

Respirateur Artificiel

Éléments de correction

BARÈME

Sous-partie 1	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7		Total
	1	1	1	1,5	1,5	2	1		9
Sous-partie 2	Q8	Q9	Q10	Q11	Q12	Q13	Q14	Q15	Total
	1,5	2	2	1	1	1	1,5	1	11
Sous-partie 3	Q16	Q17	Q18	Q19	Q20	Q21	Q22	Q23	Total
	1	1,5	1,5	2	1,5	1,5	1	1	11

Partie 1- sciences de l'ingénieur

Mise en situation

Présentation du produit :

MakAir est un respirateur artificiel adapté à la ventilation des patients présentant une détresse respiratoire aiguë. C'est un dispositif médical temporaire, peu onéreux au regard d'un respirateur conventionnel, de conception simple, visant à répondre à une pénurie, engendrée par une crise sanitaire du type pandémie COVID-19 ou qui pourrait être engendrée par n'importe quelle pandémie.



Figure 1 : respirateur MakAir

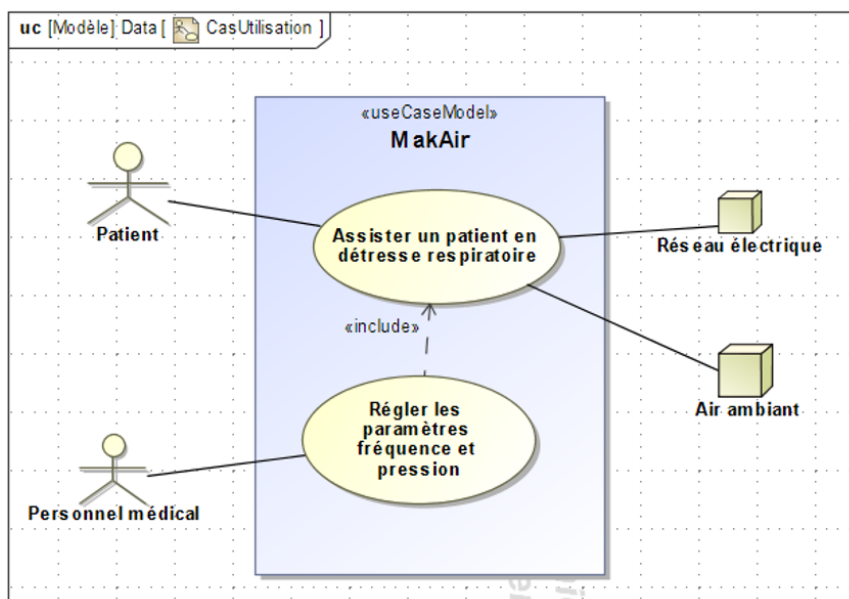


Figure 2 : diagramme des cas d'utilisation

Principe de fonctionnement et cycle respiratoire :

L'assistance respiratoire consiste à insuffler de l'air dans les poumons du patient et à l'extraire à intervalles réguliers. Pour répondre à cette problématique, le MakAir est conçu selon le schéma de principe de la Figure 3. Une turbine, en fonctionnement permanent, débite de l'air. Cet air pressurisé est insufflé au patient par l'ouverture de l'électrovanne d'inspiration. L'ouverture de l'électrovanne d'expiration permet d'évacuer l'air des poumons avant de recommencer un nouveau cycle.

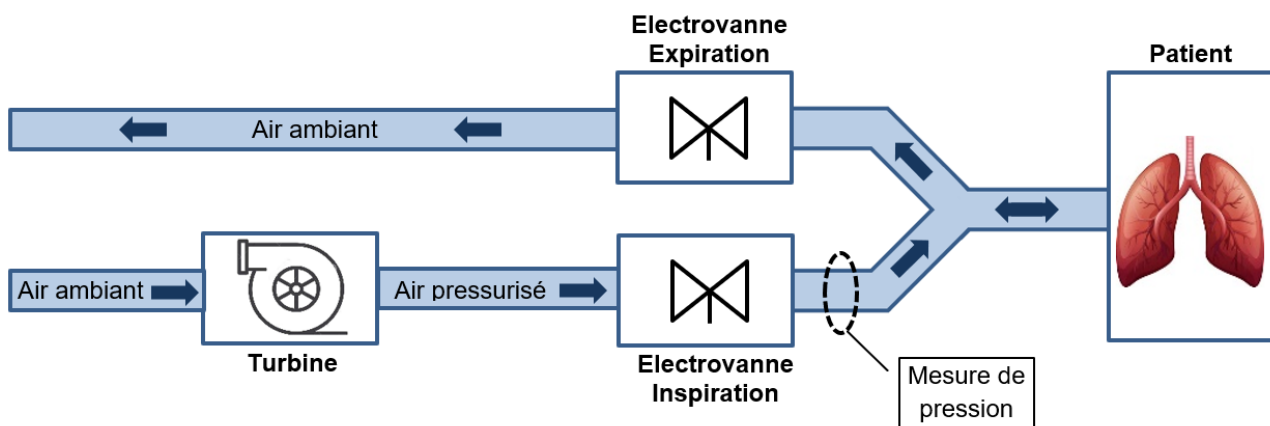


Figure 3 : schéma de principe

L'inspiration et l'expiration de l'air doivent respecter certaines pressions caractéristiques représentées Figure 4. La pression de plateau favorise l'échange gazeux dans les poumons, la Pression d'Expiration Positive (PEP) permet de garder les alvéoles pulmonaires ouvertes. Ces pressions sont contrôlées grâce à une mesure de pression, réalisée en aval de l'électrovanne d'inspiration, comme indiqué Figure 3, ainsi qu'une correction en cas de dérive.

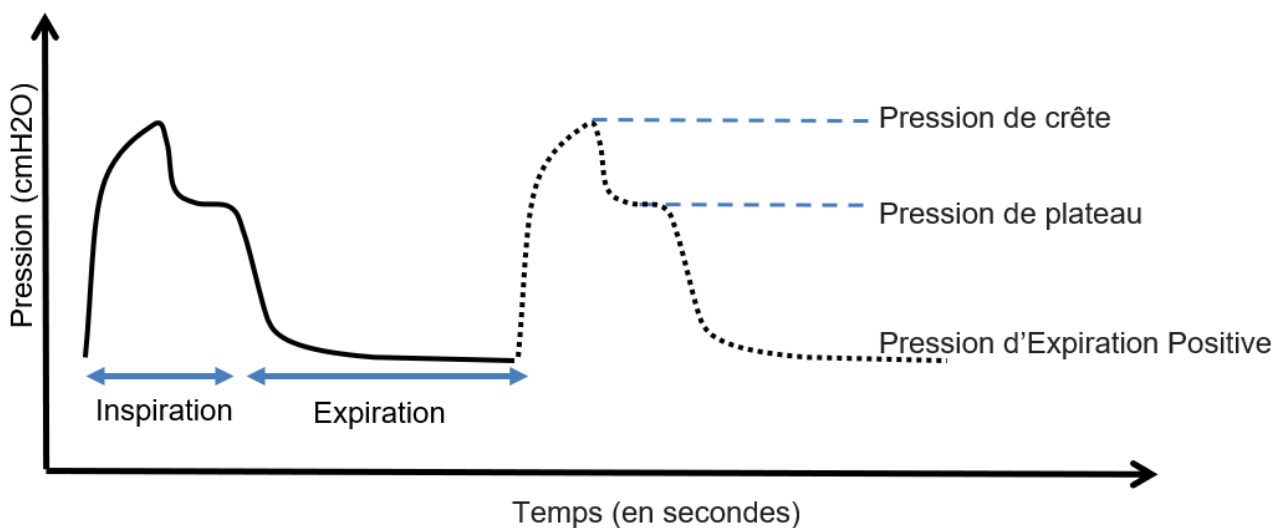


Figure 4 : cycle respiratoire et pressions caractéristiques

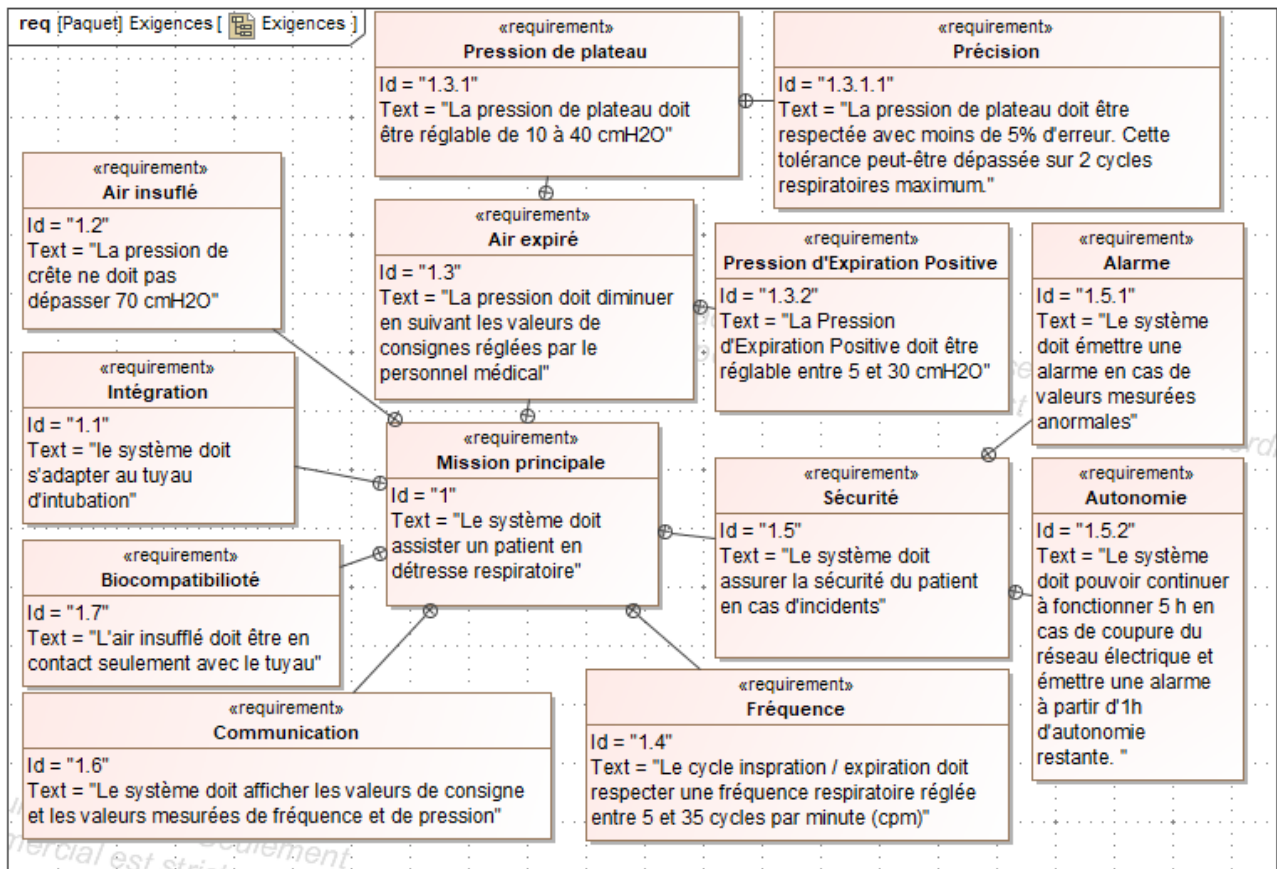


Figure 5 : diagramme partiel d'exigences du MakAir

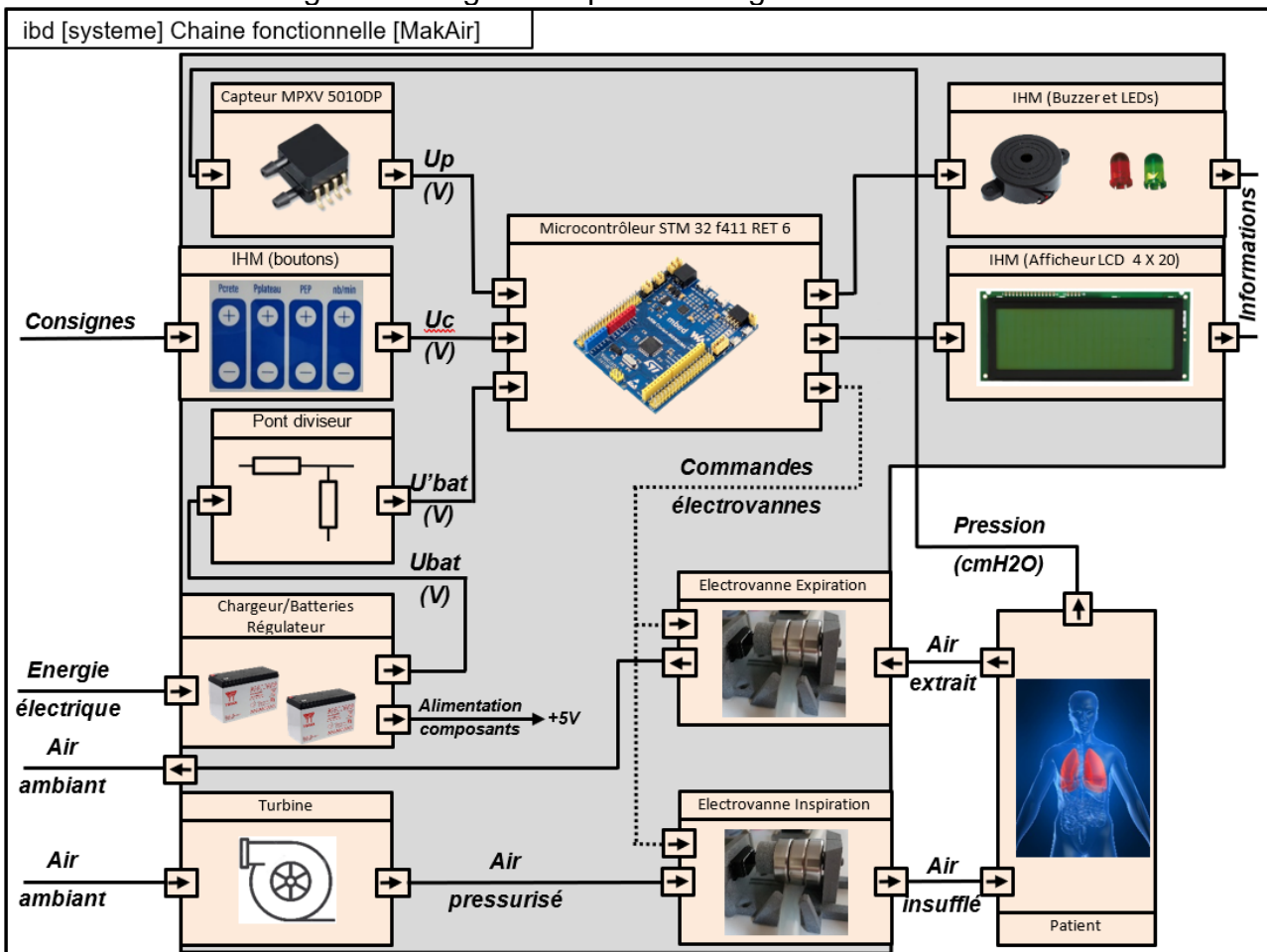


Figure 6 : diagramme des blocs internes

L'objectif de l'étude est de vérifier que le système permet :

- d'assurer une ventilation en pression contrôlée ;
- d'assurer la sécurité du patient en présence d'un défaut d'alimentation ;
- de contrôler la fréquence respiratoire.

Sous-partie 1 – obligatoire

1. Comment assurer une ventilation en pression contrôlée ?

L'objectif de cette partie est d'analyser la chaîne d'acquisition de la pression, de valider le choix du capteur, la résolution du convertisseur analogique numérique et le contrôle de la pression par un asservissement.

Question 1.	Indiquer quels sont les blocs du diagramme de figure 6, appartenant à la chaîne de puissance, qui permettent de satisfaire les exigences 1.2 et 1.3 de la figure 5.
-------------	---

1.2 Turbine et électrovanne inspiration

1.3 Electrovanne d'expiration

L'acquisition de la pression, Figure 7, est réalisée par un capteur analogique ayant une plage de mesure qui s'étend de 0 à 10 kPa et une sensibilité $S = 450 \text{ mV} \cdot \text{kPa}^{-1}$.

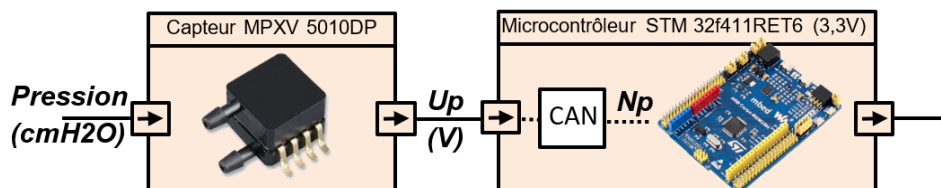


Figure 7 : chaîne d'acquisition de la pression

Question 2.	Relever, dans le diagramme des exigences de la figure 5 les valeurs des pressions caractéristiques de la figure 4 et montrer que ce capteur est adapté à toutes les valeurs de pressions indiquées par les données médicales et que sa loi d'entrée/sortie peut s'écrire $U_p = 0,044 \times \text{Pression}$ avec U_p exprimé en V et Pression en cmH ₂ O. Rappels : 1 bar = $1 \cdot 10^5$ Pa et 1 cmH ₂ O = $9,80638 \cdot 10^{-4}$ bar
-------------	---

5 cmH₂O < Pression expiration < 30 cmH₂O

10 cmH₂O < Pression plateau < 40 cmH₂O

Pression crête : 70 cmH₂O

5 cmH₂O < Pression médicales < 70 cmH₂O

$5 \times 0,000980638 \text{ bar} < \text{Pression médicales} < 70 \times 0,000980638 \text{ bar}$

$5 \times 0,000980638 \times 1.10^5 \text{ Pa} < \text{Pression médicales} < 70 \times 0,000980638 \times 1.10^5 \text{ Pa}$

0 Pa < 490,32 Pa < Pression médicales < 6864,47 Pa < 10 kPa

$$U_p = \frac{450 \cdot 10^{-3} \times 0,000980638 \times 10^{-3} \times 1.10^5 \times \text{Pression}}{1000} = 0,044 \times \text{Pression}$$

Le réglage des différentes pressions caractéristiques se fait avec une précision de 1 cmH₂O, mais à la mise sous tension du respirateur, celui-ci lance une phase de tests où il réalise une mesure de pression d'offset avec une précision inférieure à 0,1 cmH₂O.

La loi d'entrée/sortie du Convertisseur Analogique Numérique (CAN) est donnée par la relation : $Np = Up \times \frac{2^n - 1}{3,3}$ où Np est la valeur numérique correspondant à la valeur analogique de Up .

Question 3.	Montrer qu'une résolution du convertisseur de 10 bits permet d'obtenir la précision nécessaire lors de la phase de tests.
-------------	---

$$Np = Up \times \frac{2^n - 1}{3,3} \quad \text{Il faut résoudre l'équation pour } Np = 1$$

$$1 = Up \times \frac{2^{10} - 1}{3,3} \rightarrow Up = \frac{3,3}{2^{10} - 1} = 0.00322 \text{ V}$$

$$Up = 0,044 \times \text{Pression} \rightarrow \text{Pression} = \frac{Up}{0,044} = 0,07 \text{ cmH}_2\text{O} < 0,1 \text{ cmH}_2\text{O}$$

L'étude de l'asservissement concerne **la pression de plateau** dont le maintien favorise les échanges gazeux. Il importe donc que cette pression suive de manière fidèle la pression de plateau choisie par le personnel médical. Pour anticiper le comportement du MakAir, deux modèles multi-physiques sont élaborés.

Le premier modèle, en boucle ouverte, Figure 8, où la pression mesurée par le capteur est directement affichée sur l'IHM.

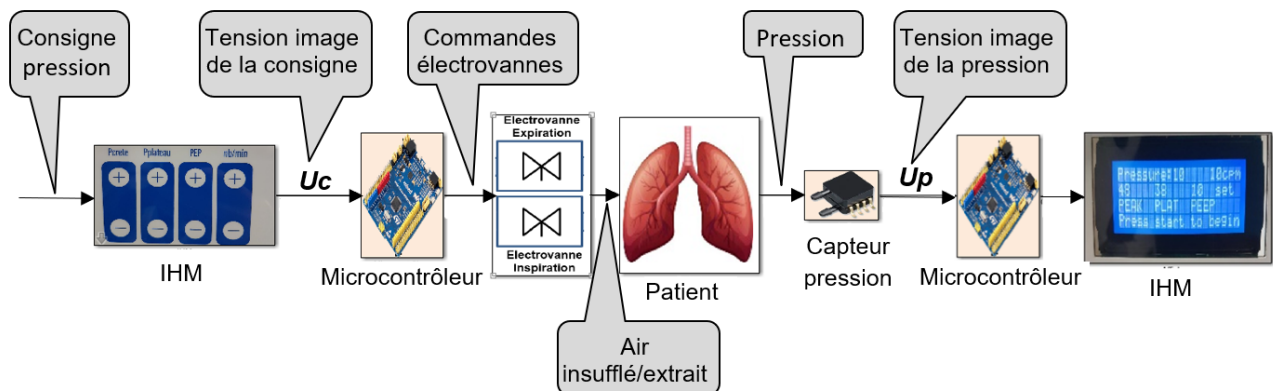


Figure 8 : modèle multi-physique en boucle ouverte

Une simulation est réalisée avec une pression de plateau consignée à 38 cmH₂O.

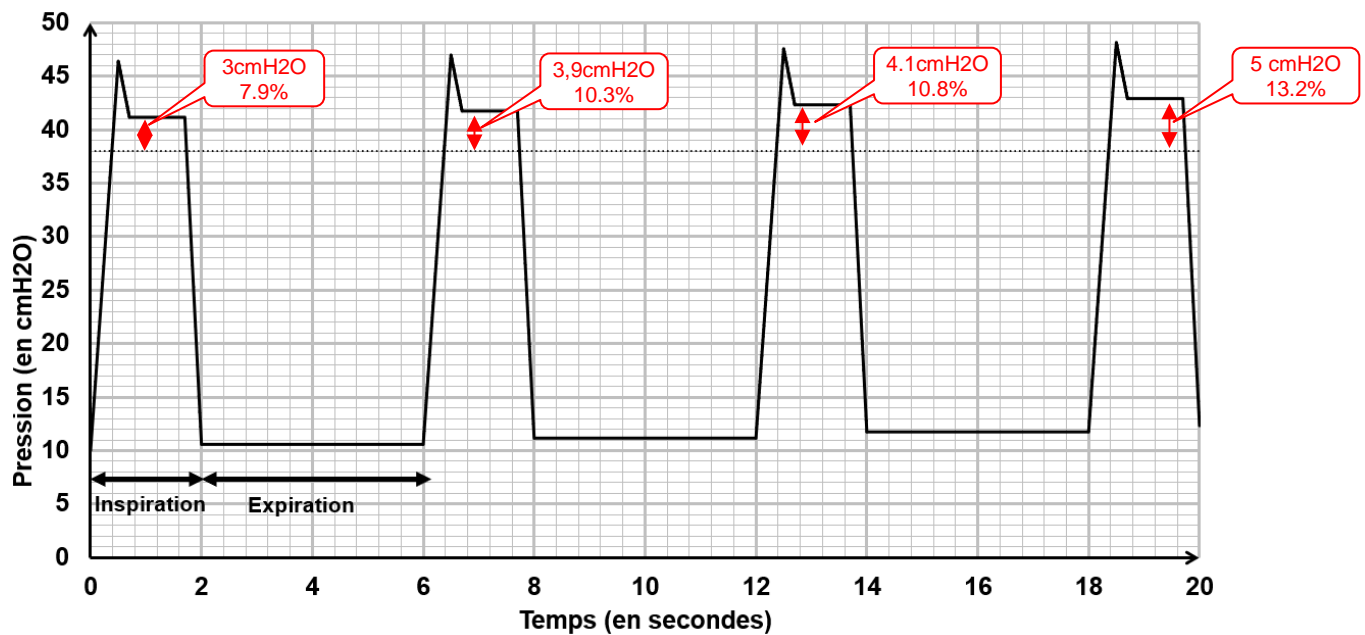


Figure 9 : courbe de la pression résultant du modèle multi-physique en boucle ouverte

Question 4.	Montrer que les résultats obtenus par simulation en figure 9 ne satisfont pas l'exigence 1.3.1.1.
-------------	---

La pression de consigne n'est pas respectée, la valeur simulée est hors tolérance.

$3/38 = 7,9\% > 5\%$, de plus l'écart s'accroît (dérive).

Le deuxième modèle, en boucle fermée, Figure 10, permet une comparaison entre la pression de consigne et la pression mesurée.

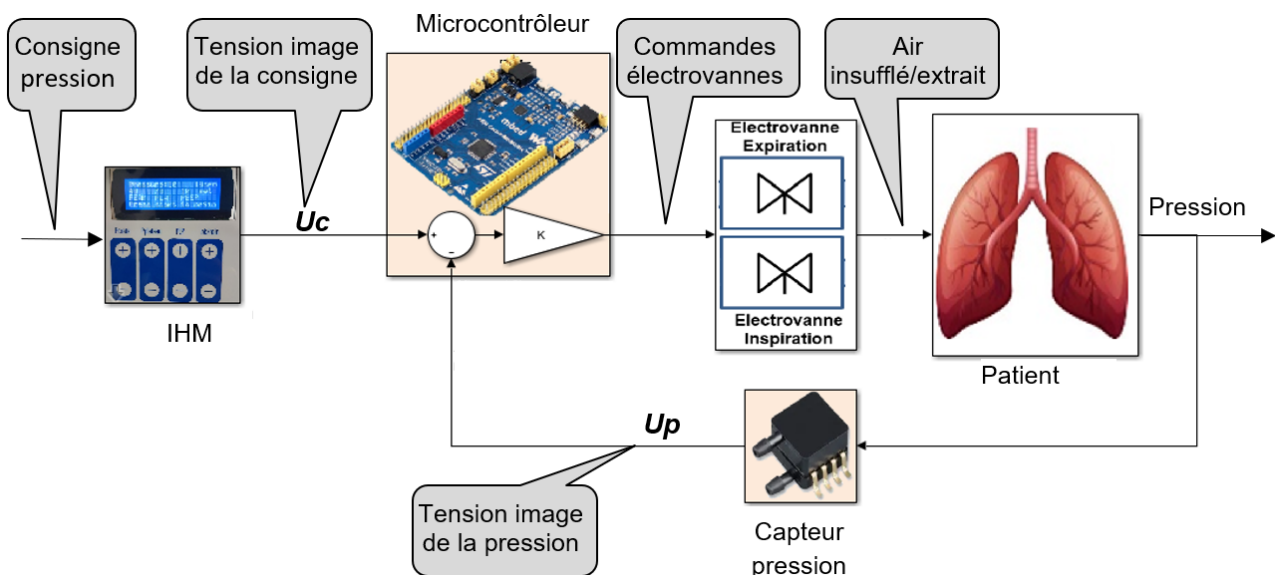


Figure 10 : modèle multi-physique en boucle fermée

Question 5.	Préciser le principe de fonctionnement du modèle en boucle fermée et l'intérêt des éléments ajoutés dans le bloc microcontrôleur présenté en figure 10..
-------------	--

Le bloc comparateur quantifie l'écart entre la consigne et la mesure de la pression.

Le bloc K est un gain qui amplifie (ou diminue) cet écart.

Facultatif : La valeur de K influe sur la précision et la rapidité mais peut rendre le système instable (possibilité de s'aider des courbes ci-après pour répondre)

Des simulations avec différentes valeurs du coefficient K du correcteur programmé dans le microcontrôleur, ont permis d'obtenir les résultats représentés Figure 11 à Figure 13, pour une pression de plateau consignée à 38 cmH₂O.

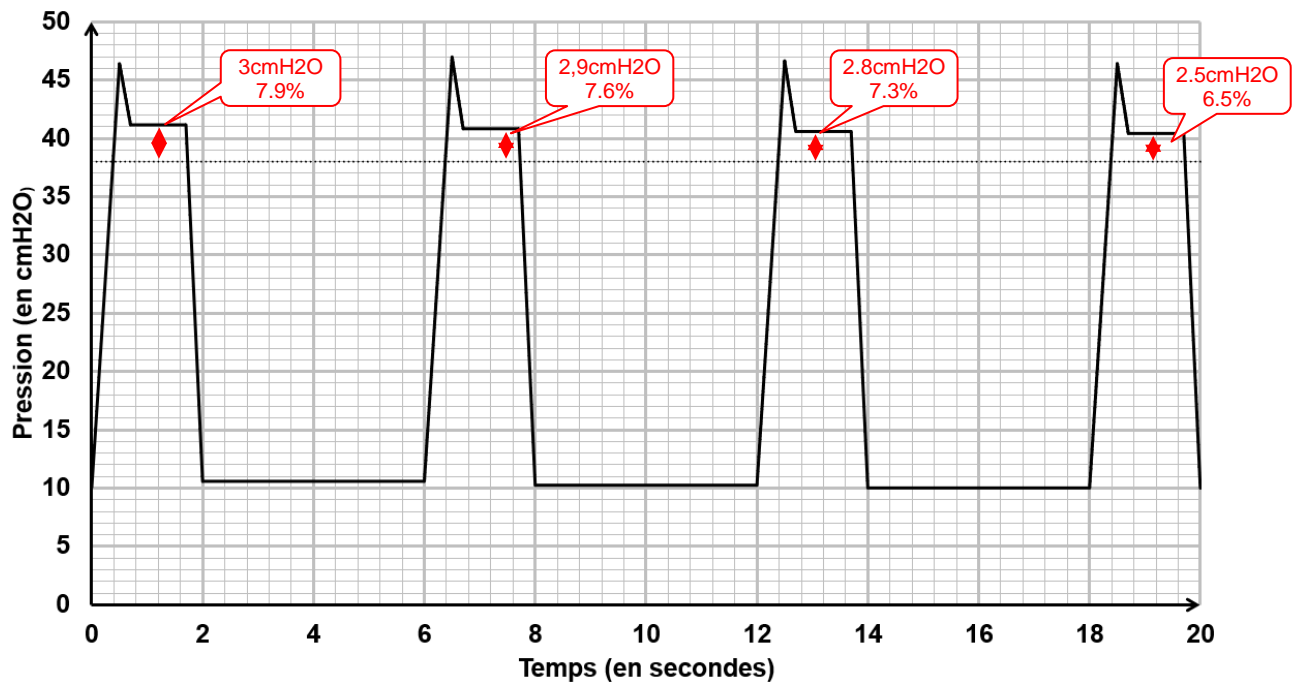


Figure 11 : $K = 0,5$

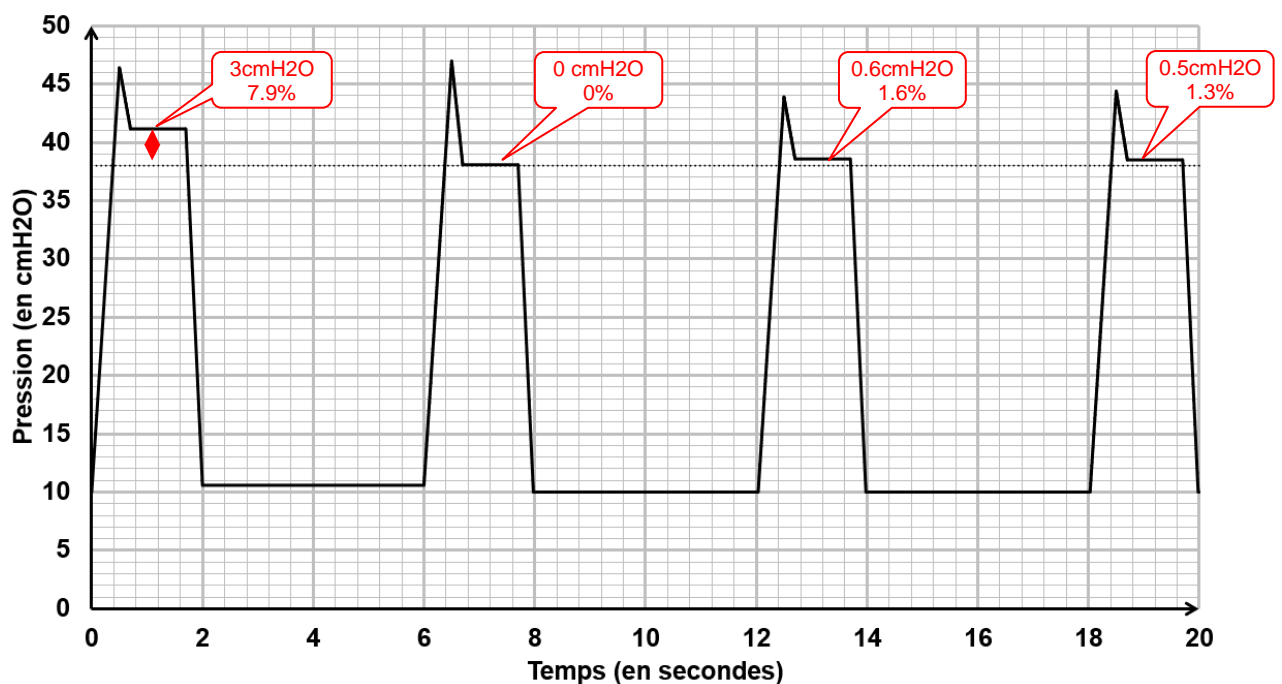


Figure 12 : $K = 2$

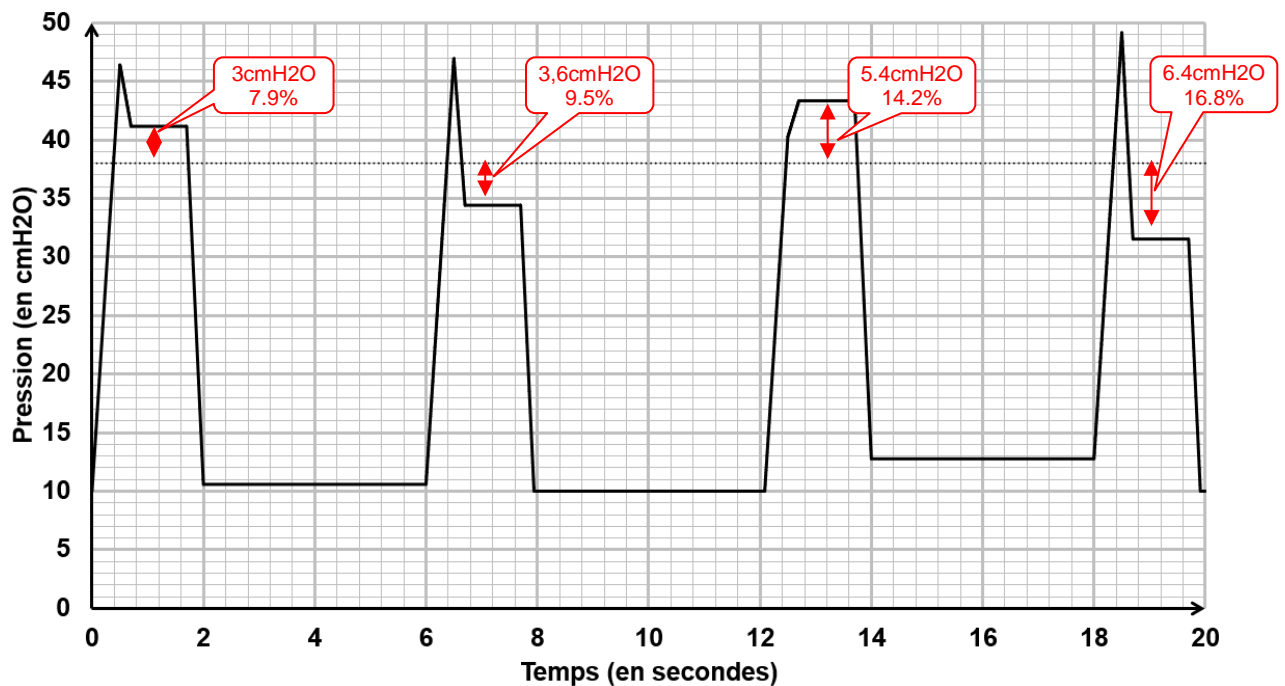


Figure 13 : K = 4

Question 6.	Proposer et justifier le choix de la valeur du coefficient K parmi les trois valeurs proposées du correcteur retenue pour la réalisation du prototype de MakAir afin de satisfaire l'exigence 1.3.1.1.
-------------	--

- $K = 0,5$: le système se corrige mais lentement. Plus de deux périodes consécutives ne respectent pas la valeur admissible.
- $K = 2$: le système respecte la précision et la rapidité (moins de 2 périodes consécutives ne respectent pas la valeur admissible).
- $K=4$: le système est instable.

Donc $K = 2$ est le choix retenu.

Question 7.	Le réglage choisi question précédente, permet-il aussi de satisfaire l'exigence 1.2 ?
-------------	---

Oui, la pression de crête est bien inférieure à 70 cmH2O

Sous-partie 2 – choix 1

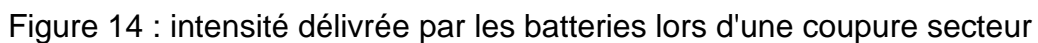
2. Comment assurer la sécurité du patient en présence d'un défaut d'alimentation ?

L'objectif de cette partie est de s'assurer que l'autonomie restante est suffisante après le déclenchement de l'alarme en cas de coupure secteur.

Afin d'assurer la sécurité du patient en cas de coupure secteur, le respirateur MakAir est équipé de deux batteries montées en série, chacune composée de 6 accumulateurs au plomb branchés en série.

- tension nominale 2 V ; - tension de décharge 1,8 V ; - capacité 7 Ah.

- pression crête 40 cmH₂O ;
- pression expiration positive 10 cmH₂O ;
- fréquence respiratoire 20 cpm (cycles par minute).


$$Q_{bat} = I_{bat} \times t \rightarrow t = \frac{Q_{bat}}{I_{bat}} = \frac{7}{0.86} = 8.13 \text{ h} \rightarrow 8 \text{ h } 8 \text{ min} \gg 5 \text{ heures}$$

La fréquence respiratoire est égale à 20 cpm, ce qui est identique à la consigne.
Une fréquence respiratoire plus élevée va faire augmenter la valeur moyenne de Ibat, mais pas au-delà de 1A (courant de pic)

page 10 / 21

Donc $t = \frac{Q_{bat}}{I_{bat}} = \frac{7}{1} = 7 \text{ h}$ soit une baisse d'autonomie inférieure à 15 %.

Une mesure de la tension aux bornes des batteries a permis de tracer la courbe Figure 15.

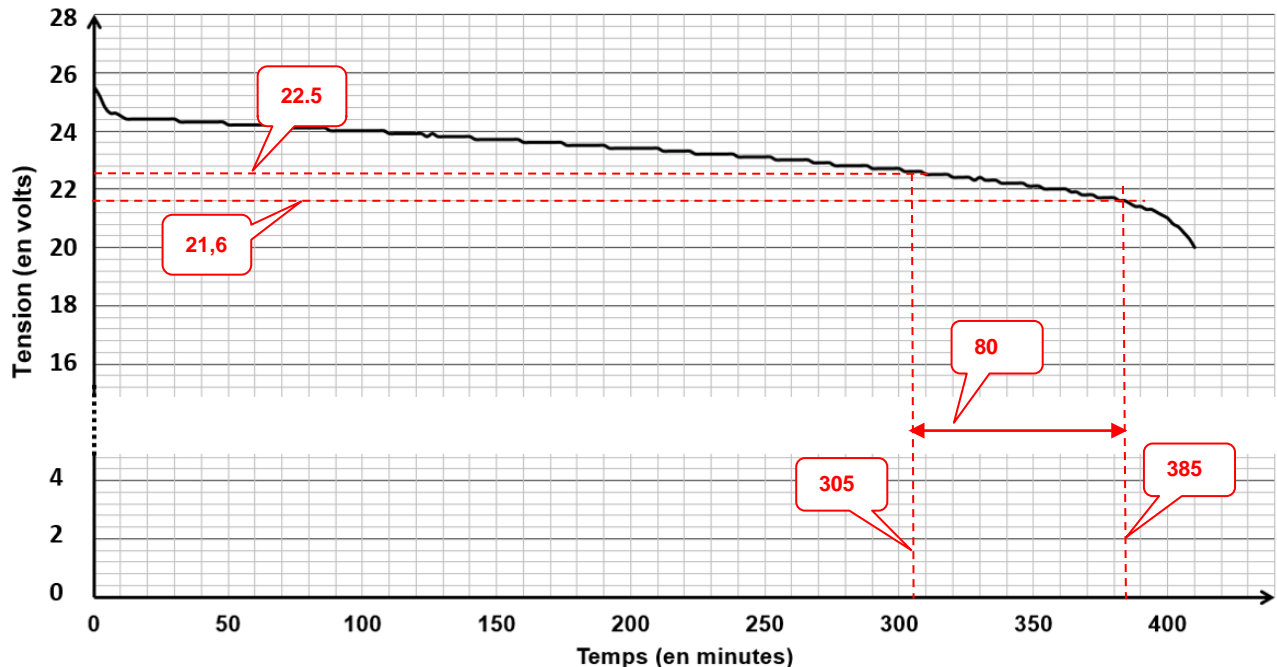


Figure 15 : décharge expérimentale des batteries

Question 11.	Déterminer à l'aide de la figure 15 l'autonomie du respirateur, sans compromettre l'intégrité des batteries.
--------------	--

Tension de décharge par élément 1,8 V, soit 21,6 V pour les 12 éléments

Question 12.	Comparer cette autonomie expérimentale avec celle calculée précédemment. Argumenter un éventuel écart.
--------------	--

Par construction graphique, le temps de décharge est d'environ 385 min -> 6.4 h. La batterie ne se décharge pas à courant constant, mais avec des pics répétés ce qui tend à la décharger plus rapidement.

La tension aux bornes des batteries est représentative de la capacité disponible. L'acquisition de la tension U_{bat} , Figure 16, permet, après traitement, de signaler par une alarme, une décharge excessive.

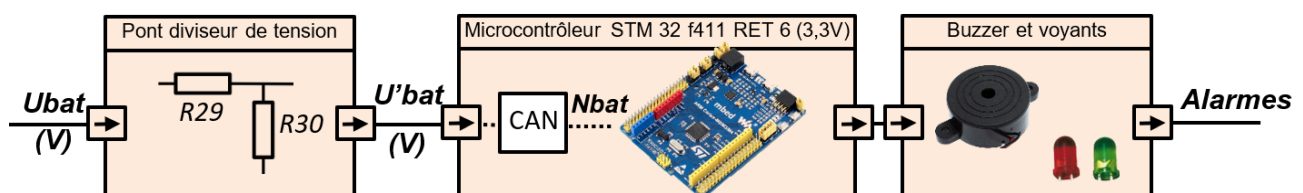


Figure 16 : chaîne d'acquisition de la tension batterie

$$U'bat = \frac{R30}{R29 + R30} \times Ubat \quad Nbat = 310 \times U'bat$$

avec $R30 = 1 \text{ k}\Omega$ et $R29 = 8,2 \text{ k}\Omega$

L'algorithme de commande de l'alarme est représenté Figure 17.

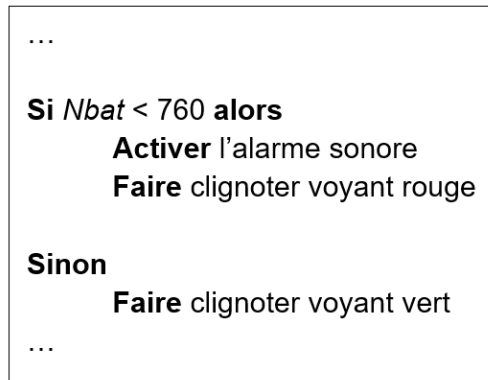


Figure 17 : algorithme alarme

Question 13.	Justifier la présence du pont diviseur de tension dans la chaîne d'information.

Question 14.	Déterminer quelle est la tension de batterie $Ubat$ qui va déclencher l'alarme. En déduire le temps restant avant un arrêt du respirateur en utilisant la figure 15.

$$Nbat = 310 \times U'bat \rightarrow U'bat = \frac{760}{310} = 2,45 \text{ V} \quad Ubat = \frac{R29+R30}{R30} \times U'bat = 22,55 \text{ V}$$

$Ubat = 22,55 \text{ V} \rightarrow$ construction graphique Figure 15 \rightarrow temps = 305 min

Après le déclenchement de l'alarme, il reste 1h20min d'autonomie avant l'arrêt du respirateur. Le pont diviseur est présent pour adapter la tension de batterie qui doit être inférieure à la tension d'alimentation du microcontrôleur.

Question 15.	Conclure sur le respect de l'exigence 1.5 vis-à-vis de la sécurité du patient.

La sécurité du patient est assurée en cas de coupure secteur :

- l'autonomie est $6.4\text{h} > 5\text{h}$
- l'arme sonore se déclenche 1h20min avant décharge complète ce qui est supérieur à 1h.

- Sous-partie 3 – choix 2

3. Comment contrôler la fréquence respiratoire ?

Les objectifs de cette partie sont de valider les solutions logicielle et matérielle qui permettent le contrôle de la fréquence respiratoire.

Dans un premier temps l'étude porte sur la solution logicielle.

La fréquence respiratoire (nombre de cycles inspiration/expiration) est exprimée en cycles par minute (cpm). L'ouverture et la fermeture des vannes fixe cette fréquence dont la plage de réglage est indiquée par le diagramme des exigences. Le réglage de cette fréquence est réalisé par le biais d'une IHM composée, d'une part, par un bouton + et un bouton - pour augmenter ou diminuer la fréquence, et d'autre part, par un afficheur LCD 4 lignes, 20 colonnes permettant de communiquer, entre autres, la valeur de la consigne durant le réglage.

La fonction python **Afficher fréquence**, permet, lors du réglage de la fréquence respiratoire, d'afficher les indications Figure 18 où XX représente la valeur de la fréquence respiratoire contenue dans la variable *Fréquence*.

Colone 0																				Colone 19
	F	r	e	q	u	e	n	c	e		R	e	s	p						Ligne 0
								X	X		c	p	m							
																				Ligne 3

Figure 18 : écran LCD lors du réglage de la fréquence respiratoire

Question 16.	Compléter, sur le <i>document réponses DR1</i> , le script de la fonction <i>Afficher fréquence</i> pour communiquer les indications souhaitées.
DR1	

Le réglage et l'affichage de la consigne de fréquence sont décrits par l'algorithme Figure 19 :

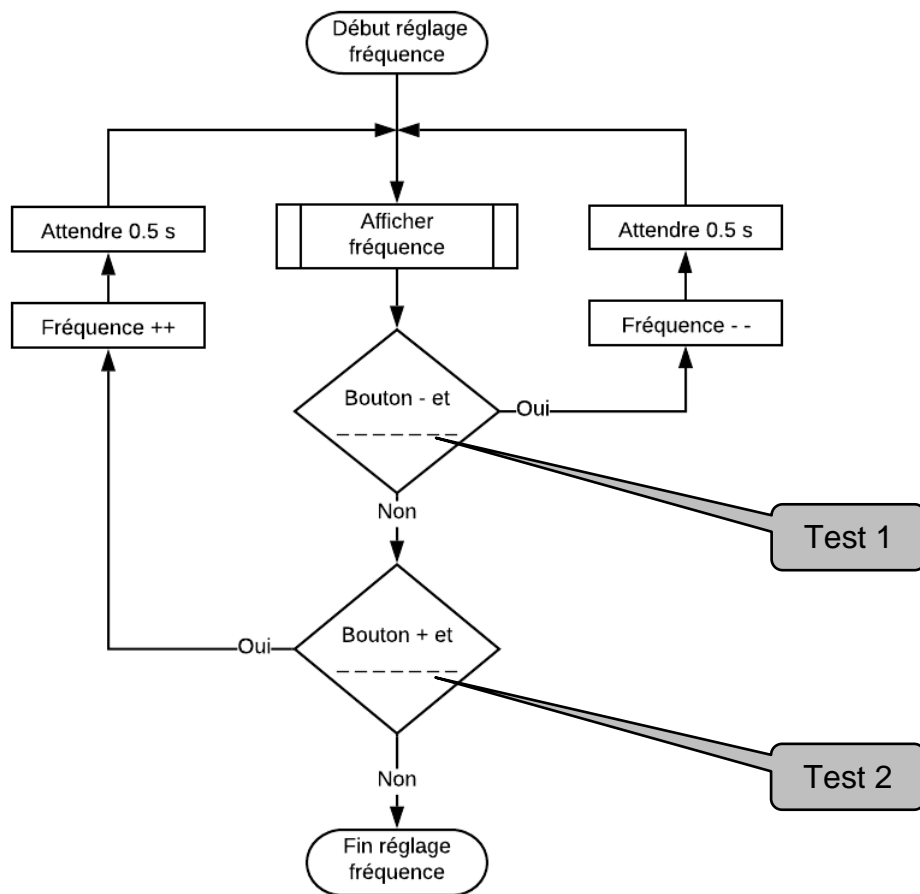


Figure 19 : algorithme de réglage de la fréquence respiratoire

Les fonctions python décrivant l'algorithme Figure 19 sont partiellement représentées sur le *document réponses DR1*.

Question 17.	Indiquer le contenu des tests 1 et 2 de l'algorithme représenté figure 19 pour satisfaire le réglage de la fréquence respiratoire du diagramme d'exigences. Déterminer la valeur du pas de réglage possible.
--------------	--

Test 1 : Bouton- et Fréquence >5

Test 2 : Bouton+ et Fréquence <35 Pas : 1cpm

Opérateurs arithmétiques		Opérateurs comparatifs		Opérateurs logiques	
$x + y$	Addition	$x < y$	Inférieur	$x \text{ and } y$	Intersection
$x - y$	Soustraction	$x \leq y$	Inférieur ou égal	$x \text{ or } y$	Union
$x * y$	Multiplication	$x > y$	Supérieur	$\text{not } y$	Négation
x / y	Division	$x \geq y$	Supérieur ou égal		
$x // y$	Division entière	$x == y$	Égal		
$x \% y$	Modulo (reste)	$x != y$	Différent		
$-x$	Opposé	$x <> y$	Différent		
$\text{abs}(x)$	Valeur absolue	$x \text{ is } y$	Identité		
$x ** y$	Puissance	$x \text{ is not } y$	Non identité		

Question 18.	Compléter, sur le document réponses DR1, le script de la fonction <i>Réglage fréquence</i> en utilisant, si besoin, les symboles des différents opérateurs arithmétiques, comparatifs, logiques.
DR1	

Dans un second temps l'étude porte sur la solution matérielle.

Pour des raisons sanitaires (dépôts d'huile, de métal, ...), l'air insufflé au patient ne doit pas être en contact avec des éléments mécaniques. Pour satisfaire cette exigence, les électrovannes d'inspiration et d'expiration sont des vannes à pincement, Figure 20. Un galet excentrique, actionné par un servomoteur tourne d'un angle θ autour de l'axe $(O, \vec{x}_0) = (A, \vec{x}_0)$, il écrase plus ou moins un tuyau souple pour laisser passer plus ou moins d'air. "Excentrique" signifie que le galet tourne autour d'un axe de rotation qui n'est pas l'axe de révolution du cylindre.

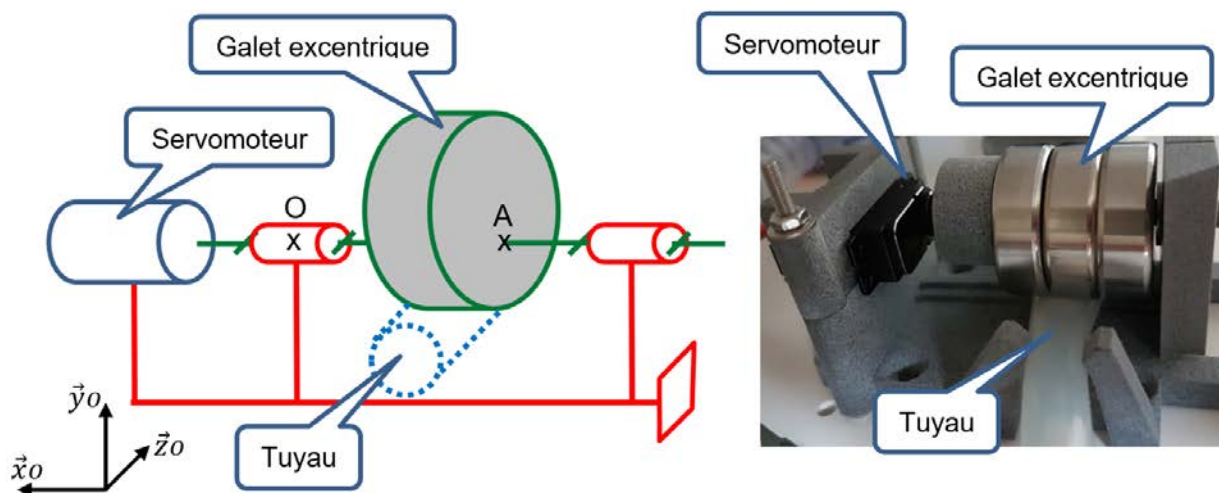


Figure 20 : électrovanne à pincement

La Figure 21 montre que plus la valeur de l'angle de rotation θ augmente plus le tuyau est écrasé, donc plus la vanne est fermée.

$(O, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$, repère lié au bâti ;

$(O, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$, repère lié au galet.

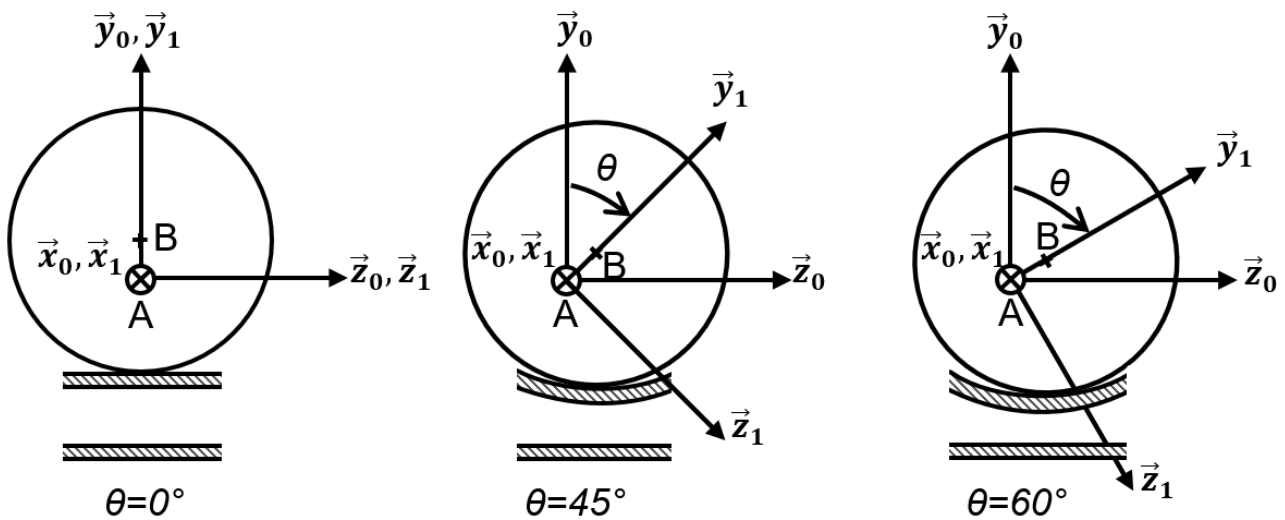


Figure 21 : galet excentrique pour différentes positions de l'angle θ

Pour fermer la vanne, le centre B du galet doit se déplacer verticalement de la distance d_i correspondant au diamètre intérieur du tuyau. L'épaisseur e de la matière qui compose le tuyau est supposée rester constante pendant la déformation du tuyau.

Question 19.	Déterminer par construction graphique, sur le <i>document réponses DR2</i> , l'angle θ que doit parcourir le galet pour que la vanne soit totalement fermée. Conclure sur sa capacité à obstruer le tuyau.
DR2	

Construction $\rightarrow \theta = 120^\circ$

La distance AB est constante pendant le mouvement

Dans sa nouvelle position le galet est à une distance environ égale à e par rapport à la paroi intérieure du tuyau ce qui permet de le fermé...

Le servomoteur est un système électromécanique asservi en position. Il actionne la vanne en répondant à une commande de type Modulation à Largeur d'Impulsion (MLI) transmise par le microcontrôleur. C'est la valeur du rapport cyclique α qui détermine la position angulaire de l'axe de sortie. La plage angulaire du servomoteur varie de 0° à 180° .

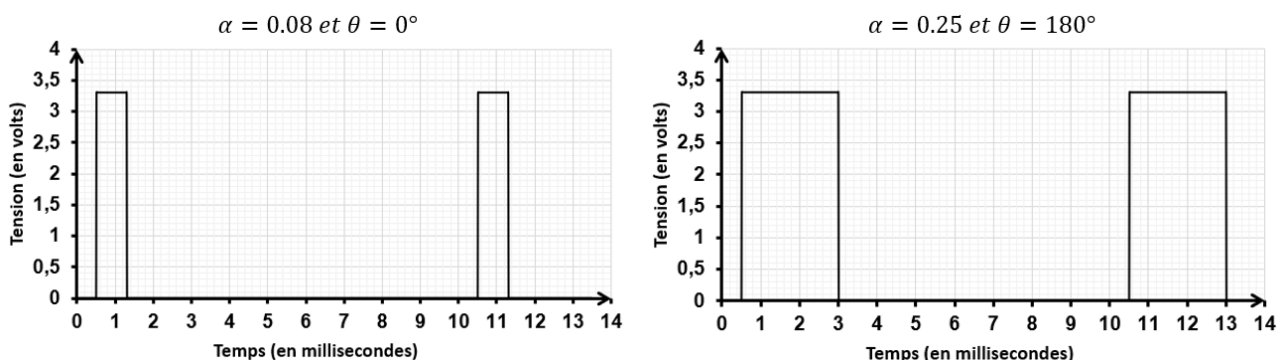
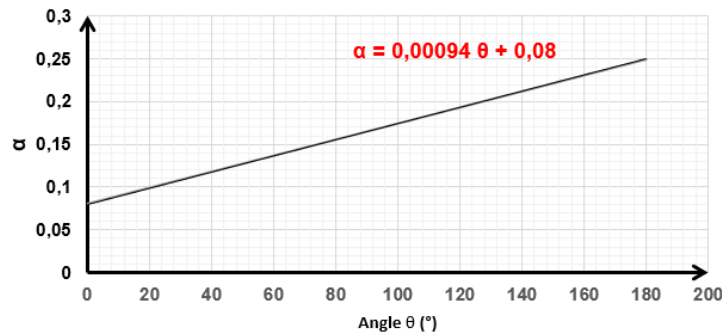


Figure 22 : signal de commande MLI du servomoteur

Question 20.	Établir l'équation de la fonction affine, $\alpha = f(\theta)$, où α représente le rapport cyclique du signal de commande MLI et θ la position angulaire de l'axe de sortie du servomoteur. Déduire la valeur du rapport cyclique α du signal de commande MLI permettant de fermer la vanne.
--------------	--

$$\alpha = f(\theta)$$



$$\alpha = 0.00094 \times \theta + 0.08$$

$$\alpha = 0.00094 \times 120 + 0.08 = 0.19$$

Un relevé du signal de commande MLI, lorsque la vanne d'inspiration est fermée, a permis d'obtenir le signal de la Figure 23.

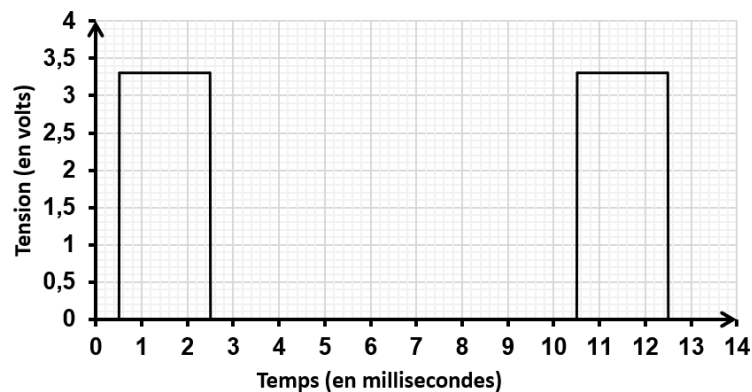


Figure 23 : signal de commande MLI, vanne fermée

Question 21.	Déterminer, la position angulaire du galet, correspondant au signal de la figure 23. Comparer cette position avec celle obtenue par construction graphique sur le document DR2. Quantifier et justifier l'écart.
--------------	--

$$\alpha = 0.00094 \times \theta + 0.08 \rightarrow \theta = \frac{\alpha - 0.08}{0.00094} = \frac{\frac{2}{10} - 0.08}{0.00094} = 127.7^\circ \text{ soit un écart d'environ 6\%}$$

- La construction graphique peut engendrer des erreurs de quelques degrés
- Le matériau constituant le tuyau se déforme lors de l'écrasement

La force $\overrightarrow{F}_{(Galet \rightarrow Tuyau)}$ nécessaire pour écraser le tuyau est de 50 N. Le galet tourne autour de l'axe (A, \vec{x}_0) .

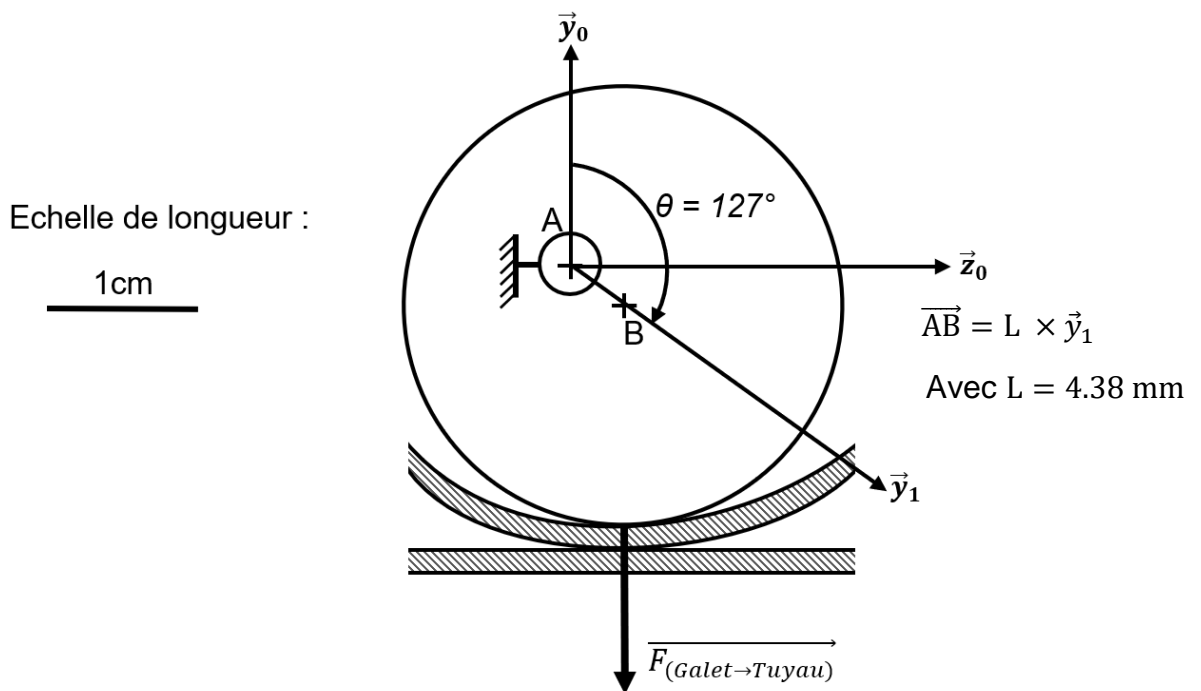


Figure 24 : force d'écrasement du tuyau par le galet

On donne Figure 25 la documentation partielle du servomoteur.



Servomoteur économique disposant d'un couple élevé.

- Alimentation: 4,8 à 6 Vcc
- Course: 180°
- Couple:
 - 3 kg.cm à 4,8 Vcc
 - 3,2 kg.cm à 6 Vcc
- Vitesse:
 - 0,18 sec / 60° à 4,8 Vcc
 - 0,16 sec / 60° à 6 Vcc
- Dimensions: 41 x 20 x 38 mm
- Poids: 36 g

Figure 25 : caractéristiques servomoteur

Question 22.	Vérifier que le servomoteur délivre un couple C_m suffisant pour que le galet écrase le tuyau.
--------------	--

$$d = 3.5 \text{ mm} \rightarrow 0.35 \text{ cm}$$

$$C_m = \overrightarrow{F}_{(Galet \rightarrow Tuyau)} \times d$$

$$C_m = (50/9.81) \times 0.35 = 1.78 \text{ kg} \cdot \text{cm} < 3 \text{ kg} \cdot \text{cm}$$

Question 23.	Les solutions logicielles et matérielles ainsi étudiées permettent-elles d'insuffler de l'air au patient en respectant les exigences 1.4 et 1.6 ?

Oui : Le programme impose bien une fréquence comprise entre 5 et 35 cpm
 L'afficheur LCD permet de visualiser la valeur du réglage
 La vanne à pincement assure bien l'ouverture et la fermeture
 Le servomoteur permet bien l'ouverture et la fermeture de la vanne (angle
 de rotation et couple)

Document réponses DR1

Question 16-choix 2.

Script fonction Afficher_fréquence

```
def Afficher_fréquence(Fréquence):
```

```
    lcd.clear()
```

```
    lcd.setCursor(0,1)
```

```
    lcd.write("Frequence Resp")
```

```
    lcd.setCursor(7,2)
```

```
    lcd.write(Fréquence)
```

```
    lcd.setCursor(10,2)
```

```
    lcd.write("cpm")
```

```
    lcd.color(0, 255, 0)
```

```
    sleep(0.5)
```

Question 18 – choix 2

Script fonction Réglage_fréquence

```
def Réglage_fréquence():
```

```
    Afficher_fréquence(Fréquence)
```

```
    if (Bouton_moins.value()==1 and Fréquence>5):
```

```
        Fréquence -=1
```

```
        sleep(0.5)
```

```
    elif (Bouton_plus.value()==1 and Fréquence<35):
```

```
        Fréquence +=1
```

```
        sleep(0.5)
```

Document réponses DR2

Question 19 – choix 2

Galet excentrique en position vanne ouverte représenté à l'échelle 2,5

