

Epreuve de :
Génie Electrique

Durée : 3 heures

*Aucun document n'est autorisé
La calculatrice est autorisée*

Le sujet comporte :

- Deux pages de garde non numérotées
- L'énoncé de l'épreuve (pages : 2 à 11)
- Un document annexe (page 12)
- Trois documents réponses (pages : 13, 14, 15)

Le sujet se compose d'un exercice préliminaire et de quatre parties indépendantes :

- Exercice préliminaire (Noté 4 points sur 20) :
- Partie A : Mesure de la FiO_2 et autonomie en O_2
- Partie B : Etude de l'alimentation de la turbine
- Partie C : Asservissement du débit d'air insufflé
- Partie D : Gestion centralisée des alarmes

Si un candidat repère ce qui peut lui sembler être une erreur d'énoncé, il le signale sur sa copie et poursuit sa composition en expliquant les raisons des initiatives qu'il est amené à prendre.

Il est rappelé aux candidats que la qualité de la rédaction, la clarté et la précision des explications entreront pour une part importante dans l'appréciation des copies.

Ventilation mécanique en médecine

La ventilation mécanique en médecine est une ventilation artificielle qui consiste à remplacer ou assister la respiration spontanée à l'aide d'une machine, communément appelé « **ventilateur** » ou « **respirateur** ». En 2020, la pandémie de Covid-19 a mis en évidence la pénurie mondiale de ventilateurs, la forte demande a mobilisé même le secteur automobile pour contribuer à la production de l'équipement essentiel aux patients gravement atteints.



Figure 1 : Ventilateur mécanique HAMILTON

Le respirateur permet de faire entrer l'air dans les poumons afin d'oxygéner le sang et d'éliminer le gaz carbonique. Il assure donc la respiration artificielle d'un malade lors d'une opération chirurgicale ou lors d'une insuffisance respiratoire aiguë.

Les ventilateurs modernes peuvent être classés en trois catégories :

- *Ventilateurs de réanimation ou d'anesthésie.*
- *Ventilateurs d'urgence et de transport.*
- *Ventilateurs portables de soins à domicile.*

L'appareil doit être relié aux poumons par un masque positionné sur le visage (ventilation dite non invasive) ou par une sonde d'intubation ou de trachéotomie (ventilation dite invasive).



Figure 2 : Ventilation non invasive

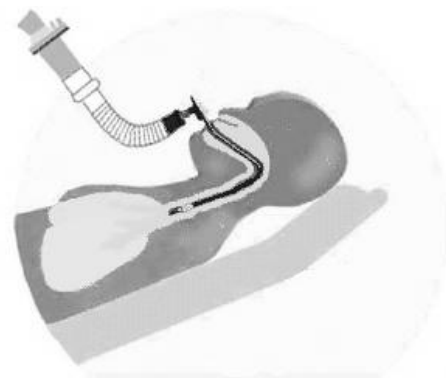


Figure 3 : Ventilation invasive

En ventilation mécanique, deux modes principaux existent : volume contrôlé et pression contrôlée. Dans ce sujet, on opte pour le mode ventilatoire à volume contrôlé et on définit :

- La fréquence respiratoire (F_r) : nombre de cycles respiratoires par minute.
- Le volume courant (V_C) : volume d'air qui entre dans les poumons lors d'une inspiration.
- Le volume minute (V_M) : volume d'air inspiré en une minute ($V_C \times F_r$).

Le ventilateur étudié dans ce sujet est destiné aux situations d'urgence et de transfert de patients. Son principe est illustré dans la figure 4.

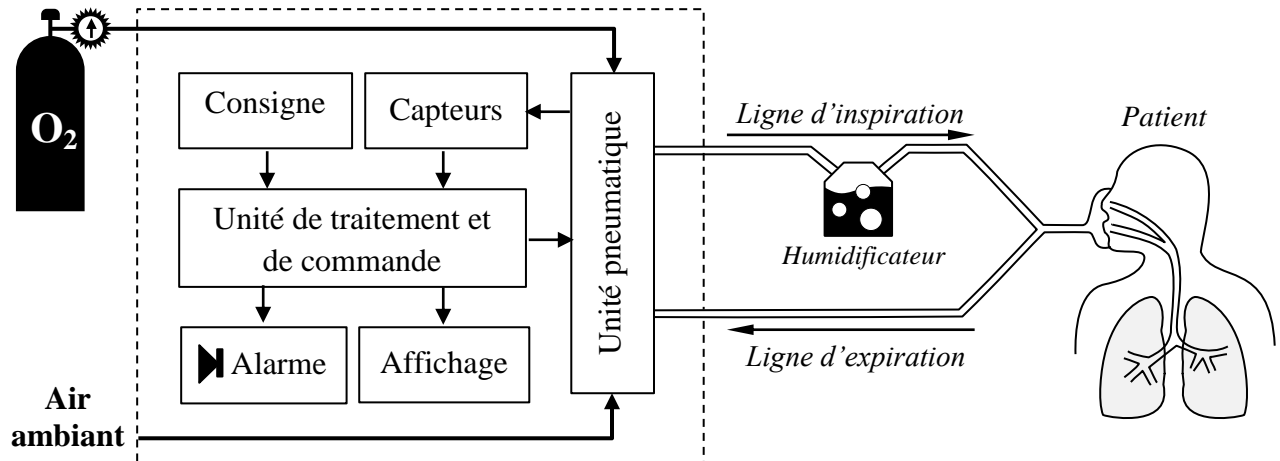


Figure 4 : Schéma synoptique du ventilateur de transport

La figure 5 décrit l'architecture de l'unité pneumatique du système. L'air ambiant peut être enrichi avec de l'oxygène médical (O_2) puis administré au patient par la turbine. Les électrovannes d'inspiration et d'expiration permettent de contrôler le cycle respiratoire. Le clapet anti-retour assure l'inspiration spontanée en cas de défaillance de l'électrovanne d'inspiration. La valve bypass sert à limiter la pression dans la voie inspiratoire.

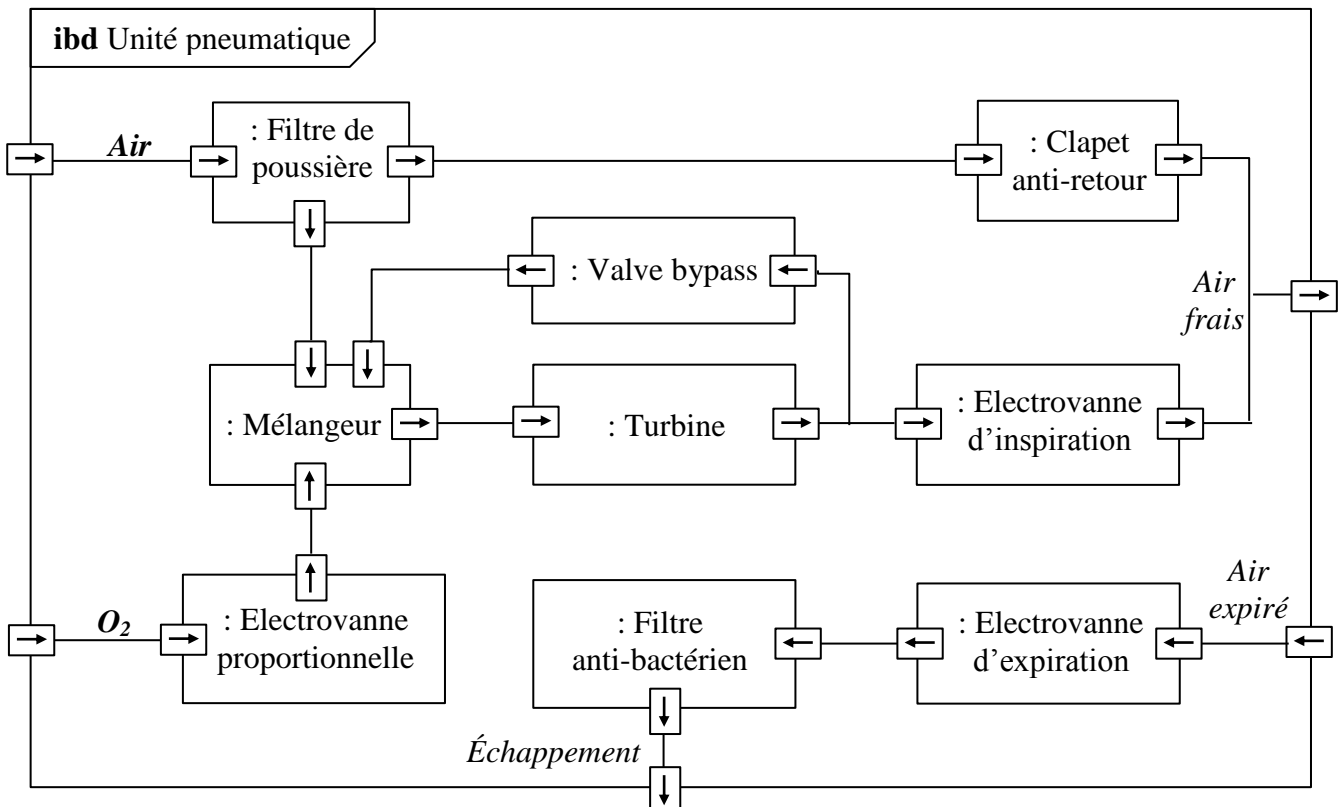
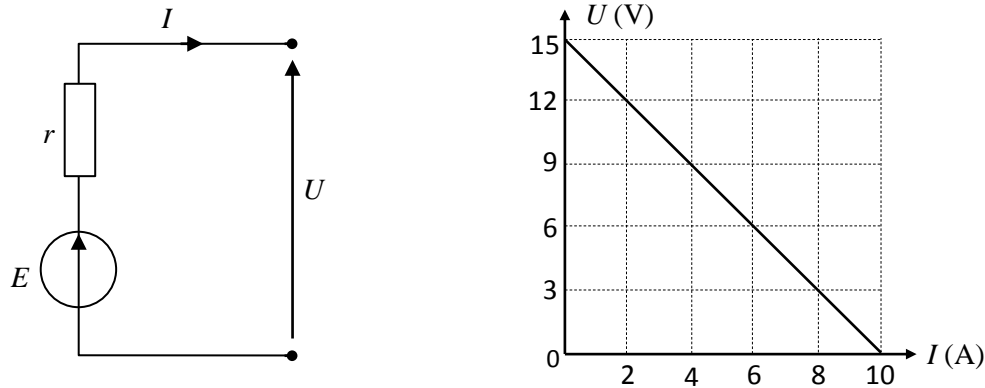


Figure 5 : Diagramme de blocs internes de l'unité pneumatique

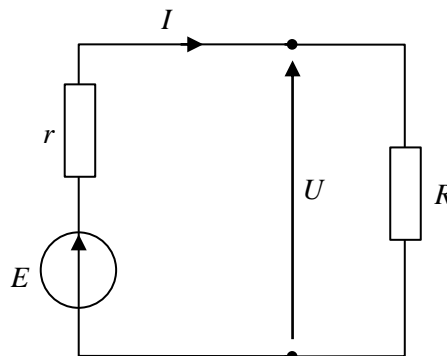
Exercice préliminaire (Noté 4 points sur 20) :

On donne le modèle équivalent de Thévenin (E, r) et la caractéristique $U = f(I)$ d'une batterie :



- P.1)** Donner la valeur du courant I si la tension aux bornes de la batterie $U = 6V$.
P.2) Déterminer la pente de la droite caractéristique de la batterie $U = f(I)$.
P.3) À vide l'intensité du courant $I = 0A$, donner la valeur de la tension U à vide.
P.4) En déduire l'équation de la droite caractéristique de la batterie $U = f(I)$.
P.5) À partir du modèle équivalent, trouver l'expression de U en fonction de E, r et I .
P.6) En déduire les valeurs numériques des éléments (E et r) du modèle de la batterie.

On branche une résistance R aux bornes de la batterie :



On prend pour la suite : $E = 15V$, $r = 1.5\Omega$ et $R = 6\Omega$.

- P.7)** Calculer les valeurs numériques de U et I .
P.8) En déduire la puissance consommée par R .

En mode autonome, le ventilateur étudié est alimenté par sa batterie interne de caractéristiques :

Ni-MH – 15V – 4 Ah

- P.9)** Calculer l'énergie totale E_T (en Watt heure) disponible dans la batterie interne du ventilateur mécanique.
P.10) En déduire l'autonomie de la batterie pour un fonctionnement à puissance moyenne de 24W.

Fin de l'exercice préliminaire

Partie A : Mesure de la FiO_2 et autonomie en O_2

La fraction inspirée en oxygène (FiO_2) est le pourcentage d' O_2 (21% à 100%) dans le mélange gazeux. L'inhalation d'une quantité insuffisante d'oxygène ne permet pas de corriger l'hypoxémie (*faible taux d' O_2 dans le sang*) et la consommation des proportions élevées peut conduire à l'hyperoxie (*toxicité de l' O_2*). La FiO_2 doit être donc adaptée aux besoins métaboliques du patient.

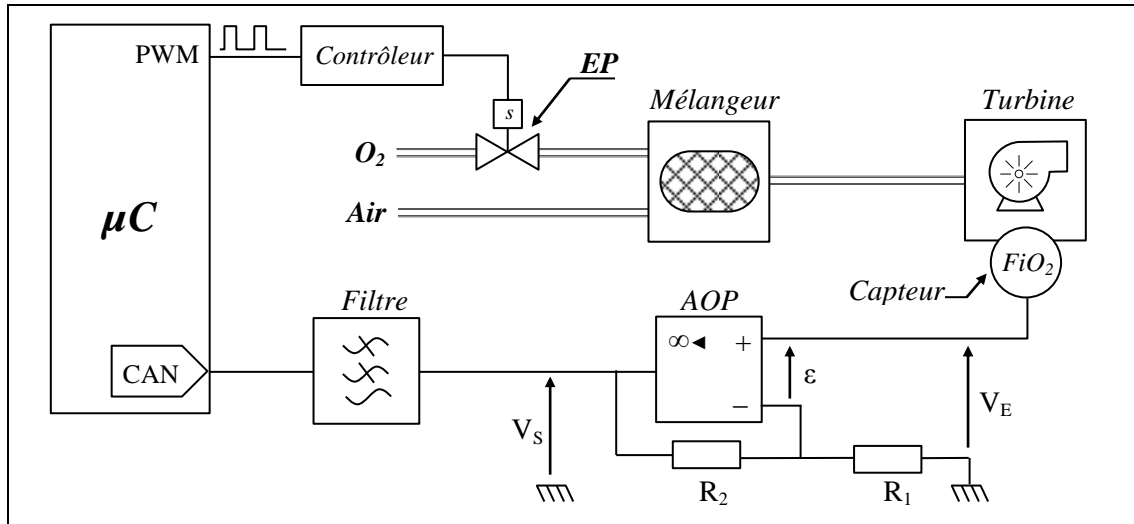


Figure 6 : Principe de la régulation de la FiO_2

Dans la figure 6, l'électrovanne proportionnelle (EP) règle le débit d'oxygène arrivant dans le mélangeur. La FiO_2 est mesurée au niveau de la turbine grâce à un capteur d'oxygène. L'électrovanne proportionnelle (EP) pilotée par le microcontrôleur est régulée cycle par cycle en fonction de la FiO_2 mesurée et de la FiO_2 cible (*consigne*) pour une meilleure précision.

Le document constructeur du capteur d' O_2 utilisé (série **KE-12**) est donné sur l'**annexe 1** (page 12).

A.1) Donner l'étendue de mesure du capteur d' O_2 . Quelle est la plage de tension correspondante ?

A.2) Quel est le régime de fonctionnement de l'amplificateur AOP ? justifier votre réponse.

A.3) Déterminer l'expression de V_S en fonction de V_E et les résistances du montage.

A.4) Trouver une relation entre R_1 et R_2 pour que V_S soit égale à 5V lorsque la FiO_2 est à 100%.

Un filtre électrique, dont la courbe du gain est donnée à la Figure 7 (a), est placé après l'AOP pour « lisser » le signal V_S .

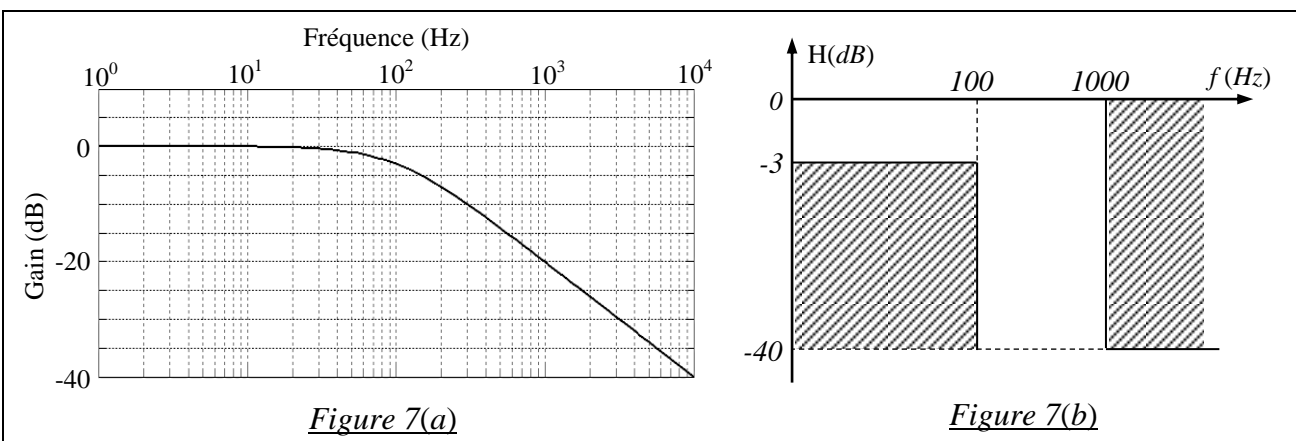


Figure 7(a)

Figure 7(b)

A.5) De quel type de filtre s'agit-il ? Donner sa fréquence de coupure à -3 db.

A.6) Déterminer la pente dans sa bande atténuée. En déduire l'ordre du filtre.

A.7) Ce filtre respecte-t-il le gabarit de la Figure 7(b) ? Si non, préciser pourquoi.

Le confort respiratoire du patient dépend des paramètres configurés sur le ventilateur :

- La durée d'inspiration et d'expiration (T_{in} et T_{ex}).
- Le débit insufflé Q_i .
- La fréquence respiratoire F_r .

La forme typique du débit d'air pendant un cycle respiratoire est donnée à la figure 8.

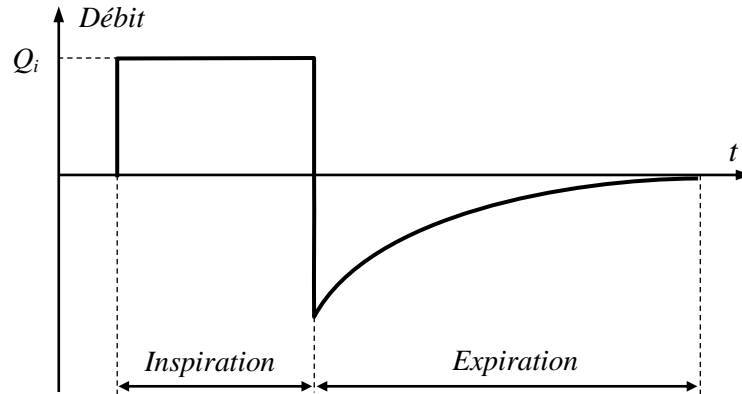


Figure 8 : Débit pendant un cycle respiratoire

Valeurs numériques : $T_{in} = 2 \text{ s}$; $T_{ex} = 3 \text{ s}$; $Q_i = 250 \text{ ml/s}$; $F_r = 12 \text{ cycle/min}$.

A.8) Donner l'expression du volume d'air inspiré en une minute V_M (volume minute) en fonction des différents paramètres. Calculer la valeur de V_M en litres (ℓ).

L'air ambiant contient naturellement 21% d'oxygène. Le volume d' O_2 médical consommé en une minute dépend de la FiO_2 et du volume minute V_M et s'exprime par :

$$V_{O_2} = \frac{FiO_2 - 0.21}{0.79} \times V_M$$

A.9) Sachant qu'une bouteille de 2 litres d' O_2 comprimé à 200 bars contient un volume total de $2 \times 200 \ell$. Calculer l'autonomie théorique en O_2 pour le cas de $V_M = 6 \ell$ et $FiO_2 = 50\%$.

Partie B : Etude de l'alimentation de la turbine

La turbine soufflante est entraînée par un moteur *brushless* (moteur synchrone sans balais) alimenté par un onduleur triphasé. Le schéma de principe est donné à la figure 9.

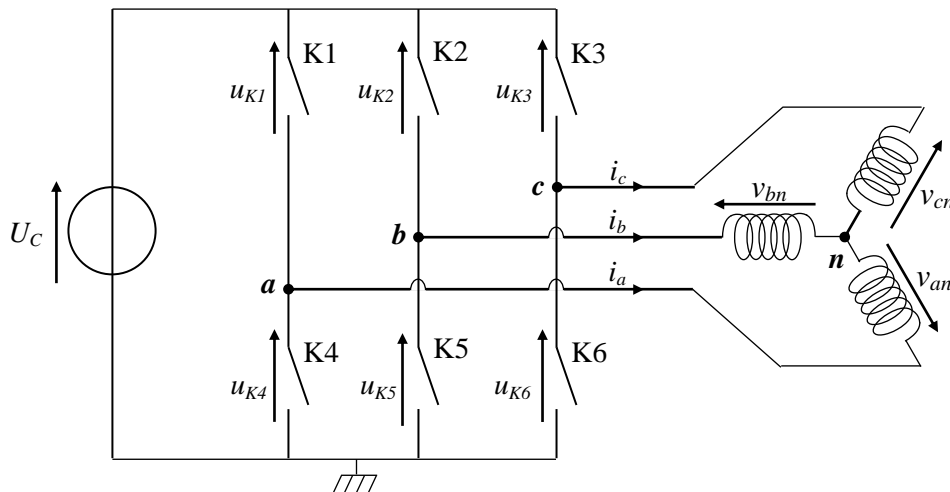


Figure 9 : Association onduleur – moteur brushless

Les interrupteurs sont supposés parfaits et les enroulements du moteur sont couplés en étoile.

On appelle un « bras » l'ensemble des deux interrupteurs (K1, K4), (K2, K5) ou (K3, K6).

B.1) Expliquer pourquoi les interrupteurs d'un même bras ne peuvent pas être commandés simultanément à la fermeture. Compléter alors les chronogrammes des tensions u_{K1} , u_{K2} et u_{K3} pour la loi de commande indiquée sur le **document réponse N°1** (page 13).

B.2) En choisissant la maille convenable, donner une relation entre v_{an} , v_{bn} , u_{K1} et u_{K2} .

B.3) En déduire la relation liant v_{an} , v_{cn} , u_{K1} et u_{K3} .

B.4) Le moteur ayant un fonctionnement équilibré ($v_{an}(t) + v_{bn}(t) + v_{cn}(t) = 0$). En déduire l'expression de v_{an} , puis v_{bn} et v_{cn} , en fonction de u_{K1} , u_{K2} et u_{K3} .

B.5) Tracer les chronogrammes des tensions v_{an} , v_{bn} et v_{cn} sur le **document réponse N°1** (page 13).

La loi de commande effectivement appliquée est appelée «commande disjointe», elle est caractérisée par l'alimentation de deux phases à tout instant. La *f.é.m* engendrée par l'enroulement non alimenté permet d'estimer la position du rotor et calculer les commutations suivantes.

Les formes d'ondes des *f.é.m* et des courants sont données au **document réponse N°2** (page 14).

B.6) Indiquer sur le haut du **document réponse N°2** les interrupteurs passants sur chaque intervalle.

Dans la suite, on se place dans le cas où les phases *a* et *b* sont alimentées et on s'intéresse au passages par zéro de la *f.é.m* dans la phase *c* (figure 10).

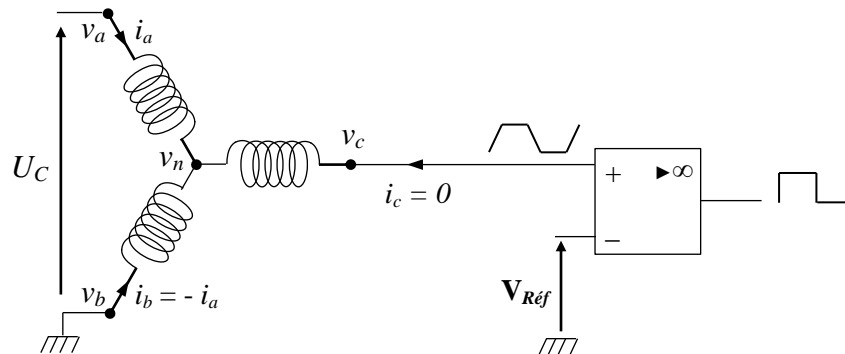
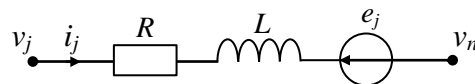


Figure 10 : Détection des passages par zéro (neutre inaccessible)

On donne le modèle équivalent d'une phase j , ($j = a, b$ ou c) :



R et L sont la résistance et l'inductance cyclique par phase et e_j la *f.é.m* dans la phase j .

Les équations électriques de chaque phase :

$$v_a = R \cdot i_a + L \cdot \frac{di_a}{dt} + e_a + v_n \quad ; \quad v_b = R \cdot i_b + L \cdot \frac{di_b}{dt} + e_b + v_n \quad ; \quad v_c = e_c + v_n$$

B.7) Au moment du passage par zéro, la somme des *f.é.m* est nulle. En déduire l'expression de v_n en fonction des potentiels v_a , v_b et v_c .

B.8) Calculer alors l'expression de $V_{Réf}$ permettant de détecter le passage par zéro en fonction de v_a et v_b puis en fonction de U_C .

B.9) Les points de passage par zéro des *f.é.m* sont déphasés de 30° par rapport aux instants de commutation des phases. Comment peut-on calculer l'instant de la commutation suivante ?

Partie C : Asservissement du débit d'air insufflé

La taille des poumons est moindre chez les enfants que chez les adultes, un asservissement du débit est donc nécessaire pour délivrer un volume courant adapté à l'âge et au poids de patient.

Le schéma bloc de cet asservissement est donné à la figure 11:

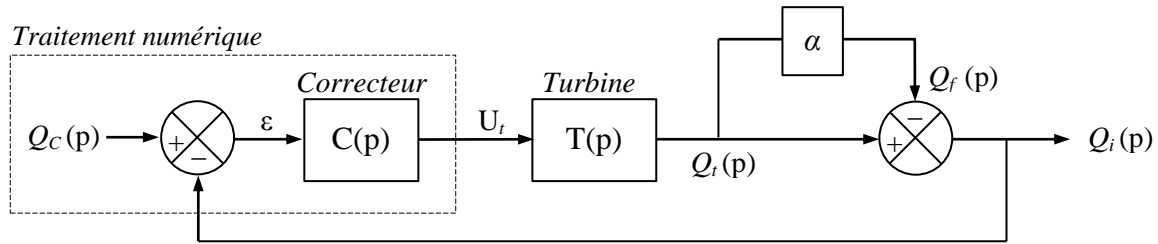


Figure 11 : Structure de l'asservissement du débit insufflé

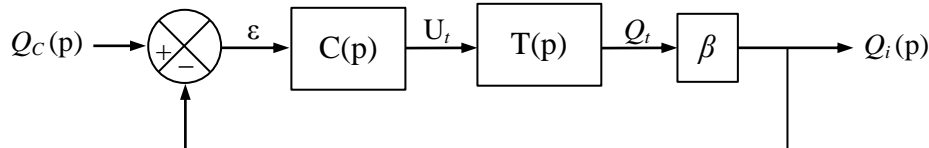
On note :

- Q_c , Q_t , Q_f et Q_i : respectivement le débit consigne, le débit turbiné, le débit de l'ensemble des fuites et le débit insufflé.
- α : coefficient modélisant le pourcentage des fuites dans la ligne d'inspiration. au-delà d'un seuil de 20%, la turbine ne compense plus ces fuites et une alarme est déclenchée.

Extrait de cahier des charges :

Critère	Niveau
Stabilité	Marge de phase : $MP \geq 45^\circ$
Précision	Ecart statique : $\varepsilon_s = 0$
Rapidité	Pulsation de coupure à 0dB de la FTBO : $\omega_c \geq 10 \text{ rad/s}$ pour $\alpha \leq 20\%$

C.1) En déterminant l'expression de β , Rendre le schéma bloc précédent sous la forme simplifiée :



Le modèle de comportement de la turbine est semblable à celui d'une machine à courant continu. On donne une simulation de sa réponse indicielle.

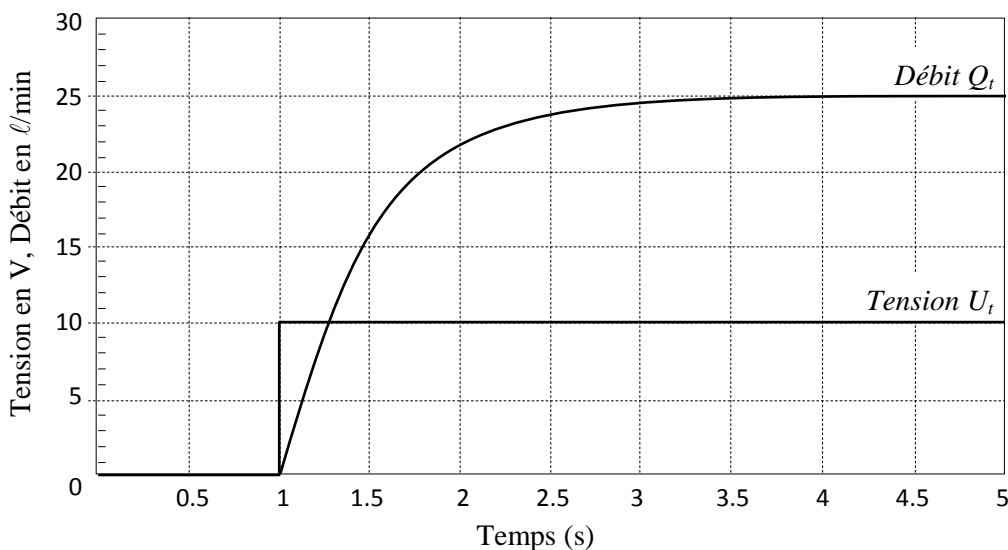


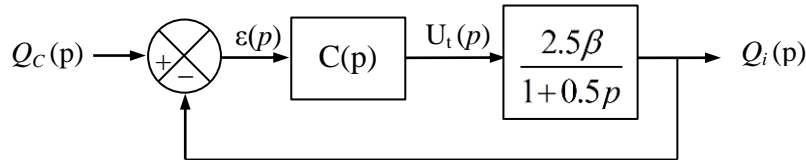
Figure 12 : Débit de la turbine en réponse à un échelon de tension

La fonction de transfert $T(p)$ peut être mise sous la forme :

$$T(p) = \frac{K}{1 + \tau \cdot p}$$

C.2) En utilisant la figure 12, donner, en justifiant, les valeurs des grandeurs K et τ en précisant leurs unités.

Pour la suite on considère le schéma bloc simplifié :



C.3) Pour un correcteur proportionnel $C(p) = K_p$ et pour une consigne en échelon dont la

transformée de Laplace est : $Q_c(p) = \frac{Q_0}{p}$,

C.3.1) Calculer l'erreur statique ε_s en fonction de K_p , β et Q_0 .

C.3.2) Expliquer pourquoi ce correcteur ne permet pas de satisfaire le cahier des charges.

Le correcteur réellement choisi est de type PI : $C(p) = K_p \left(1 + \frac{1}{T_i \cdot p} \right)$

Avec : $K_p = 5$; $T_i = 0.5$

C.4) Montrer que la fonction de transfert isochrone en boucle ouverte peut se mettre sous la forme :

$$H_{BO}(j\omega) = \frac{25 \cdot \beta}{j\omega}$$

C.5) Quel est l'effet de β sur les performances du système asservi ? Pour $\beta = 80\%$, tracer le diagramme de Bode de $H_{BO}(j\omega)$ sur le **document réponse N°3** (page 15).

C.6) Conclure quant à la capacité de ce correcteur à satisfaire le cahier des charges.

Pour implanter le correcteur choisi (PI) dans le microcontrôleur, il faut déterminer l'équation de récurrence permettant d'approcher son comportement en numérique.

On rappelle l'approximation d'Euler :

$$y(t) = \frac{dx(t)}{dt} \xrightarrow{\text{Discrétisation}} y[k] = \frac{x[k] - x[k-1]}{Te}$$

Avec Te période d'échantillonnage ($Te = 0.01s$).

C.7) En supposant les conditions initiales nulles, établir l'équation différentielle du correcteur et la mettre sous la forme :

$$\frac{dU_t(t)}{dt} = A \cdot \varepsilon(t) + B \cdot \frac{d\varepsilon(t)}{dt}$$

Donner les expressions de A et B en fonction de K_p et T_i .

C.8) En utilisant l'approximation d'Euler, établir l'équation de récurrence du correcteur numérique et la mettre sous la forme :

$$U_t[k] = U_t[k-1] + C \cdot \varepsilon[k] + D \cdot \varepsilon[k-1]$$

Calculer les valeurs numériques de C et D .

Partie D : Gestion centralisée des alarmes

Dans une unité de soins intensifs, afin d'améliorer la qualité de service, les respirateurs sont raccordés au réseau local Ethernet (figure 13). Les données communiquées au poste de surveillance centralisée permettent d'informer le personnel soignant des cas nécessitant une attention immédiate.

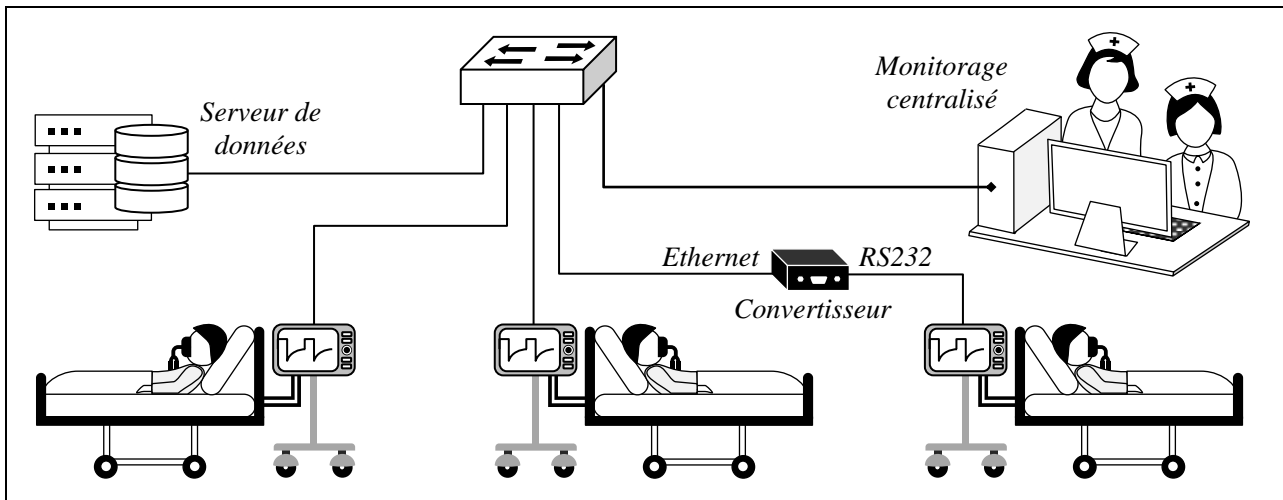
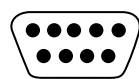


Figure 13 : Réseau d'information hospitalier

D.1) Qu'appelle-t-on l'équipement réseau reliant les nœuds dans la figure 13 ?

D.2) Quelle est la topologie du réseau représenté par la figure 13 ?

Sur les dispositifs médicaux, on peut distinguer plusieurs interfaces de communication :



DB9



USB

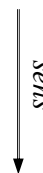


RJ45

D.3) Sur quel port peut-on connecter un équipement sur le réseau local ?

Certains respirateurs, non équipés d'une interface Ethernet, ne peuvent pas être directement branchés sur le réseau. Une solution consiste à utiliser des convertisseurs RS232/Ethernet sur leurs ports série. Le format du protocole RS232 asynchrone est donné :

- Un bit de **START** (« 0 » logique).
- 7 bits de **donnée**.
- Un bit de **parité**.
- Deux bits de **STOP** (« 1 » logique).



Dans une telle transmission le niveau logique 1 correspond à une tension de $-12V$ tandis que le niveau logique 0 correspond à une tension de $+12V$.

Lors d'une communication entre un respirateur et un convertisseur, la trame électrique suivante (figure 14) a été interceptée après une phase de repos (« 1 » logique) :

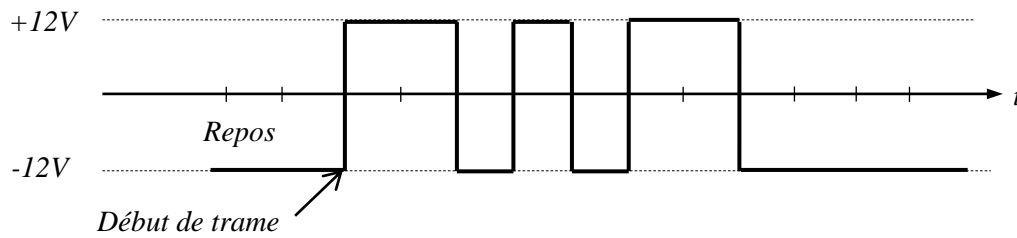


Figure 14 : La trame électrique interceptée

On rappelle que, pour la donnée, le bit de poids le plus faible est transmis en premier.

D.4) Déterminer la donnée transmise en binaire puis en hexadécimal.

D.5) Pour une parité paire, vérifier s'il y a eu une erreur de transmission.

Fin de l'énoncé

Annexe 1 :

FIGARO

PRODUCT INFORMATION

GS Oxygen Sensors KE-Series

Features:

- Long life - 2.5~10 years in ambient air
- Virtually no influence from CO₂, CO, H₂S, NO_x, H₂
- Low cost
- Operates in normal ambient temperatures
- Stable output signal
- No external power supply required for sensor operation
- No warmup time is required

Applications:

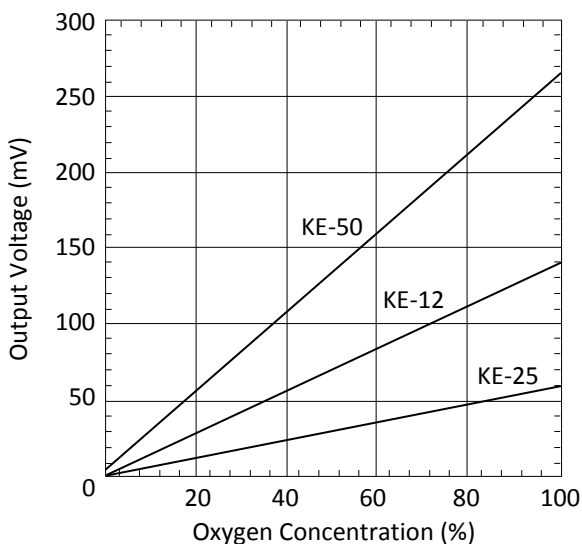
- Medical - Anesthetic instruments, respirators, oxygen-enrichers
- Biotechnology - Oxygen incubators
- Food industry - Refrigeration, greenhouses
- Safety - Air conditioners, oxygen detectors, fire detectors

GS Oxygen Sensor KE Series (KE-12, KE-25, and KE-50) are unique galvanic cell type oxygen sensors developed in Japan in 1985. Their most notable features are long life expectancy, excellent chemical durability, and no influence by CO₂. KE Series oxygen sensors are ideal to meet the ever-increasing demand for oxygen monitoring in various fields such as combustion gas monitoring, the biochemical field, medical applications, domestic combustion appliances, etc.

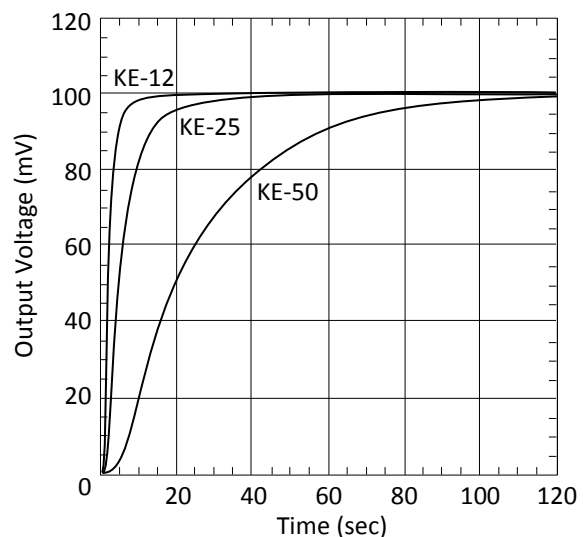


Sensitivity characteristics

(typical values under std.test conditions)



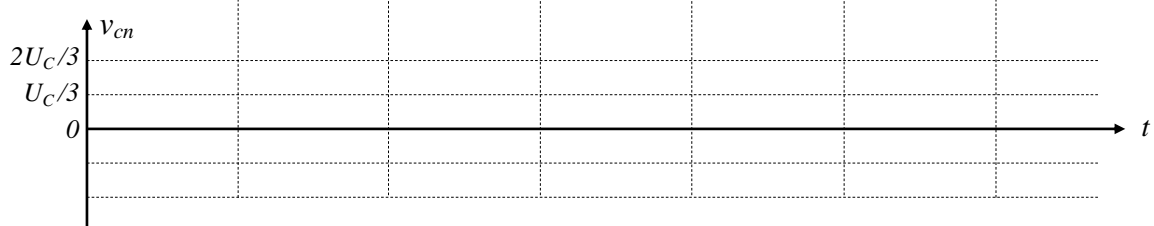
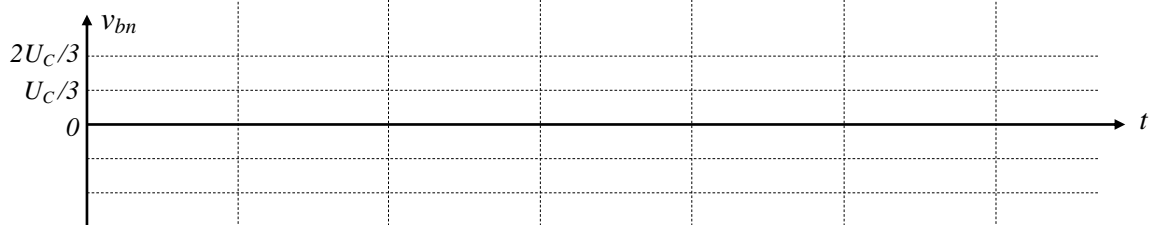
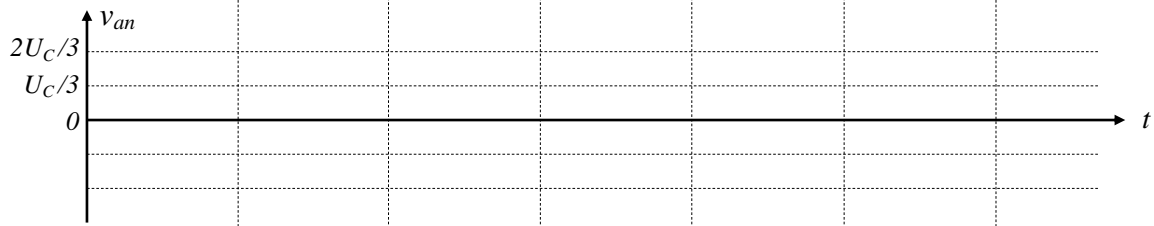
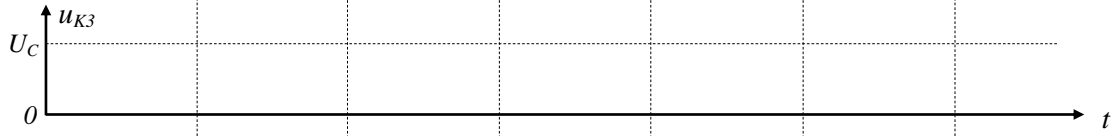
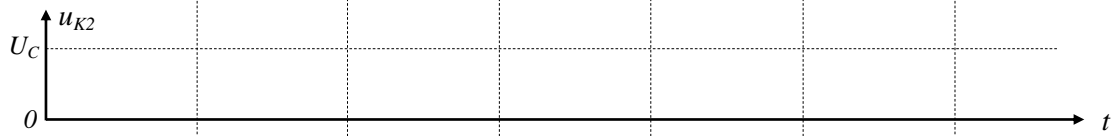
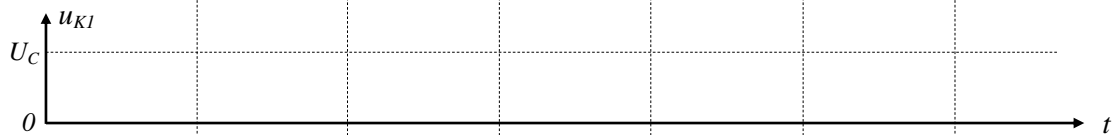
Response time (typical)



Ne rien écrire dans ce cadre

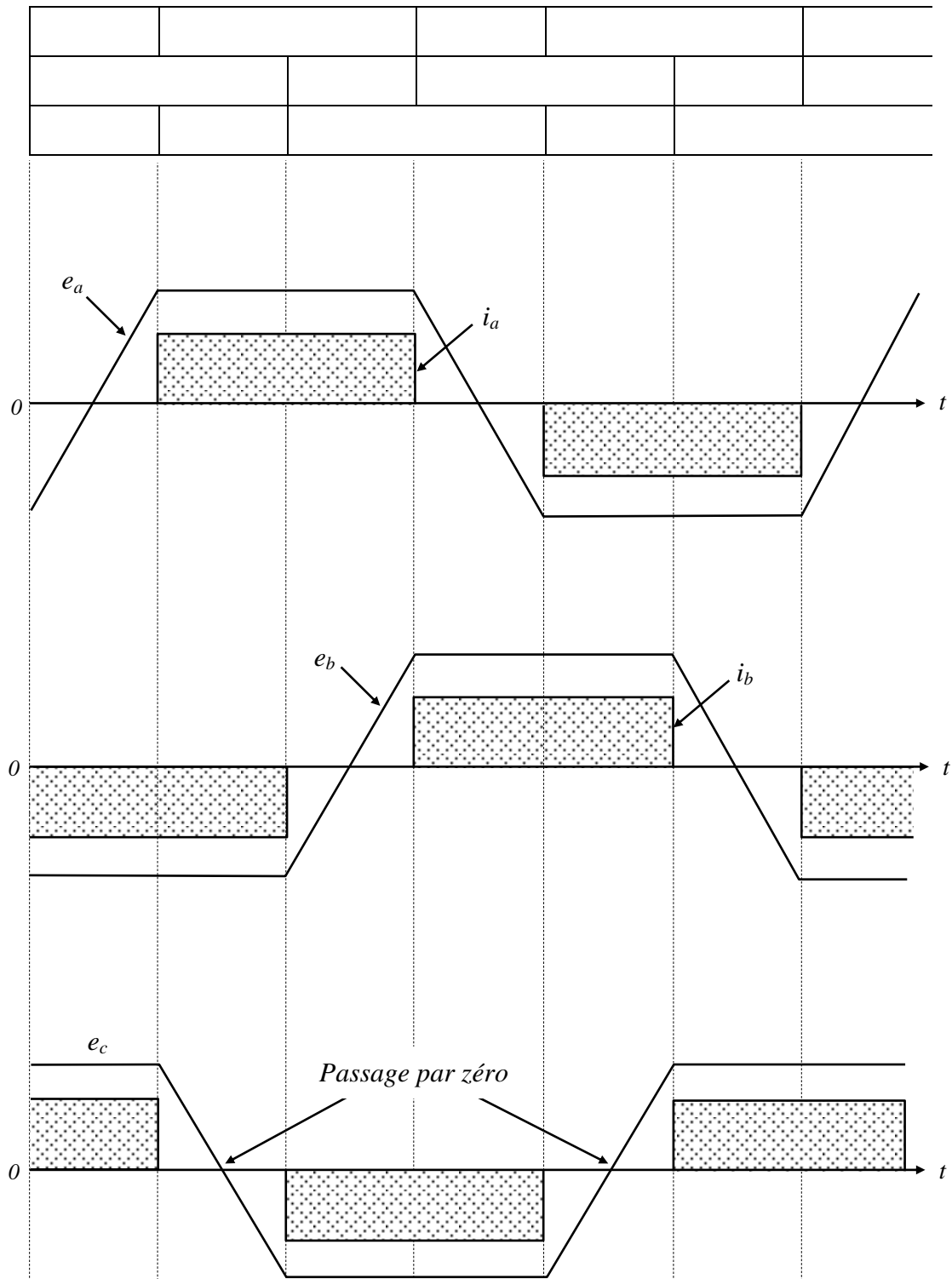
Document réponse N°1

K1		K4			K1
K5		K2		K5	
K3	K6			K3	



Ne rien écrire dans ce cadre

Document réponse N°2



Ne rien écrire dans ce cadre

Document réponse N°3

