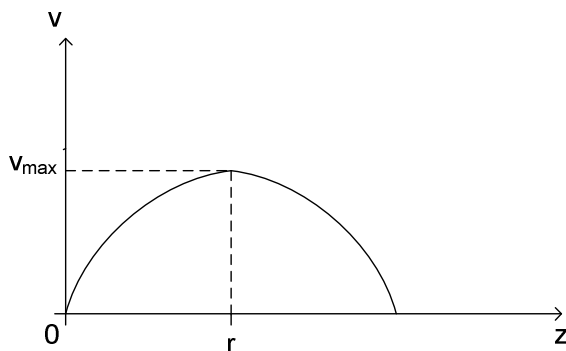
Etude de l'écoulement sanguin dans un vaisseau

Le sang, liquide complexe et hétérogène, véhicule de multiples substances indispensables à la vie à travers un réseau d'artères et de veines. Celles-ci comportent des parois plus ou moins rigides ou élastiques qui contribuent efficacement à la propagation du flux sanguin.

Le phénomène d'écoulement sanguin est décrit par le déplacement de « couches » ou de « surfaces » de sang glissant les unes sur les autres :



Profil des vitesses :



La figure ci-contre donne le profil des vitesses dans un vaisseau de rayon r.

Le taux de cisaillement α (encore appelé gradient de vitesse) traduit l'évolution de la vitesse v au sein du fluide en fonction de la position z.

Il est défini par :

$$\alpha = \frac{dv}{dz}$$

La viscosité du sang.

La viscosité est une grandeur physique exprimant la plus ou moins grande facilité avec laquelle les différentes couches d'un liquide peuvent se déplacer les unes par rapport aux autres.

La viscosité η est définie par :

$$\eta = \frac{\tau}{\alpha}$$

τ représente la **contrainte de cisaillement** : c'est la **force** nécessaire au déplacement d'une couche de sang **par unité de surface**

α est le **taux de cisaillement** défini précédemment.

Dans le système international d'unités, la viscosité η s'exprime en poiseuille (symbole Pl).

Dans le milieu médical, l'unité souvent utilisée pour la viscosité est le poise (symbole Po) relié au poiseuille par la relation : 10 Po = 1 Pl

Pour des liquides comme le sang, la relation entre τ et α n'est pas linéaire. Dans la majorité des cas, la viscosité du sang η diminue lorsque le taux de cisaillement α augmente. La viscosité du sang dépend principalement du taux d'hématocrite (c'est-à-dire de la concentration du sang en globules rouges). Plus l'hématocrite est élevé, plus le sang est visqueux. Toute augmentation de la viscosité se traduit par une augmentation des forces de frottement et une résistance à l'écoulement, d'où une surcharge du travail cardiaque.

Médecin et physiologiste français, Poiseuille a effectué plusieurs travaux sur le cœur et la circulation du sang. Il construisit en 1827 un appareil, l'hémodynamomètre, qui lui permit d'entreprendre les premières recherches de physiologie physique du XIXe siècle. Il est aussi connu dans le milieu des physiciens par la loi qui porte son nom : loi de Poiseuille

Cette loi donne l'expression du débit volumique sanguin Q dans un vaisseau sanguin :

$$Q = \frac{\Delta p \cdot \pi \cdot r^4}{8L\eta}$$

L représente la longueur du vaisseau sanguin considéré comme cylindrique et rectiligne,

r représente le rayon du vaisseau,

Δp correspond à la différence de pression (encore appelée perte de charge) entre les deux extrémités du vaisseau,

η est la viscosité du sang supposé constante pour simplifier l'étude.

Dans le milieu médical, l'unité de pression souvent utilisée est le « millimètre de mercure » (mm Hg).

L'équivalence avec l'unité du système international est donnée par la relation suivante :

$$760 \text{ mm Hg} = 1,0 \cdot 10^5 \text{ Pa}$$

QUESTIONS :

I. Réflexion sur les unités.

I.1 Quelle est l'unité de la contrainte de cisaillement τ dans le système international (S.I) ?

I.2 Exprimer cette unité en fonction des 3 unités fondamentales suivantes : kg, m, s.

I.3 Quelle est l'unité S.I du taux de cisaillement α ?

I.4 En déduire l'unité S.I (appelée poiseuille) de la viscosité η ?

I.5 L'unité de pression utilisée en médecine (le millimètre de mercure) provient d'une expérience réalisée historiquement par un physicien italien en 1643 qui inventa le baromètre.

I.5.1 Quel est le nom de ce physicien ?

I.5.2 Ce physicien italien assista pendant quelques temps un autre scientifique, profanateur de la bible aux yeux de l'église, jugé par l'Inquisition lors d'un procès en 1633 au cours duquel il aurait murmuré: « Et pourtant elle tourne... » . Quel est cet illustre scientifique ?

I.5.3 Pourquoi a-t-on utilisé le mercure dans les baromètres ?

I.5.4 Pourquoi l'utilisation du mercure est-elle interdite aujourd'hui ?

II. Profil des vitesses dans un vaisseau.

II.1 A quel endroit du vaisseau, la vitesse de déplacement du sang est elle maximale ?

II.2 Dessiner l'allure du graphe représentant les variations du taux de cisaillement α en fonction de la position z .

II.3 Analogie entre la loi de Poiseuille et la loi d'Ohm.

II.3.1 Rappeler la loi d'Ohm reliant une différence de potentiel U à l'intensité de courant I passant dans un conducteur ohmique de résistance R .

II.3.2 À partir de la loi de Poiseuille déterminée précédemment, exprimer la différence de pression Δp en fonction du débit volumique sanguin Q .

II.3.3 À chaque grandeur électrique (U ou I) associer une grandeur mécanique (Δp ou Q) puis proposer une expression littérale de la résistance mécanique (ou résistance à l'écoulement) notée R_v du vaisseau sanguin.

III. Etude de la circulation du sang dans une artère.

III.1 Soit un segment d'artère de diamètre $d = 4,0$ mm et de longueur $L = 10$ cm. La viscosité sanguine est de 4,0 centipoises. Déterminer la résistance mécanique R_v de ce segment d'artère. Le résultat devra être exprimé en unité S.I.

III.2 Quelle est la perte de charge Δp créée par ce segment d'artère pour un débit volumique de $180 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1}$?

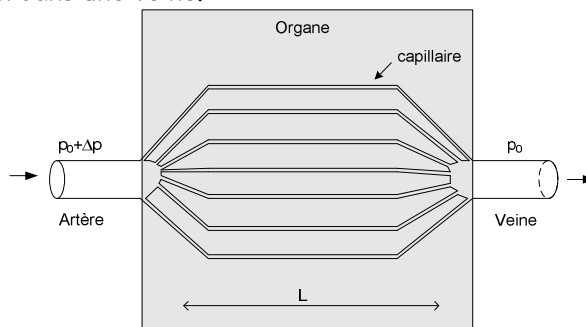
III.3 Vérifier que la vitesse moyenne de circulation du sang dans l'artère pour ce même débit est de l'ordre de $0,25 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$.

III.4 Calculer le nombre de Reynolds noté R_e dans cette artère pour ce débit. (La densité du sang est environ égale à 1)

III.5 L'écoulement est-il laminaire ou turbulent ?

IV. Modélisation de l'irrigation sanguine d'un organe.

On peut modéliser l'irrigation sanguine d'un organe par un ensemble de N capillaires, placés en parallèle entre une artère où la pression est $p_0 + \Delta p$ et une veine où la pression est p_0 , Δp représente la surpression et p_0 la pression dans une veine.



Données :

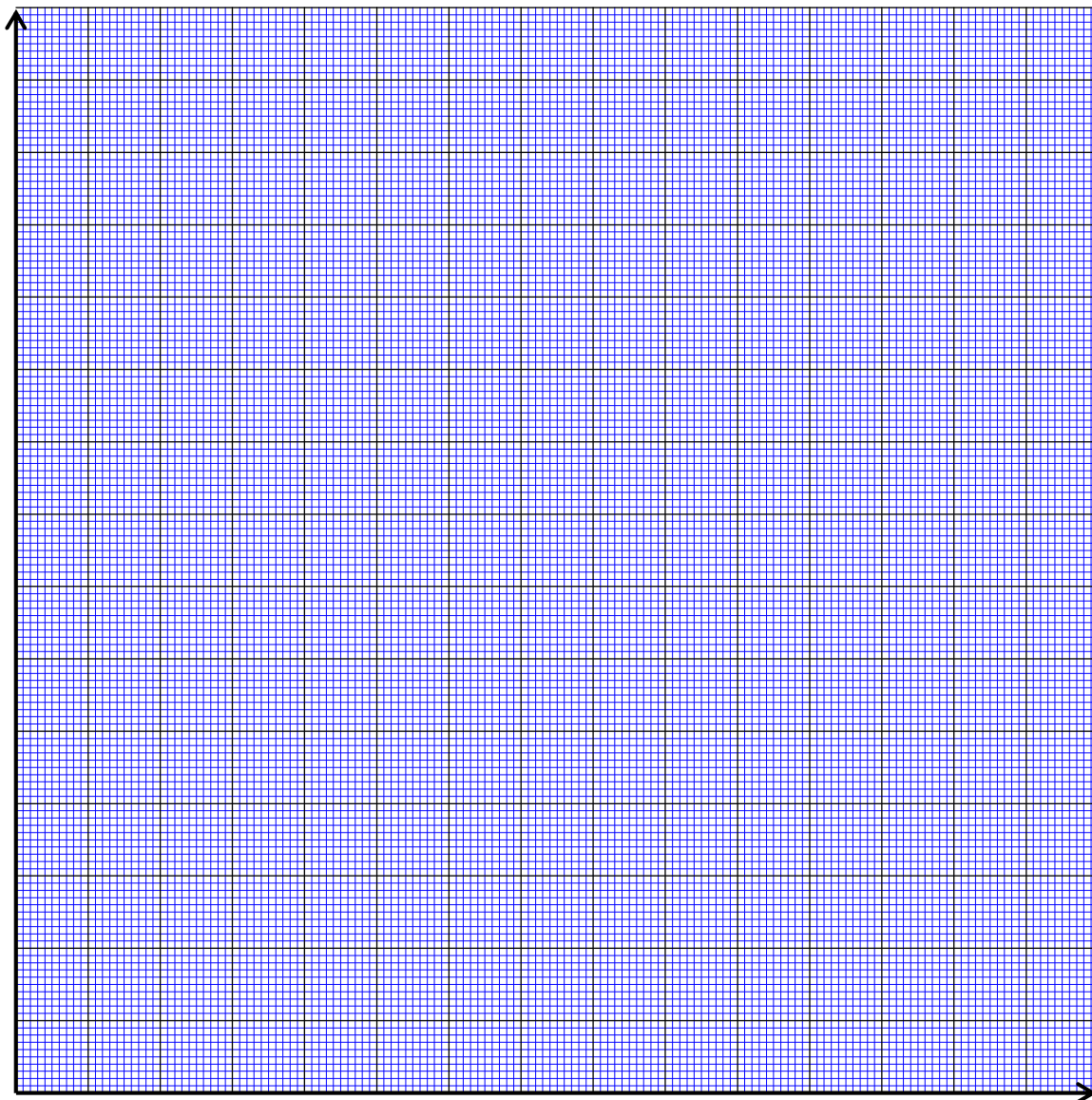
- pour un capillaire : longueur $L = 1,0$ cm rayon : $r = 10 \mu\text{m}$
- surpression : $\Delta p = 100 \text{ mm Hg} = 1,32 \cdot 10^4 \text{ Pa}$
- viscosité du sang : $\eta = 4,0 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$

IV.1 En supposant que tous les capillaires soient identiques, déterminer à l'aide de la loi de Poiseuille le débit volumique du sang dans un capillaire.

IV.2 Evaluer le nombre N de capillaires sachant que la vitesse moyenne du sang dans l'artère est $v_A = 0,25 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ et que la section de l'artère est $S_A = 20 \text{ mm}^2$

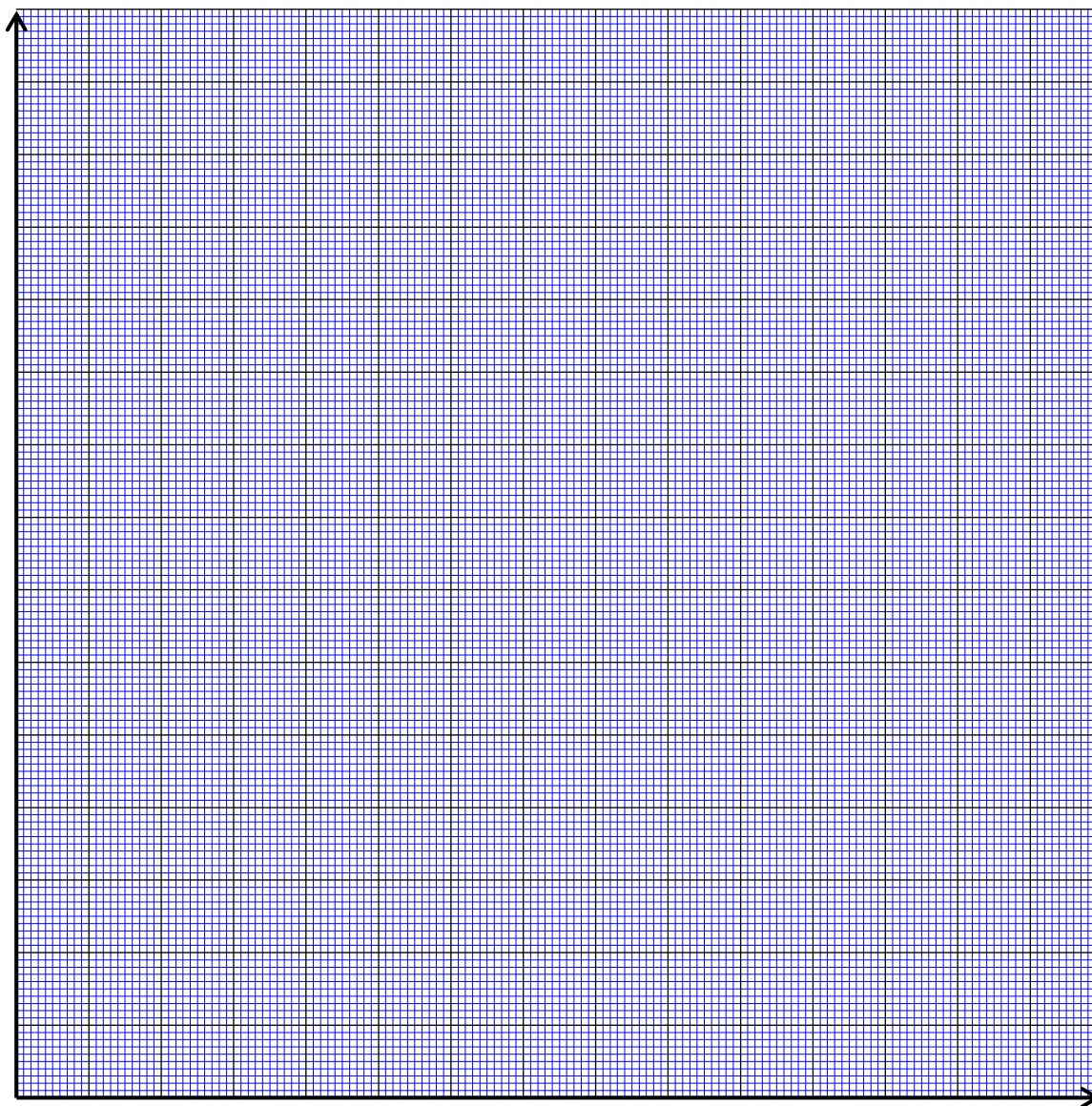
IV.3 Dans ce type de modèle, quelle devrait être la longueur de l'artère précédente pour que la résistance à l'écoulement soit équivalente à la résistance totale à l'écoulement dans les capillaires ?

ANNEXE I
(Etude du phénomène d'osmose inverse)



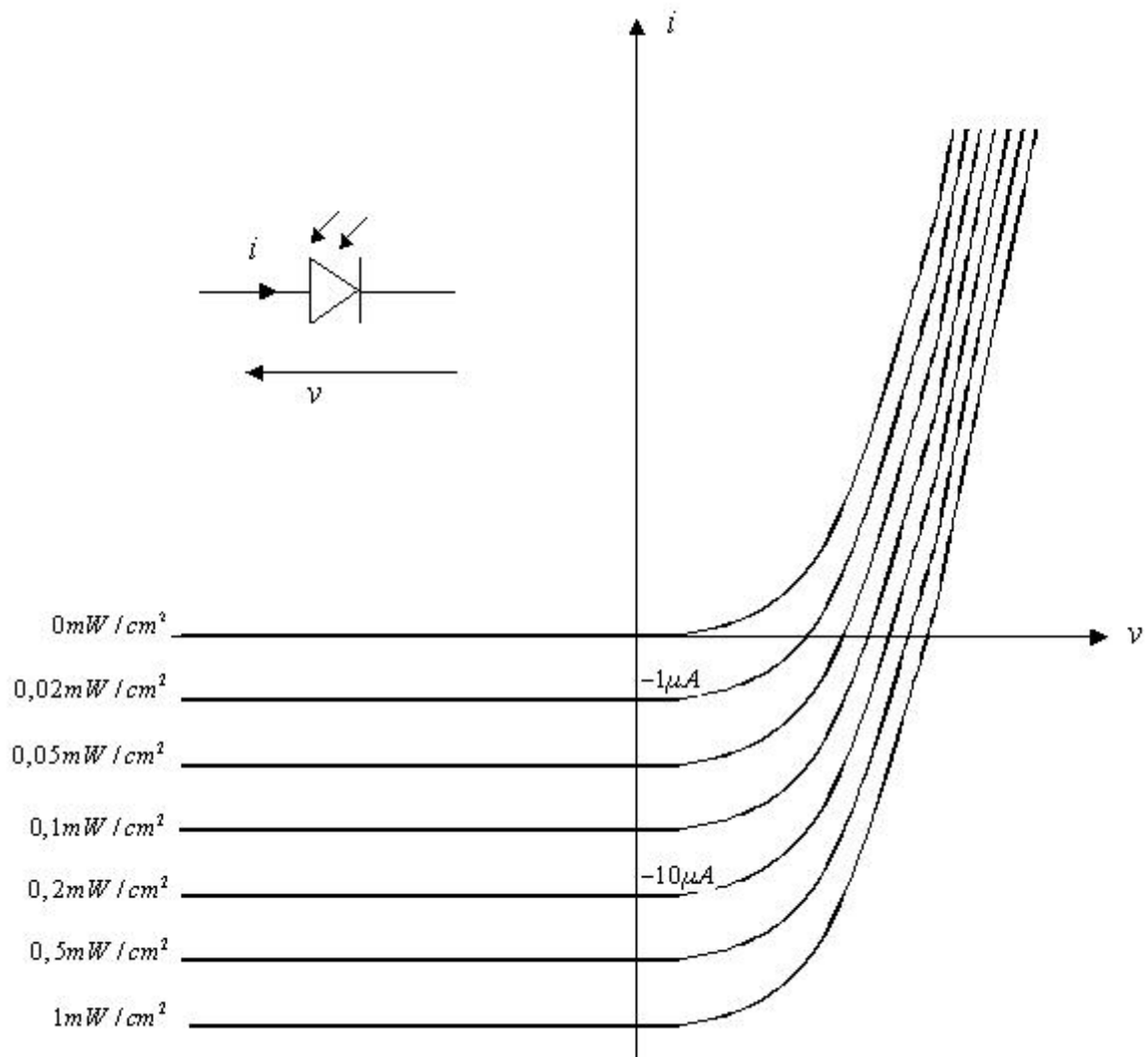
ANNEXE II
(Etude conductimétrique)

C (mmol.L ⁻¹)	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	8,00	9,00	100
tension U (V)	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50	1,50
intensité I (mA)	1,31	2,63	3,92	5,25	6,54	7,85	9,16	10,5	11,8	13,1
G										



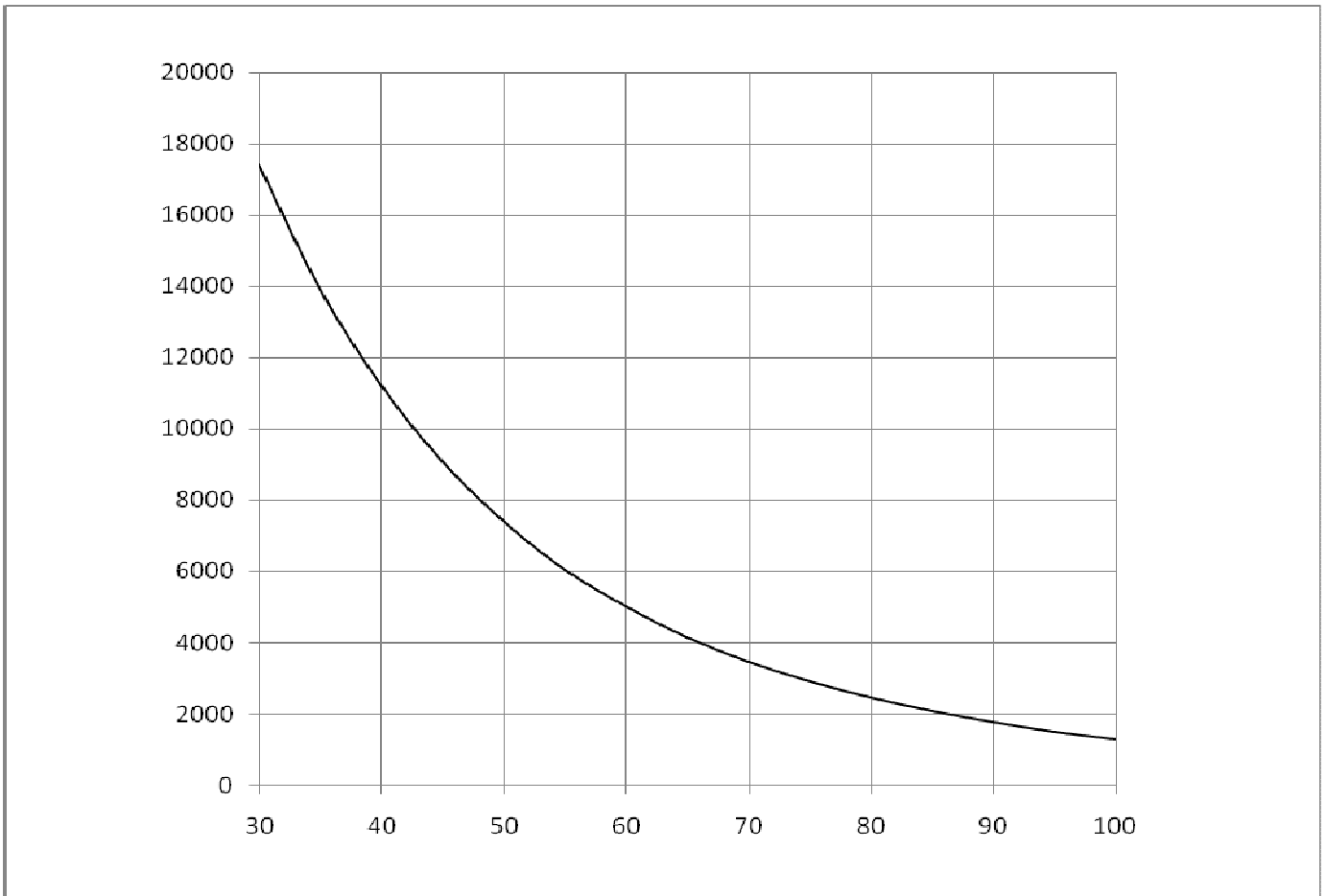
ANNEXE IV

Caractéristique des photodiodes D2 et D3 (BPW41)



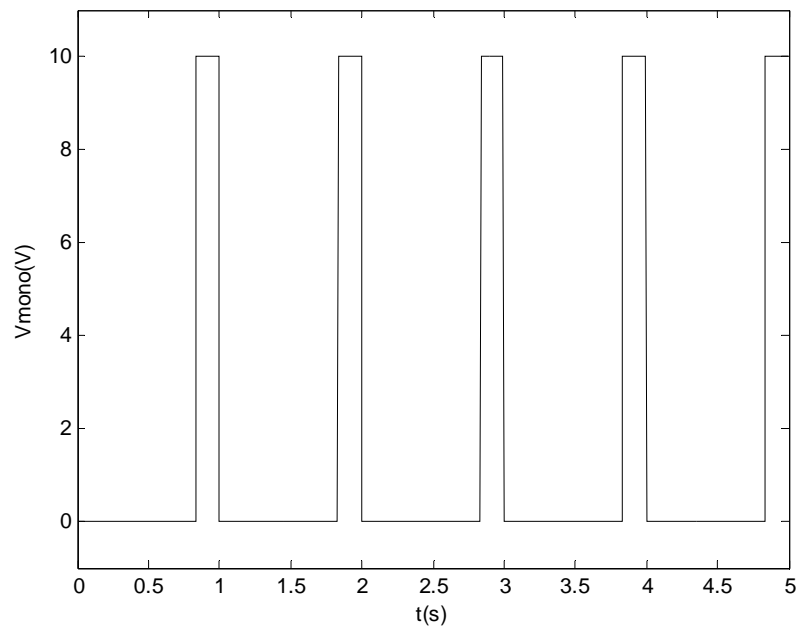
ANNEXE V.

Evolution de la résistance (en Ω) de la CTN en fonction de la température (en $^{\circ}\text{C}$)



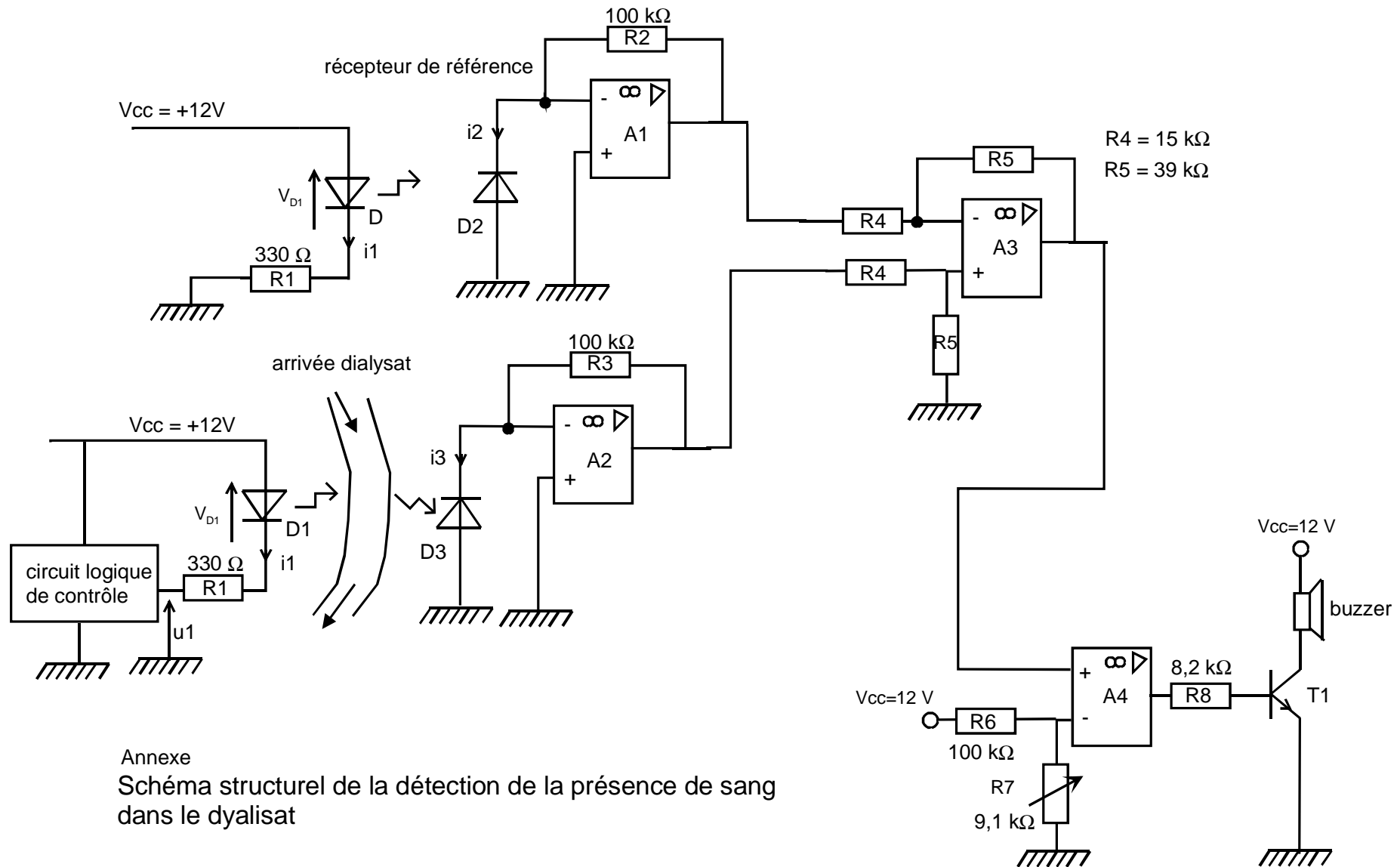
ANNEXE VI.

Chronogramme de Vmono



ANNEXE III

Schéma structurel du détecteur de sang dans le dialysat.



Annexe
Schéma structurel de la détection de la présence de sang dans le dialysat