

BACCALAURÉAT GÉNÉRAL

SÉRIE SCIENTIFIQUE

ÉPREUVE DE SCIENCES DE L'INGÉNIEUR

Session 2013

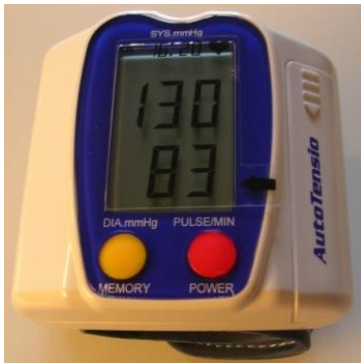
Durée de l'épreuve : 4 heures

Coefficient 4,5 pour les candidats ayant choisi un enseignement de spécialité autre que sciences de l'ingénieur.

Coefficient 6 pour les candidats ayant choisi l'enseignement de sciences de l'ingénieur comme enseignement de spécialité

Aucun document autorisé

Calculatrice autorisée, conformément à la circulaire n° 99-186 du 16 novembre 1999



Mesure automatique de la pression artérielle : tensiomètre SPG 300

Constitution du sujet

- **texte** pages 3 à 16
 1. *Présentation*
 2. *Mesure de la pression artérielle*
 3. *Validation de la conception du brassard*
 4. *Étude de la phase de gonflage*
 5. *Autonomie du système*
 6. *Validation des solutions techniques concernant la commande et le traitement des informations*
 7. *Synthèse*
- **documents techniques**..... pages 17 à 22
- **documents réponses**..... pages 23 à 28

**Le sujet comporte 21 questions.
Les documents réponses DR1 à DR7 (pages 23 à 28) seront
à rendre avec les copies.**

1 Présentation

1.1 L'hypertension : un problème des sociétés occidentales

L'hypertension artérielle est définie comme une élévation de la pression du sang dans les artères, par rapport à une valeur dite « normale ».

L'Étude Nationale Nutrition Santé (ENNS) a permis d'estimer à 31 % l'hypertension artérielle dans la population des 18 à 74 ans en 2006-2007 (figure 1). Près de 20 % des personnes ayant une hypertension connue n'étaient pas traitées. Parmi celles qui étaient traitées, 49,1 % avaient une pression artérielle toujours trop élevée.

Dans 90 % des cas, l'hypertension n'a pas de causes clairement définies. Néanmoins certains facteurs peuvent influencer cette hypertension :

- une mauvaise alimentation, un excès de poids ;
- des causes génétiques ;
- le stress, l'âge ;
- une consommation excessive de sel, d'alcool, de certains médicaments.

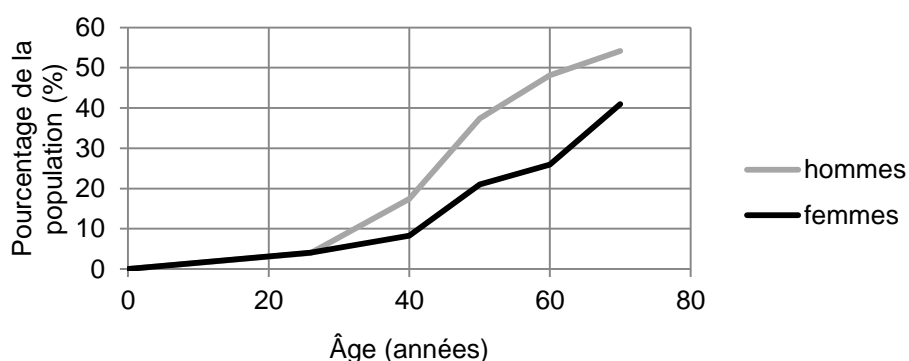


Figure 1 : pourcentage de la population française touchée par l'hypertension (enquête ENNS)

L'hypertension artérielle est un facteur de risque majeur et fréquent de nombreuses maladies cardiovasculaires ou apparentées (accidents vasculaires cérébraux, insuffisance cardiaque, insuffisance rénale, etc.). Il est donc essentiel de détecter, traiter et contrôler l'hypertension artérielle.

1.2 Principe de la circulation sanguine

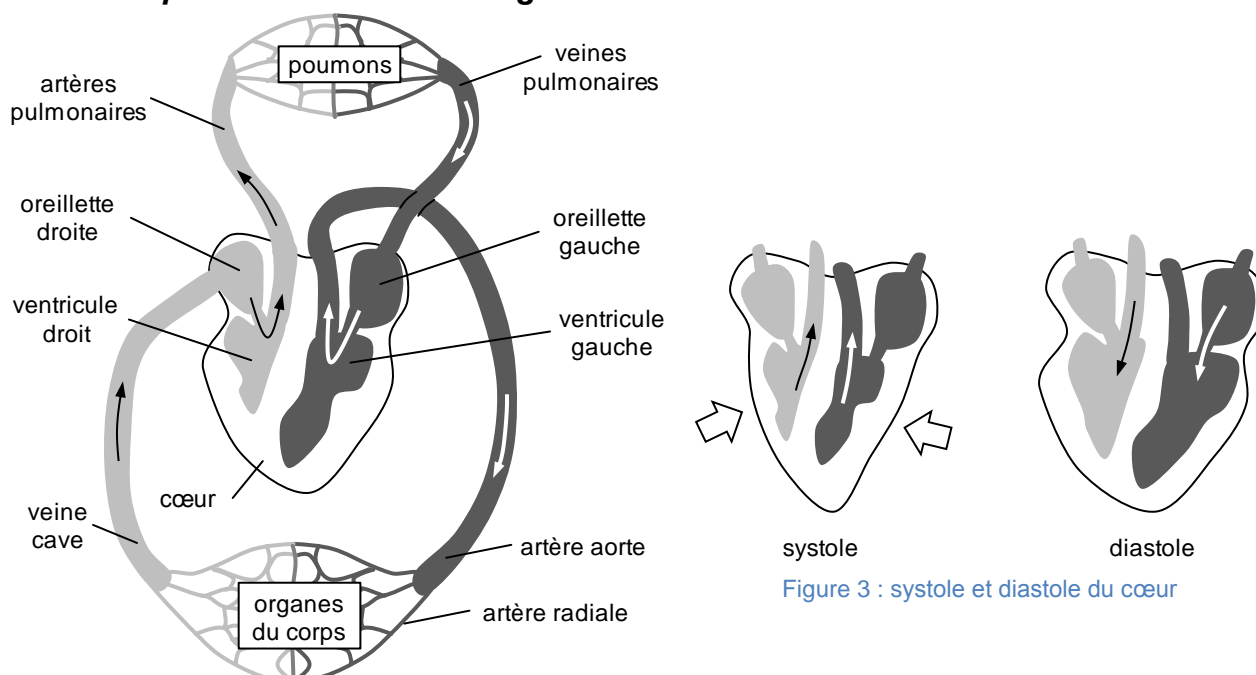


Figure 3 : systole et diastole du cœur

Figure 2 : schéma de principe de la circulation sanguine

Le cœur est un muscle creux rempli de sang. Ses contractions régulières font circuler le sang toujours en sens unique par deux circuits distincts (figure 2) :

- le circuit pulmonaire :
 - o le sang désoxygéné du cœur (en clair figure 2) circule vers les poumons par l'artère pulmonaire ;
 - o puis le sang oxygéné des poumons (en foncé figure 2) circule vers le cœur par la veine pulmonaire ;
- la circulation générale :
 - o le sang oxygéné du cœur circule vers les organes par **l'aorte** (principale artère du corps) qui se divise en plusieurs artères, dont l'artère radiale, qui passe dans le poignet pour amener le sang dans la main ;
 - o puis le sang désoxygéné des organes circule vers le cœur par **la veine cave**.

Le cœur étant séparé en deux parties, le sang oxygéné et le sang désoxygéné ne peuvent pas se mélanger.

1.3 La pression artérielle

Ce qu'on appelle couramment l'hypertension artérielle représente en réalité une pression du sang dans les artères anormalement élevée. Par la suite, le terme de pression artérielle sera préféré à celui de tension artérielle.

La pression artérielle varie lors de la contraction du cœur entre deux extrêmes (figure 3) :

- la première donnée, la plus haute, appelée **pression artérielle systolique (PAS)** a lieu lorsque le cœur se contracte pour expulser le sang vers les organes via l'aorte, et vers les poumons via les artères pulmonaires ; c'est la **systole** ;
- la deuxième donnée, la plus basse, appelée **pression artérielle diastolique (PAD)** est mesurée lors de la phase de relaxation et de dilatation du cœur entre deux contractions et durant laquelle le cœur se remplit de sang ; c'est la **diastole**.

L'Organisation Mondiale de la Santé définit l'hypertension artérielle à une pression artérielle systolique (PAS) supérieure à 120 mmHg¹ et à une pression artérielle diastolique (PAD) supérieure à 80 mmHg, soit « une » pression supérieure à 120/80 ou « 12/8 » comme l'annoncent généralement les médecins.

1.4 Stratégie thérapeutique dans l'hypertension artérielle

Suite à un diagnostic médical, un patient atteint d'hypertension doit suivre un traitement antihypertenseur dans le but de ramener la pression artérielle à un niveau acceptable. Cependant, les médicaments ne sont pas suffisants. De nombreuses études ont démontré que **l'autocontrôle de la pression artérielle est essentiel** car il permet de vérifier l'efficacité du traitement, mais aussi de prévenir une aggravation de l'hypertension.

1.5 Méthodes de mesure de la pression artérielle

Pour contrôler la pression artérielle, il faut pouvoir la mesurer.

Lorsque cette mesure est effectuée par le médecin, elle est basée sur la **méthode auscultatoire** ou **sphygmomanométrique**. Celle-ci est réalisée à l'aide d'un sphygmomanomètre composé d'un brassard comportant une poche gonflable, d'un stéthoscope, d'un micro et d'un appareil de mesure de la pression. Les battements de cœur sont écoutés à l'aide du stéthoscope. Le flux sanguin émet des sons dans les artères du bras quand on réduit lentement la pression du brassard gonflé. Le premier battement audible indique la pression systolique, le dernier, la pression diastolique.

¹ Le millimètre de mercure (mmHg) est l'unité historique de la pression, encore en usage, et qui s'exprime en fonction de l'unité du système international, le pascal (Pa), selon la relation : $1,013 \times 10^5 \text{ Pa} = 760 \text{ mmHg}$.

Les patients souffrant d'hypertension n'ont pas *a priori* les compétences médicales pour mettre en œuvre cette méthode. Il est donc nécessaire de leur proposer un appareillage simple d'usage affichant directement les valeurs des pressions artérielles sur un écran.

La société **Spengler**, spécialisée dans les matériels médicaux, commercialise dans ce but le **tensiomètre AutoTensio SPG 300**. Son principe de mesure repose sur une méthode légèrement différente, la **méthode oscillométrique**.

Ainsi, l'usage de ce type de tensiomètre se répand assez rapidement du fait du besoin sociétal exprimé ci-dessus et des baisses de prix constatées. Il est donc intéressant pour une entreprise désirant commercialiser cette gamme de produits ou d'améliorer sa compétitivité, d'analyser l'existant et d'envisager de l'optimiser. C'est ce que propose cette étude.

2 Mesures de la pression artérielle

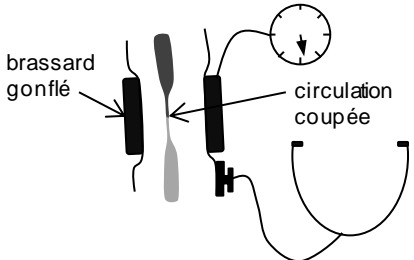
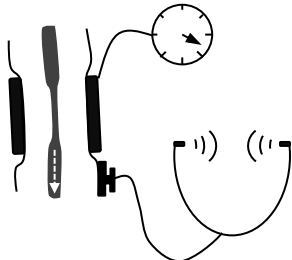
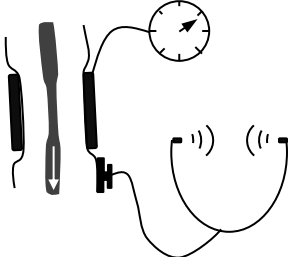
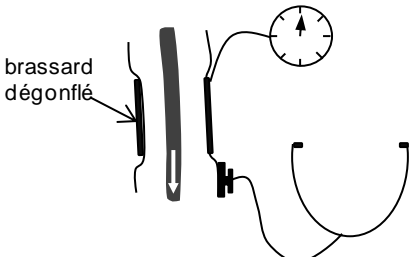
Objectifs de cette partie :

- **comparer** la méthode de mesure auscultatoire et la méthode oscillométrique ;
- **valider** la précision de la mesure oscillométrique.

Afin de valider la mesure oscillométrique effectuée par le tensiomètre **AutoTensio SPG 300**, on procède, sur un même patient et au même moment, à une mesure de sa pression artérielle par le tensiomètre et par un médecin selon la méthode auscultatoire.

2.1 Mesure auscultatoire : méthode sphygmomanométrique

Le principe de la mesure consiste à enregistrer non pas la pression artérielle directement dans l'artère mais la contre-pression artérielle en écrasant l'artère humérale au niveau du pli du coude sur laquelle est mesurée la pression.

PHASE 0 : avant la mesure	PHASE 1
	
<p>Lorsque le brassard est suffisamment gonflé pour comprimer l'artère qui se trouve dessous, le sang ne circule plus et le médecin ne perçoit donc pas de son au stéthoscope.</p>	<p>Le brassard est progressivement dégonflé. Le sang recommence à circuler dans l'artère : des sons courts sont perçus au stéthoscope et la valeur de la pression artérielle est lue, dès leur apparition, sur le cadran. La pression artérielle mesurée à cet instant est la pression artérielle maximale, appelée pression systolique (PAS).</p>
PHASE 2	PHASE 3
	
<p>Le brassard continue de se dégonfler. Le sang circule de mieux en mieux et un bruit est toujours perçu par le stéthoscope.</p>	<p>Lorsque le son disparaît, la pression artérielle lue sur le cadran correspond à la pression artérielle diastolique (PAD).</p>

Lors de l'expérience conduite, la pression dans le brassard a été enregistrée, ainsi que le son perçu par le stéthoscope. Ces deux relevés sont fournis sur le **DR1**.

Q1. Sur le **DR1**, **mesurer** et **indiquer** les valeurs de PAD et de PAS dans les cadres prévus à cet effet. Ces pressions seront repérées sur le graphique représentant la pression PA en fonction du temps.

2.2 Méthode oscillométrique

Les composants du tensiomètre automatique au poignet **SPG 300** sont décrits dans le **DT1**. L'utilisation de cet appareil est très simple, les étapes sont les suivantes :

- le patient enfle l'appareil en le positionnant comme sur la figure 4 ;
- un simple appui sur le bouton « Power » permet de lancer la mesure ;
- le brassard se gonfle automatiquement grâce au compresseur à membrane jusqu'à atteindre une pression suffisante pour couper la circulation sanguine dans l'artère radiale du poignet ;
- le brassard se dégonfle ensuite à vitesse constante grâce à l'électrovanne ; pendant cette phase, l'appareil enregistre les variations de pression dans le brassard et détermine la PAS et la PAD, à l'aide d'un algorithme ;
- le résultat de la mesure s'affiche à l'écran (l'appareil indique également le rythme cardiaque) ;
- le résultat de la mesure est enregistré et un appui sur « Memory » permet d'accéder aux résultats des 42 dernières mesures.

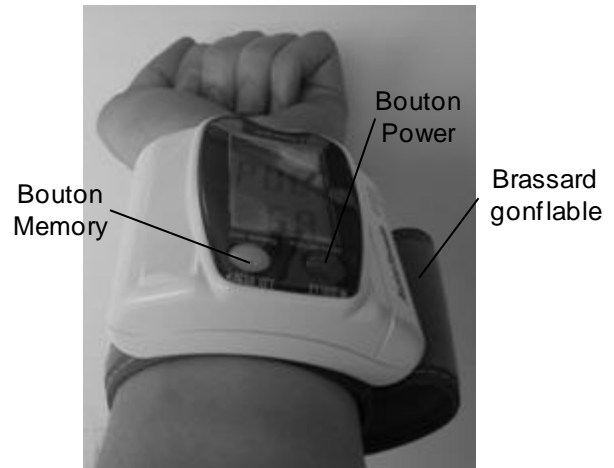


Figure 4 : tensiomètre SPG 300

Q2. Compléter, sur le **DR2**, le diagramme FAST du tensiomètre à l'aide de **DT1** et de **DT2**, en faisant apparaître les fonctions techniques et les constituants manquants.

Les appareils de mesure automatique de la pression artérielle utilisent la méthode oscillométrique basée sur l'analyse des oscillations de pression de la poche gonflable du brassard lors de son dégonflage. Ce sont ces mêmes oscillations qui sont perceptibles au médecin par le stéthoscope. L'appareil, grâce à son capteur de pression, est capable de reconnaître ces oscillations et donc les instants où les deux pressions caractéristiques doivent être relevées.

La mesure réalisée au tensiomètre parallèlement à la mesure auscultatoire donne les valeurs suivantes : PAS = 130 mmHg et PAD = 80 mmHg (figure 5).



Figure 5 : affichage du tensiomètre

2.3 Écarts entre les mesures

Q3. Calculer l'écart en pourcentage entre ces deux méthodes, la méthode auscultatoire étant considérée comme la méthode étalon. **Conclure** vis-à-vis de la précision du tensiomètre SPG 300 spécifiée dans le cahier des charges (voir **DT2**).

3 Validation de la conception du brassard

Objectifs de cette partie :

- **choisir** la famille de matériaux optimale pour la coque du brassard ;
- **valider** la conception de la coque du brassard à l'aide de résultats de simulation.

Afin de réaliser la mesure de la pression artérielle, le flux sanguin doit être coupé au préalable grâce à un garrot. Cette fonction garrot est réalisée sur le tensiomètre **SPG 300** en comprimant l'artère radiale qui passe dans le poignet, grâce au brassard gonflable (figure 6).

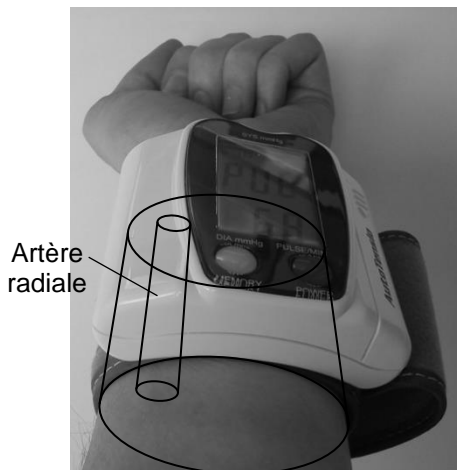


Figure 6 : compression de l'artère radiale



Figure 7 : coque 4b

Le **DT3** décrit la constitution du brassard gonflable et sa déformation lors du gonflage de la poche. On s'intéresse plus particulièrement ici à la déformation de la coque **4b** située à l'intérieur du brassard (figure 7).

Le choix du matériau de la coque est ici prépondérant. Ainsi, il est essentiel que le matériau de la coque soit suffisamment élastique pour supporter la déformation lors de l'enfilage du brassard. De plus, le volume de la poche gonflée dépend de la rigidité de la coque. En effet, si la coque est très rigide la pression dans la poche déformera peu la coque et le volume de la poche sera faible. Inversement, si la coque est très déformable, la pression dans la poche va écarter la coque du poignet et la poche se gonflera pour occuper cet espace.

Le volume de la poche doit être connu pour deux raisons. Premièrement, cette donnée permet de choisir la taille et le matériau de la poche : celle-ci doit pouvoir se gonfler suffisamment. Deuxièmement, le temps de gonflage de la poche (imposé par le cahier des charges) dépend du volume de celle-ci.

Afin de stopper la circulation sanguine dans l'artère radiale, le brassard doit être gonflé à une pression de $1,250 \cdot 10^5$ Pa correspondant à une surpression de 180 mmHg.

3.1 Choix de la famille de matériaux

La conception du brassard et le choix du matériau de la coque du brassard sont guidés par la déformation engendrée par le gonflage de la poche.

En effet, la coque doit permettre une déformation élastique suffisante pour permettre l'enfilage du brassard tout en ne subissant pas d'endommagement à cause de la pression exercée par la poche gonflable.

Quand un matériau est soumis à une contrainte, il se déforme élastiquement puis éventuellement plastiquement jusqu'à la rupture.

La déformation limite dans le domaine élastique est donnée par la relation suivante :

$$\varepsilon_f = \frac{C \cdot K_{IC}}{\sqrt{\pi} \cdot a_c \cdot E} \quad (1)$$

Avec : ε_f déformation limite en % ;
 E module de Young en MPa ;
 K_{IC} ténacité en $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$;
 a_c longueur de la plus grande fissure contenue dans le matériau en m ;
 C constante dépendant de la géométrie qui vaut généralement $1 \text{ m}^{1/2}$.

Les meilleurs matériaux pour la conception de la coque limitée par la déformation sont ceux qui ont les plus grandes valeurs de l'indice de performance M_1 (défini ci-après) afin de maximiser la déformation sans risquer l'endommagement.

$$M_1 = \frac{K_{IC}}{E} \quad (2)$$

Un diagramme d'Ashby permettant le choix du meilleur matériau vis-à-vis du critère M_1 est proposé sur le **DR3** qui détaille son utilisation.

Les matériaux ayant un module de Young inférieur à $E_{limite} = 0,4 \text{ GPa}$ sont écartés car leur rigidité est trop faible.

Q4. Tracer sur le **DR3** la droite du module de Young limite E_{limite} . **Identifier** la famille de matériaux (parmi les polymères techniques, les alliages techniques, les céramiques poreuses...) la plus performante vis-à-vis du critère M_1 . Pour cela, **tracer** la droite oblique correspondant à la plus grande valeur de M_1 possible pour les matériaux envisageables de la coque. **Préciser** le nom du meilleur matériau dans cette famille, puis **justifier** la réponse en donnant la valeur de M_1 pour le matériau choisi.

Des considérations économiques orientent le choix vers des matériaux non métalliques. Ainsi les polymères sont privilégiés. Afin de respecter la fonction FS2, il convient de réduire la masse de la coque. Pour cela, il s'agit de maximiser l'indice de performance suivant :

$$M_2 = \frac{E}{\rho} \quad (3)$$

Avec : ρ masse volumique en $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$;
 E module de Young en MPa.

Q5. Identifier sur le **DR4** le ou les polymères techniques les plus adaptés à la maximisation du critère M_2 . Pour cela, commencer par **tracer** la droite d'iso-valeur $M_2 = 1 \text{ MPa} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^3$ à partir des points d'abscisses 500 et 5000 $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$. **Tracer** ensuite la droite parallèle correspondant à la plus grande valeur de M_2 possible pour les matériaux envisageables. **Préciser** le matériau finalement retenu.

3.2 Validation du matériau

Pour enfileur le brassard il faut un matériau déformable et léger. Quelles que soient les conclusions des questions précédentes, pour des raisons de coût et de facilité de mise en œuvre, le matériau finalement choisi appartient à la famille des PEBD, le PE40.

Afin de valider le matériau et la géométrie (notamment l'épaisseur de la coque), un calcul par éléments finis réalisé avec un logiciel de modélisation volumique est mené (voir **DT4**). On considère un poignet moyen d'une circonférence de 17 cm.

Les conditions aux limites choisies pour cette étude sont les suivantes :

- les cinq ilots de la face supérieure sont considérés fixes ;
- un déplacement de 24 mm de l'arête extérieure de la coque est imposé (par l'intermédiaire d'un contact avec une pièce intermédiaire simulant le poignet) pour modéliser l'écartement du brassard autour du poignet ;
- une surpression de $1,250 \cdot 10^5$ Pa est imposée sur la face intérieure de la coque pour modéliser l'action de la poche gonflable.

Le **DT4** présente les résultats de la simulation ainsi qu'une photographie de la coque réelle après plusieurs cycles d'utilisation du tensiomètre où des zones blanches sont apparues.

Q6. Analyser les résultats de la simulation en traitant les points suivants :

- **comparer** la contrainte maximale donnée par la simulation par rapport aux caractéristiques du matériau choisi (voir **DT4**) et conclure quant à la tenue de la pièce ;
- **expliquer** le phénomène observé sur la photographie par rapport aux résultats de la simulation ;
- **proposer** d'éventuelles modifications de conception.

4 Étude de la phase de gonflage

Objectifs de cette partie :

- **comprendre** le fonctionnement du compresseur ;
- **valider** le choix du compresseur permettant de gonfler la poche dans le temps imparti.

Nous avons vu qu'une surpression de $1,250 \cdot 10^5$ Pa sur l'artère radiale est nécessaire pour couper le flux sanguin et procéder à la mesure de la pression artérielle. Le choix d'un brassard gonflable ayant été effectué, on s'intéresse dans cette partie au compresseur qui permet de gonfler la poche.

Dans cette partie, le numéro des pièces fait référence au **DT5**.

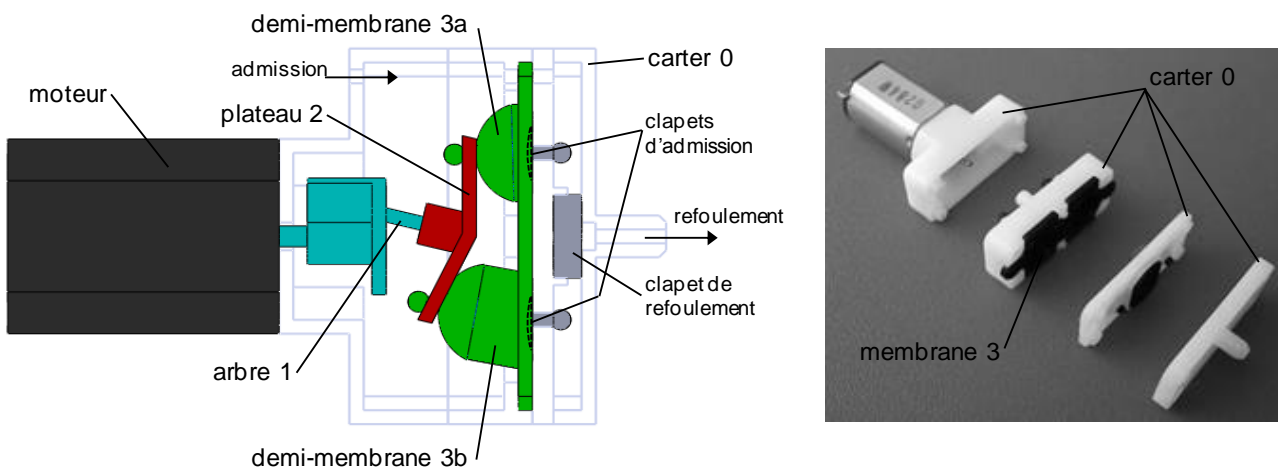


Figure 8 : compresseur KPM-14A-3A2

Le compresseur KPM-14A-3A2 est le composant qui, à lui seul, réunit les énergies en présence (figure 8).

Le fonctionnement du compresseur est résumé sur la vue synoptique suivante :

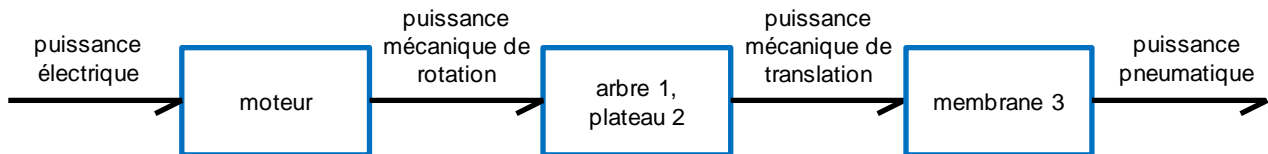


Figure 9 : vue synoptique du fonctionnement du compresseur

Une représentation schématique du compresseur est donnée sur le **DT5**.

θ représente l'angle entre l'arbre moteur **1** et le bâti dans le plan (\vec{y}, \vec{z}) .

On remarque que les positions extrêmes des deux demi-membranes sont obtenues pour une variation de θ de 0 à π . En un tour, chaque demi-membrane est donc vidée une fois.

Le principe de fonctionnement est le suivant. Les piles fournissent de l'énergie à un moteur électrique. Ce dernier entraîne en rotation un arbre incliné **1** qui engendre un mouvement complexe du plateau **2** (voir **DT5**). Le mouvement du plateau entraîne un mouvement de va et vient des deux demi-membranes **3a** et **3b**. Lorsqu'une demi-membrane est étirée (voir **DT5**), de l'air extérieur, à la pression atmosphérique, est aspiré. Lorsque cette demi-membrane est comprimée, la pression de l'air à l'intérieur augmente. Quand celle-ci atteint le niveau de pression régnant dans la poche, le clapet de refoulement s'ouvre et l'air est transvasé. Le volume dans la poche augmente ainsi, petit à petit, à chaque tour de l'arbre moteur.

Q7. Donner l'expression de l'écrasement de la membrane **3** noté $\Delta\lambda$ (voir **DT5**) en fonction des paramètres géométriques du mécanisme. **Réaliser** l'application numérique.

En première approximation, le volume d'air transvasé par une demi-membrane peut être assimilé à celui d'un cylindre de diamètre $d = 5$ mm et de hauteur $\Delta\lambda$.

Q8. Calculer la vitesse de rotation N en $\text{tr} \cdot \text{min}^{-1}$ de l'arbre moteur **1** pour assurer un débit D_V de $1\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$.

Une modélisation volumique du compresseur a été réalisée afin de calculer le couple moteur C_m nécessaire au déplacement des membranes lorsque celles-ci sont soumises à la pression de l'air.

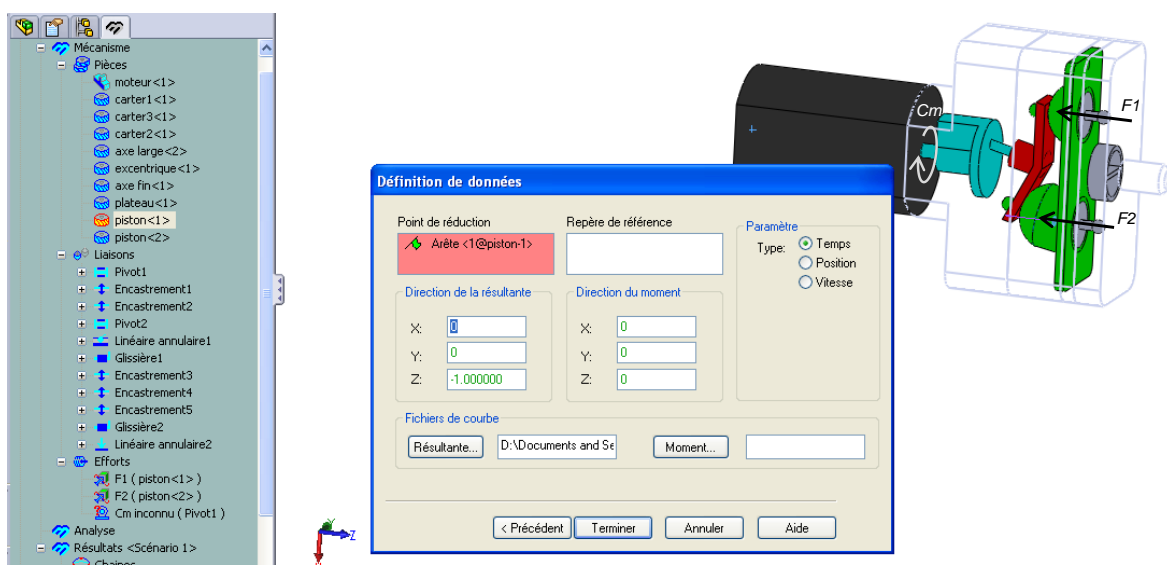


Figure 10 : définition des efforts F_1 et F_2 dans un logiciel de simulation

Les efforts $F1$ et $F2$ définis figure 10, proviennent de la surpression dans les membranes par rapport à la pression atmosphérique et sont issus de modèles thermodynamiques. Leurs évolutions sont entrées dans le logiciel de simulation. Leur intensité dépend de la pression régnant dans la poche. Dans le cycle considéré pour la simulation, la surpression est de 67600 Pa.

La figure 11 superpose le tracé du couple moteur C_m calculé par le logiciel, à l'évolution de ces efforts $F1$ et $F2$, en fonction de l'angle de rotation du moteur.

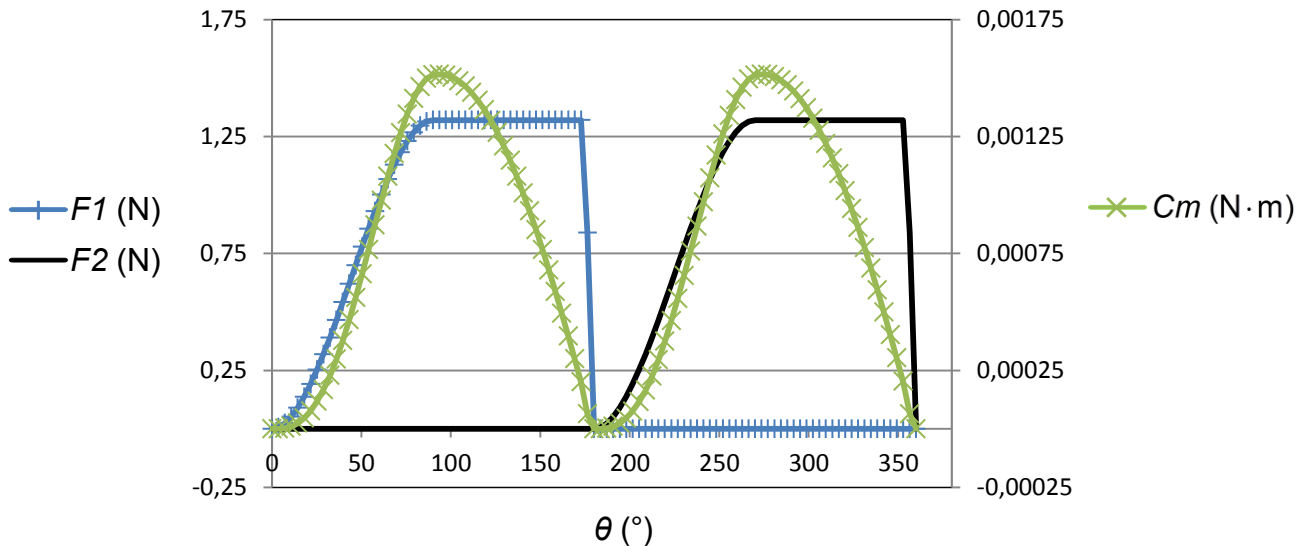


Figure 11 : évolution de $F1$, $F2$ et C_m en fonction de θ (résultat de simulation)

Q9. À partir du cycle de fonctionnement du compresseur du **DT5**, **expliquer** la présence de trois phases distinctes sur chaque courbe d'effort et **distinguer** clairement ces trois phases pour la courbe $F2$ en précisant les domaines angulaires concernés. Connaissant la valeur de la surpression, **vérifier** la valeur numérique maximale de l'effort.

Q10. À partir des questions précédentes, **choisir** parmi les moteurs proposés sur le **DT6** un moteur adapté à l'application. **Justifier** le résultat en considérant la vitesse de rotation, le couple et la puissance dans les conditions d'efficacité maximale et de calage du moteur.

5 Autonomie du système

Objectif de cette partie : vérifier l'autonomie du système.

Le tensiomètre est alimenté par deux piles alcalines LR6-AA 1,5 V dont les caractéristiques sont données sur le **DT7**.

La fonction de service « être alimenté en énergie » prévoit une autonomie de 200 mesures.

Q11. À l'aide du relevé de l'intensité absorbée par le tensiomètre lors d'une mesure présenté sur le **DT8**, et de la méthode de calcul présentée ci-après, **déterminer** la durée t_m de la mesure de la pression artérielle ainsi que la valeur de l'intensité moyenne du courant $\langle I \rangle$.

Exemple de calcul d'une valeur moyenne :

Soit le signal $X(t)$ suivant :

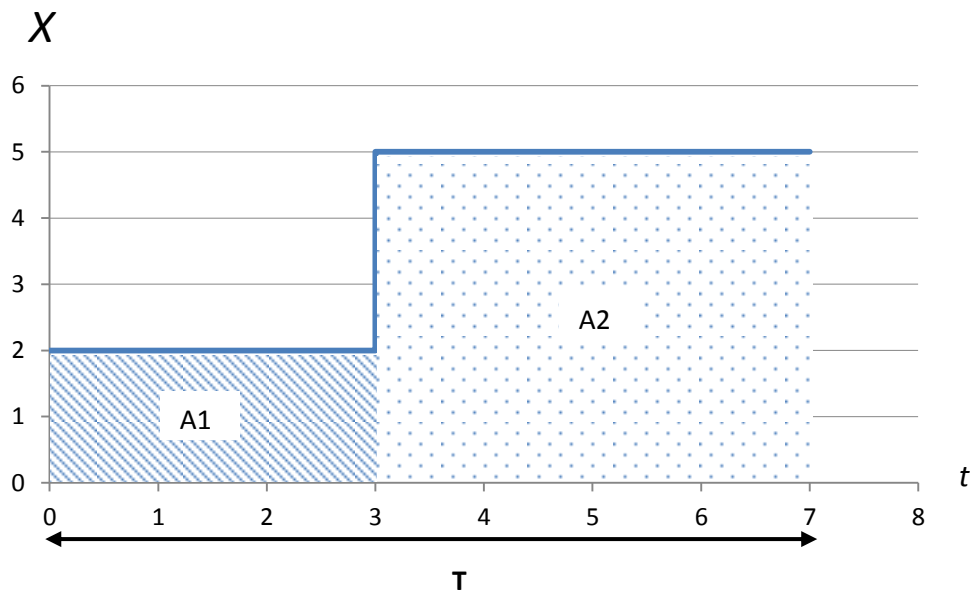


Figure 12 : calcul d'une valeur moyenne

La valeur moyenne d'une fonction $X(t)$, sur un intervalle de temps T vaut :

$$\langle X \rangle = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T X(t) \cdot dt$$

$$\langle X \rangle = \frac{1}{T} \cdot \text{aire comprise entre la courbe et l'axe des abscisses}$$

$$\langle X \rangle = \frac{1}{T} \cdot (A1 + A2)$$

Q12. Calculer la capacité Q en mA·h nécessaire pour assurer une mesure.

Q13. Conclure sur le choix des piles vis-à-vis du cahier des charges.

Q14. Proposer une explication de l'écart important entre la capacité nécessaire pour assurer les 200 mesures et la capacité réelle des piles utilisées.

6 Validation des solutions techniques concernant la commande et le traitement des informations

Objectif de cette partie : analyser la solution permettant la mesure de pression et **valider** le fonctionnement séquentiel.

6.1 Mesure de la pression dans le brassard

La pression dans la poche du brassard, grandeur essentielle du système, est mesurée par un capteur de pression capacitif (voir **DT1**). Ce capteur de pression est constitué de deux parties :

- une armature fixe métallique ;
- une armature déformable en silicium appelée membrane.

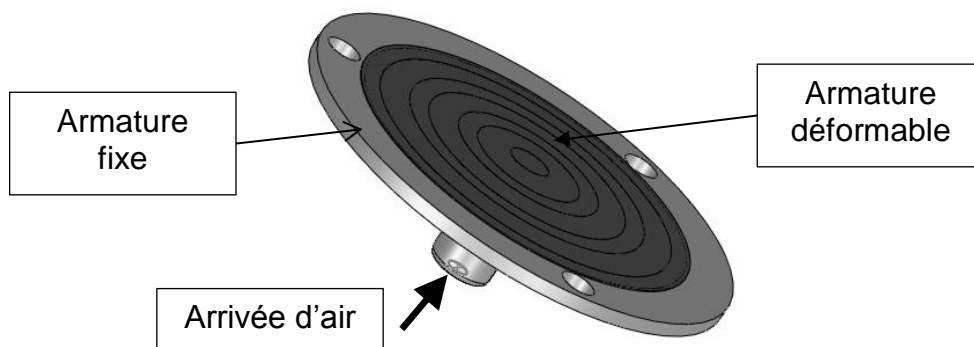


Figure 13 : vue en perspective du capteur de pression

Principe de fonctionnement : le principe du capteur de pression capacitif repose sur la variation de sa capacité en fonction de la pression appliquée. La différence de pression entraîne la variation de l'épaisseur de la couche d'air entre les armatures, d'où une variation de la capacité de la cellule. Inséré dans une chaîne d'acquisition, il permet d'obtenir une information électrique, image des déformations élastiques de la membrane, et donc de la pression.

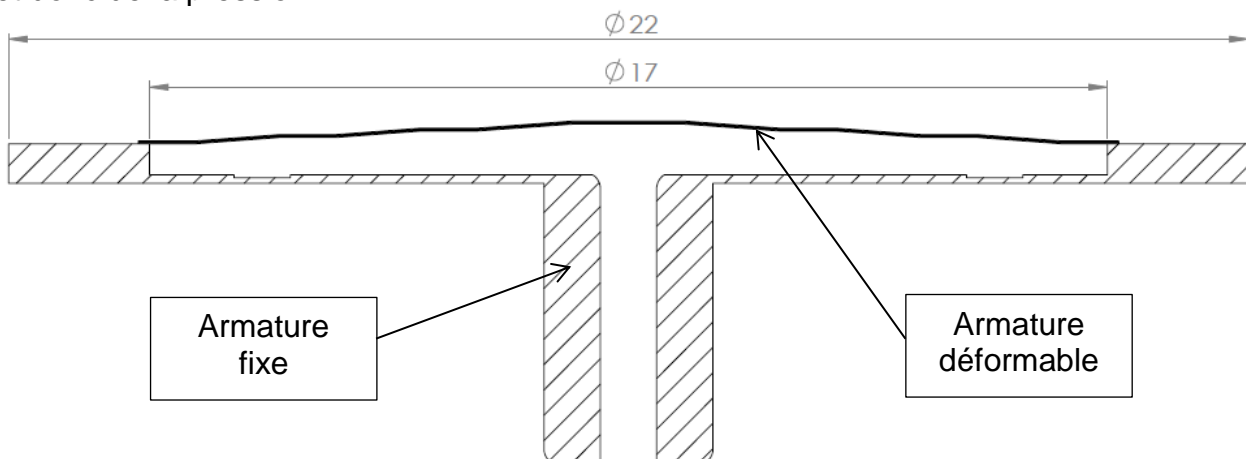


Figure 14 : section du capteur de pression en absence de pression

En l'absence de pression appliquée, la capacité intrinsèque de la cellule est celle d'un condensateur plan. Elle est donc définie par :

$$C_0 = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{A}{d}$$

avec :

- ε_0 , permittivité électrique absolue du vide, $\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$;
- $\varepsilon_r = 1$, permittivité relative de l'isolant (ici l'air), sans unité ;
- A , aire plane, en m^2 , sous la surface de l'armature déformable ;
- d , distance moyenne en m entre l'armature mobile et l'armature fixe, soit $d = 0,4 \cdot 10^{-3} \text{ m}$.

Q15. Calculer la valeur de la capacité lorsqu'aucune pression ne s'exerce sur la membrane déformable.

Q16. Indiquer pourquoi la capacité diminue quand la pression augmente.

6.2 Signal de commande du compresseur

Le compresseur, alimenté à l'aide de deux piles de 1,5 V en série soit $V_{CC} = 3 \text{ V}$, est commandé par le montage ci-dessous. Le signal *POMP* issu du microcontrôleur attaque la base du transistor nommé Q2.

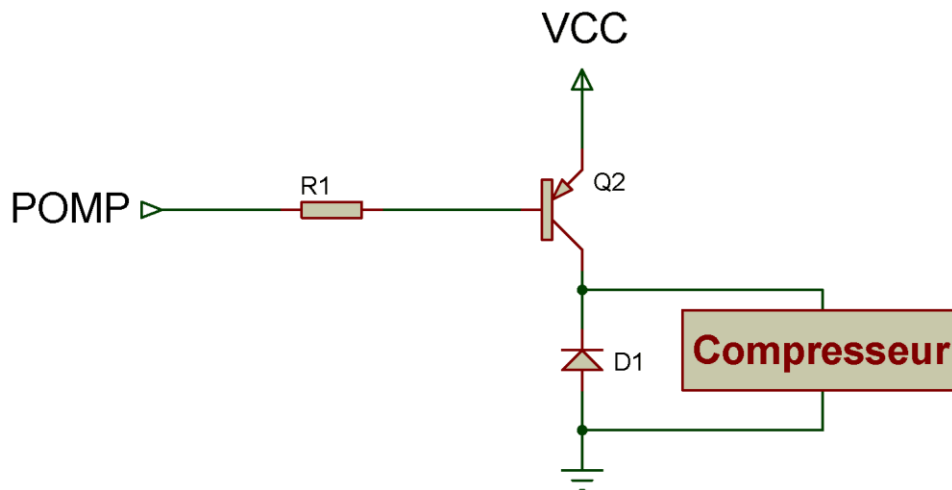


Figure 15 : schéma électrique commande du compresseur

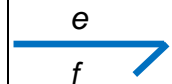
Q17. Expliquer la fonction de ce montage.

La diode D1 est une diode de roue libre. Sa tension de seuil est de 0,6 V.

Q18. Analyser puis compléter les deux signaux (état de Q2 et tension aux bornes du compresseur) illustrant la commande du compresseur sur le DR5.

6.3 Analyse structurelle

Une vue synoptique des chaînes d'énergie et d'information a été réalisée sur le DR6. Les constituants de la chaîne d'énergie sont reliés entre eux par un *lien de puissance* (demi-flèche) transportant les deux informations, effort e et flux f , dont le produit caractérise le transfert de puissance entre ces constituants. Quand on souhaite préciser les deux grandeurs précédentes sur un lien de puissance, la notation est montrée ci-contre.



Q19. Sur la vue synoptique du DR6, préciser les flux et les constituants manquants dans les zones grisées.

7 Synthèse

Objectif de cette partie : **proposer** une synthèse du travail réalisé sous la forme d'un organigramme, ainsi que quelques pistes d'amélioration du système.

7.1 Algorithme principal

Une fois le brassard enroulé autour du poignet gauche, l'appui sur le bouton POWER active le compresseur. La mise en pression se fait progressivement jusqu'à la consigne de pression *PB*. Lors du dégonflage du brassard, la diminution de la pression est assurée par l'électrovanne de décharge à vitesse contrôlée afin d'effectuer la mesure de la pression artérielle. Cette électrovanne permet le dégonflage de la poche lorsqu'elle est activée.

Les oscillations enregistrées permettent d'identifier par comparaison la pression artérielle moyenne, notée PAM. Ainsi grâce à un algorithme de calcul mettant en œuvre la méthode oscillométrique, la PAS et la PAD sont ainsi déterminées puis affichées sur l'écran. Au bout de 30 secondes, un bip sonore signale la fin de la mesure de la tension artérielle, puis, le tensiomètre est arrêté.

Q20. Compléter sur le **DR7** l'algorithme du programme principal de fonctionnement du tensiomètre. **Indiquer** les commandes de la pompe et de l'électrovanne en suivant les notations indiquées.

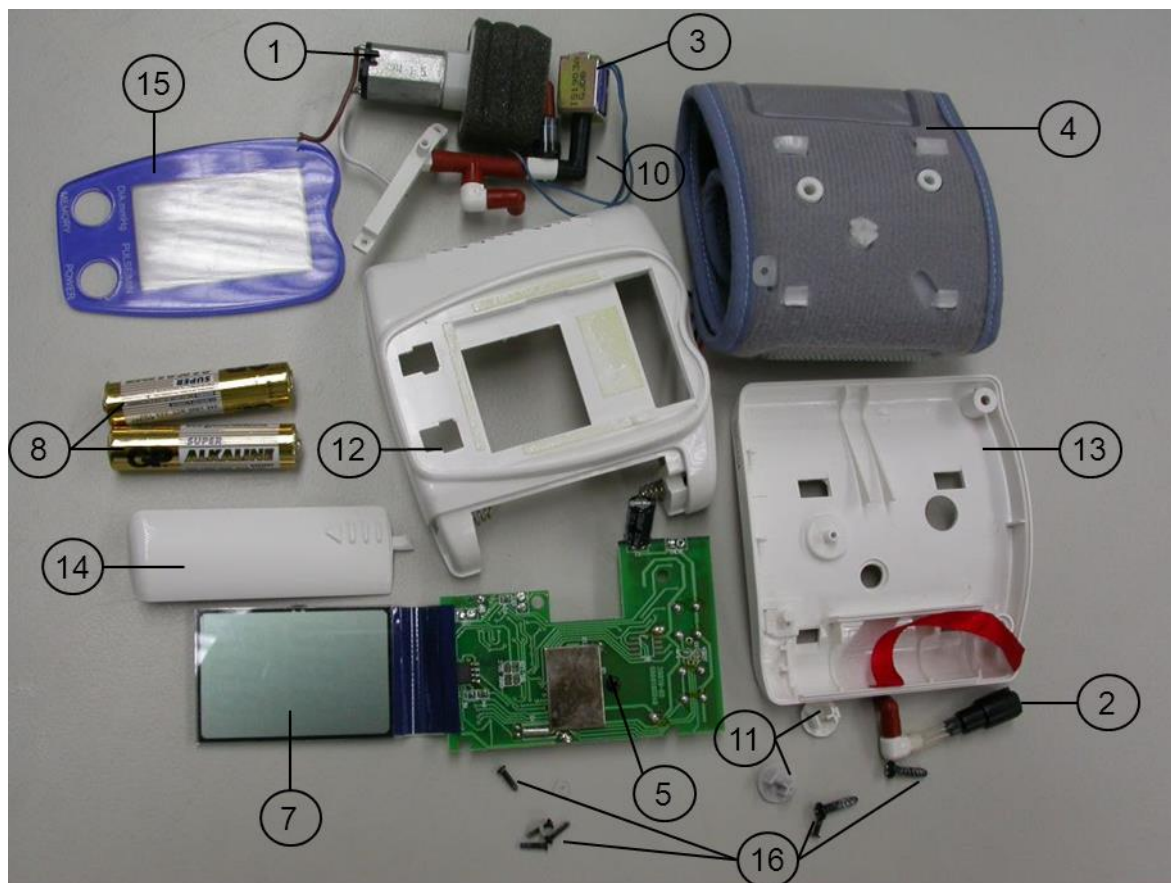
7.2 Évolution du système

Afin de répondre au mieux au besoin des utilisateurs, une étude a été menée auprès d'un échantillon de personnes. Certains aspects négatifs de cet appareil sont ressortis tel que : son poids, son encombrement et un affichage des mesures peu agréable.

La société **Spengler** qui commercialise ce tensiomètre souhaite faire évoluer son matériel.

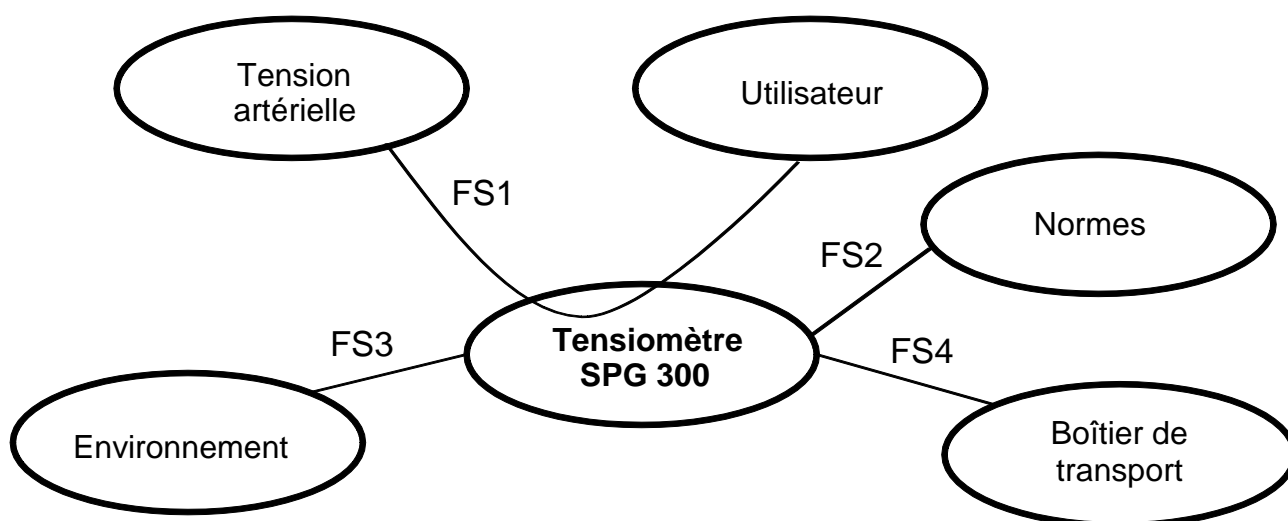
Q21. En justifiant la réponse par rapport au cahier des charges et aux différentes études conduites dans ce sujet, **proposer** des pistes d'amélioration du tensiomètre sous forme d'une rédaction de quelques lignes (cinq au maximum).

Document technique DT1 : description des composants



Désignation	Matériau	N°	Nombre
Compresseur à membrane KPM-14A-3A2		1	1
Vanne de fuite à 300 mmHg		2	1
Électrovanne de décharge : IS1903B KHPE		3	1
Brassard gonflable	PEBD	4	1
Carte électronique contenant le microcontrôleur, le buzzer et le capteur de pression capacitif		5	1
Écran LCD		7	1
Piles AA 1.5 V		8	2
Tube de circulation d'air	Silicone	10	6
Boutons	6120(ABS)	11	2
Carter supérieur	6130(ABS)	12	1
Carter inférieur	6130(ABS)	13	1
Capot piles	6120(ABS)	14	1
Vitre de protection écran		15	1
Vis d'assemblage		16	8

Document technique DT2 : cahier des charges partiel

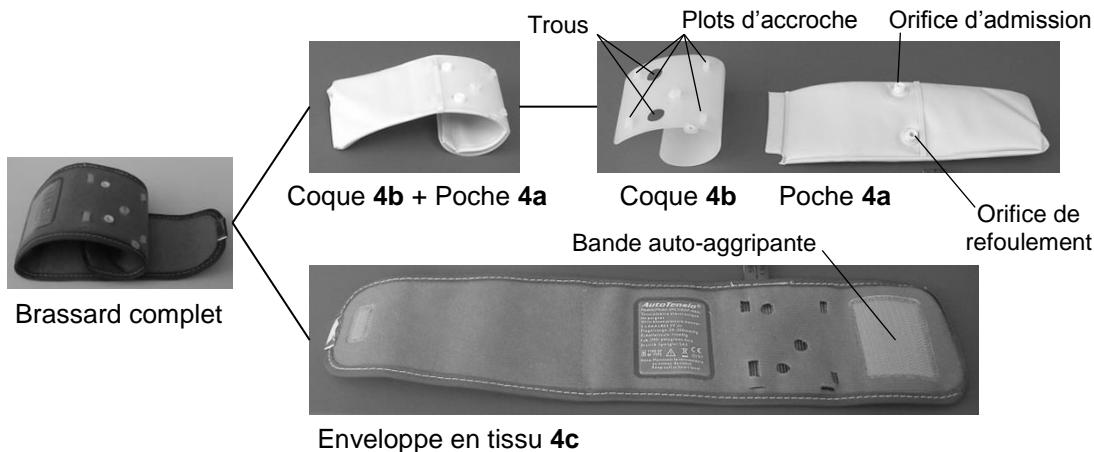


Fonctions de service	Critère	Niveau	Limite
FS1 : permettre à l'utilisateur de contrôler sa tension et de suivre son évolution sur plusieurs semaines	Temps de mesure	1,5 min	Maxi
	Temps de gonflage du brassard pour un poignet de circonférence 17 cm	4 s	Maxi
	Précision	Équivalente à la méthode auscultatoire	± 2 %
	Plage de mesure	20 mmHg	Mini
		300 mmHg	Maxi
	Circonférence du poignet	12,5 cm	Mini
		22 cm	Maxi
Méthode de mesure	Oscillométrique		
FS2 : ne pas occasionner de gêne ni de danger pour l'utilisateur	Pression dans le brassard pour couper le flux sanguin (surpression par rapport à la pression atmosphérique)	180 mmHg	± 5 mmHg
	Niveau de bruit	65 dB	Maxi
	Vidange en cas de pression supérieure à 300 mmHg	Oui	
FS3 : s'adapter à l'environnement	Respect de la norme NF EN 1060-4	Oui	
	Conditions d'utilisation : température	10 °C – 50 °C	Mini Maxi
	Conditions d'utilisation : humidité ambiante	15 % – 85 %	Mini Maxi
	Conditions de stockage : température	-10 °C – 50 °C	Mini Maxi
FS4 : être facilement transportable	Conditions de stockage : humidité ambiante	15 % – 85 %	Mini Maxi
	Masse (piles incluses)	130 g	Maxi
	Dimensions	78 x 74 x 30 mm	Maxi

Document technique DT3 : constitution du brassard gonflable

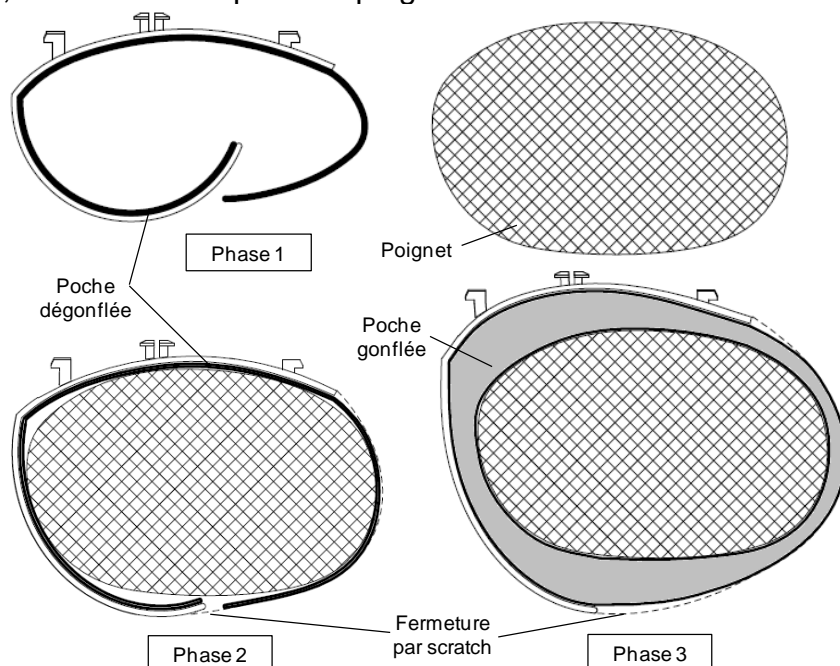
Le brassard est composé de trois éléments :

- une poche gonflable **4a** qui vient comprimer le poignet lorsque son volume augmente ;
- une coque déformable **4b** fixée au carter inférieur **13** (voir **DT1**) du tensiomètre par quatre plots d'accroche, et percée de deux trous laissant passer l'orifice d'admission en air comprimé et l'orifice de refoulement d'air de la poche gonflable **4a** ;
- une enveloppe en tissu **4c** qui contient les deux premiers éléments et que l'utilisateur fixe à son poignet grâce à une bande auto-agrippante (« scratch »).



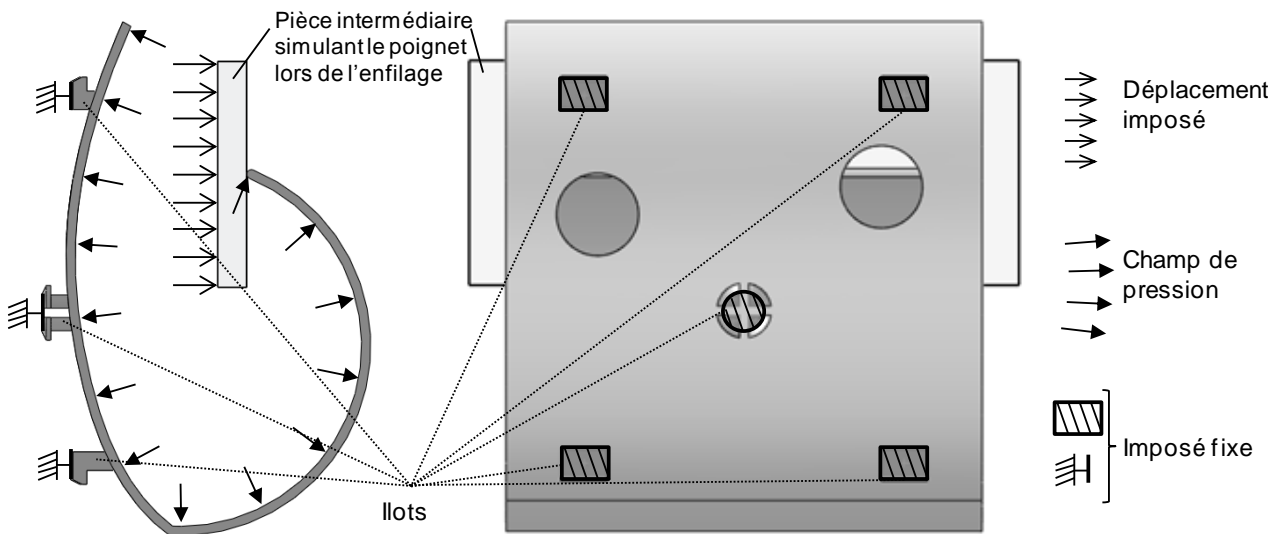
La mise en place du brassard et le gonflage de la poche se décomposent en 3 phases :

- la phase 1 montre l'appareil avant l'enfilage ;
- la phase 2 consiste à enfiler le brassard ; dans cette phase, la coque **4b** se déforme pour s'adapter au poignet ; l'enveloppe **4c** est ensuite fermée grâce au système à scratch ;
- la phase 3 consiste à gonfler la poche **4a** ; dans cette phase la coque **4b** se déforme à nouveau sous l'effet de la pression exercée par la poche **4a** ; celle-ci gonflée, entoure et comprime le poignet.



Document technique DT4 : étude de la déformation de la coque

Conditions initiales et conditions aux limites du calcul éléments finis



Résultats du calcul éléments finis

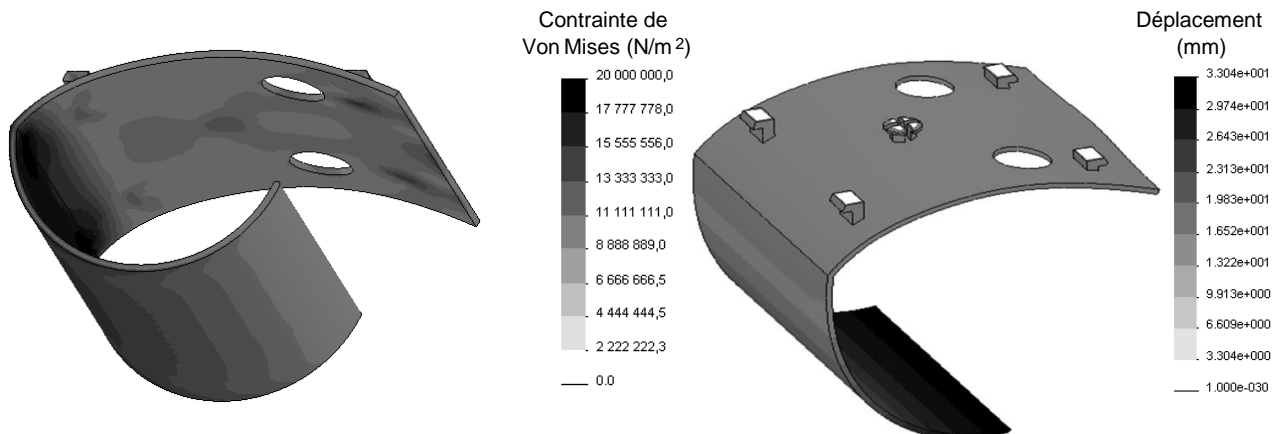
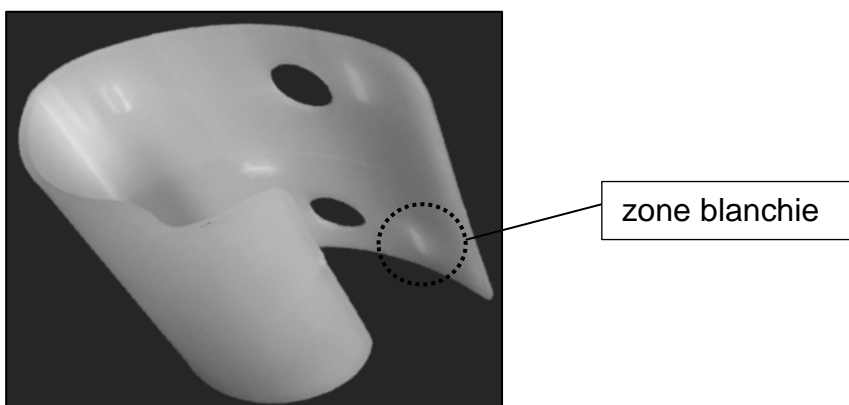


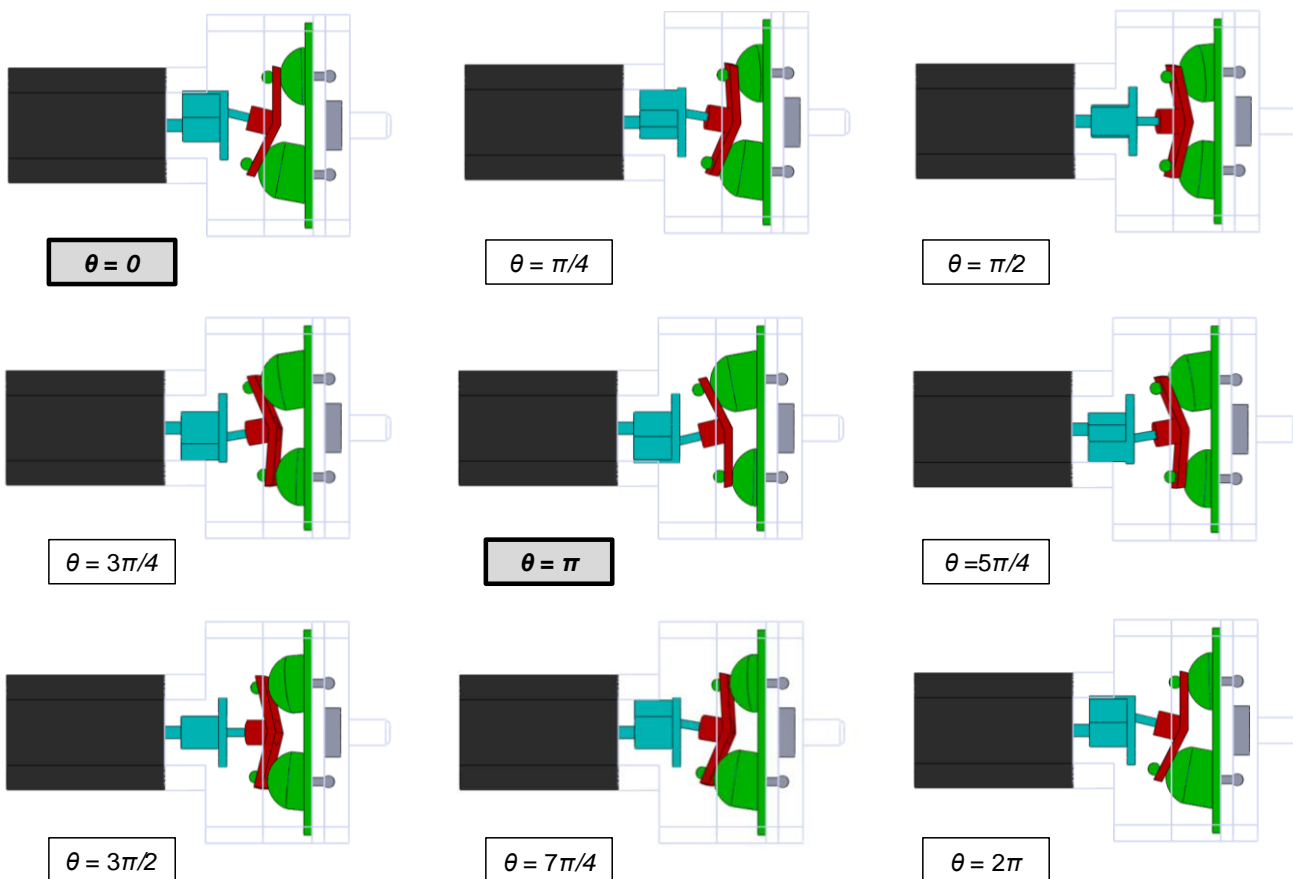
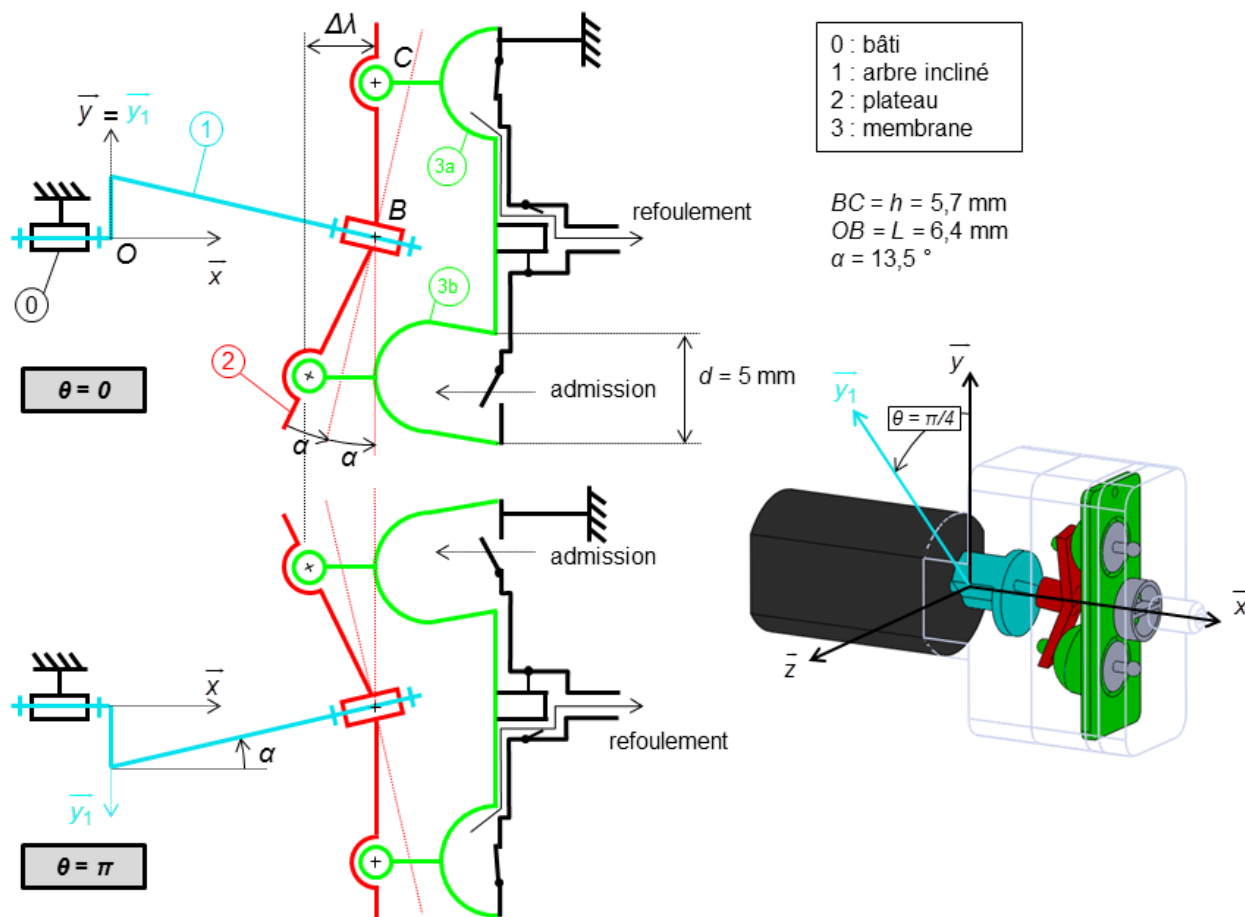
Photo de la coque après plusieurs cycles d'utilisation



Caractéristiques des matériaux envisagés pour la coque

	Densité	Résistance à la traction (MPa)	Limite d'élasticité (MPa)	Allongement à la rupture (%)	Module d'élasticité (MPa)
PE HD (PE100)	0,960	30	25	600	1500
PE BD (PE40)	0,920	25	15	400	1000

Document technique DT5 : description du compresseur à membrane KPM-14A-3A2



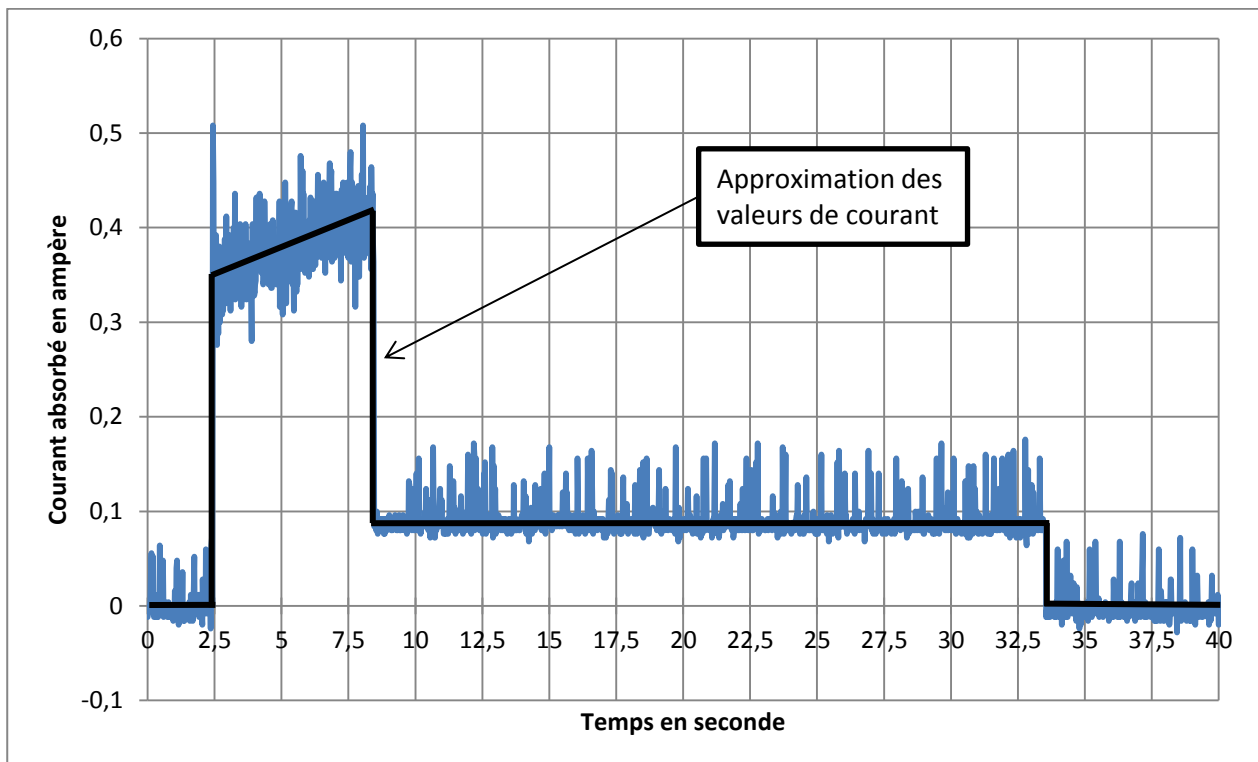
Document technique DT6 : caractéristiques des moteurs électriques

Modèle	Tension		Sans chargement		Conditions d'efficacité maximale				Calage du moteur	
	plage de fonctionnement	nominale	vitesse	courant	vitesse	courant	couple	puissance	couple	Courant
	V	V	tr · min ⁻¹	A	tr · min ⁻¹	A	mN · m	W	mN · m	A
TFF-030PA	1,0 - 6,0	2,4	4800	0,035	3400	0,094	0,23	0,08	0,86	0,28
TFF-032	2,0 - 4,0	3,0	11500	0,018	9150	0,077	0,50	2,0	2,0	1,7
MFF-1418PA	1,0 - 6,0	3,0	10600	0,05	8700	0,225	0,42	0,4	2,33	1,02
TFF-M20VA/PA	1,0 - 3,0	2,4	16800	0,056	13100	0,210	0,17	1,7	0,230	0,76

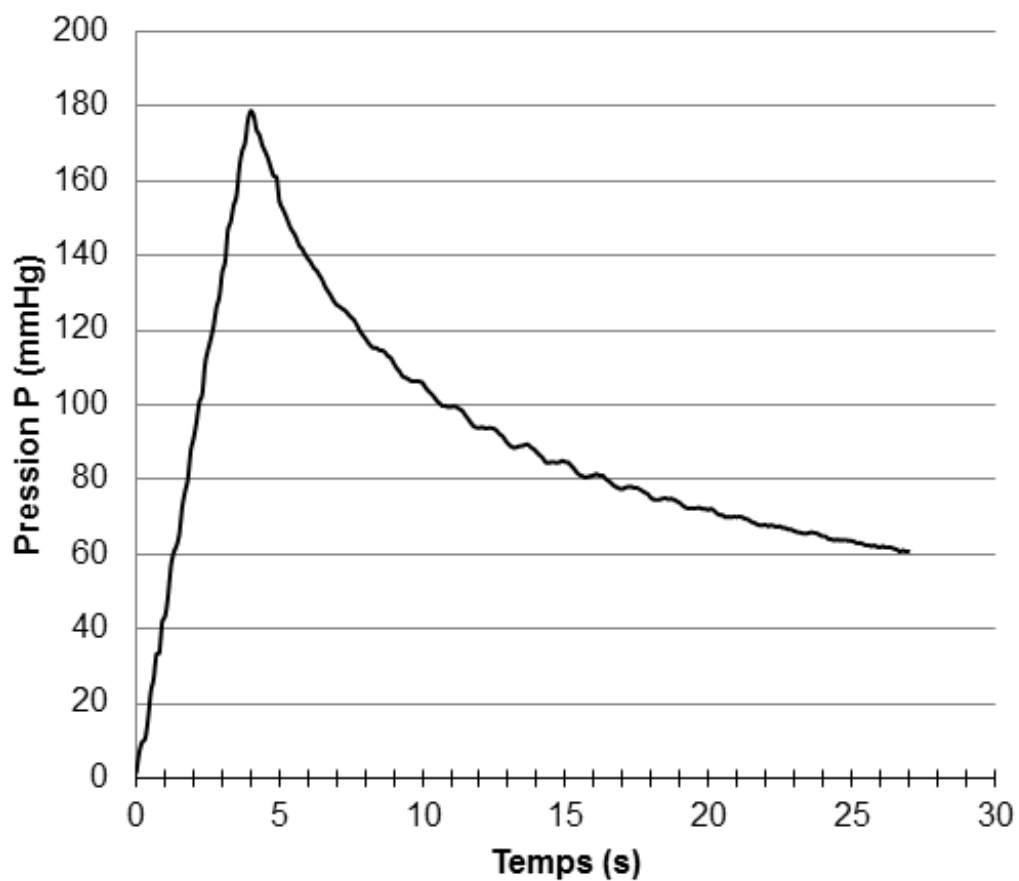
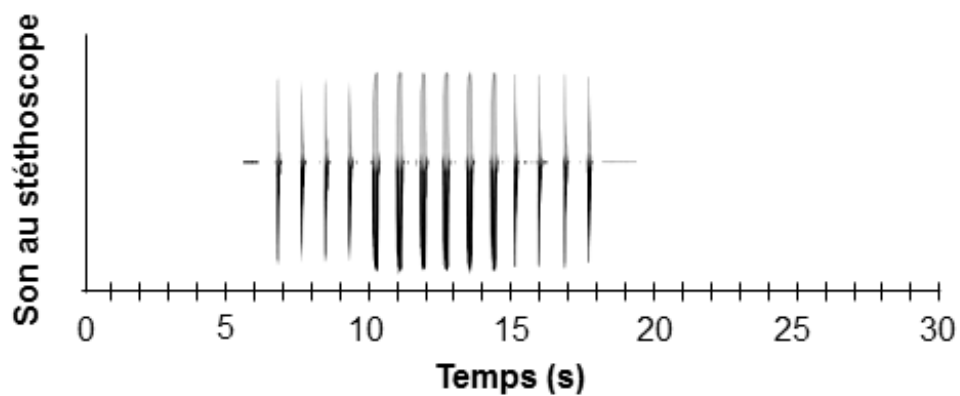
Document technique DT7 : caractéristiques des piles

Référence des piles	Tension (V)	Capacité (mA · h)	Hauteur (mm)	Diamètre (mm)	Masse (g)
Alcaline Duracell Procell	1,5	2250	50,5	14,5	23

Document technique DT8 : relevé du courant absorbé lors de la mesure de pression par le tensiomètre à l'aide d'une sonde de courant

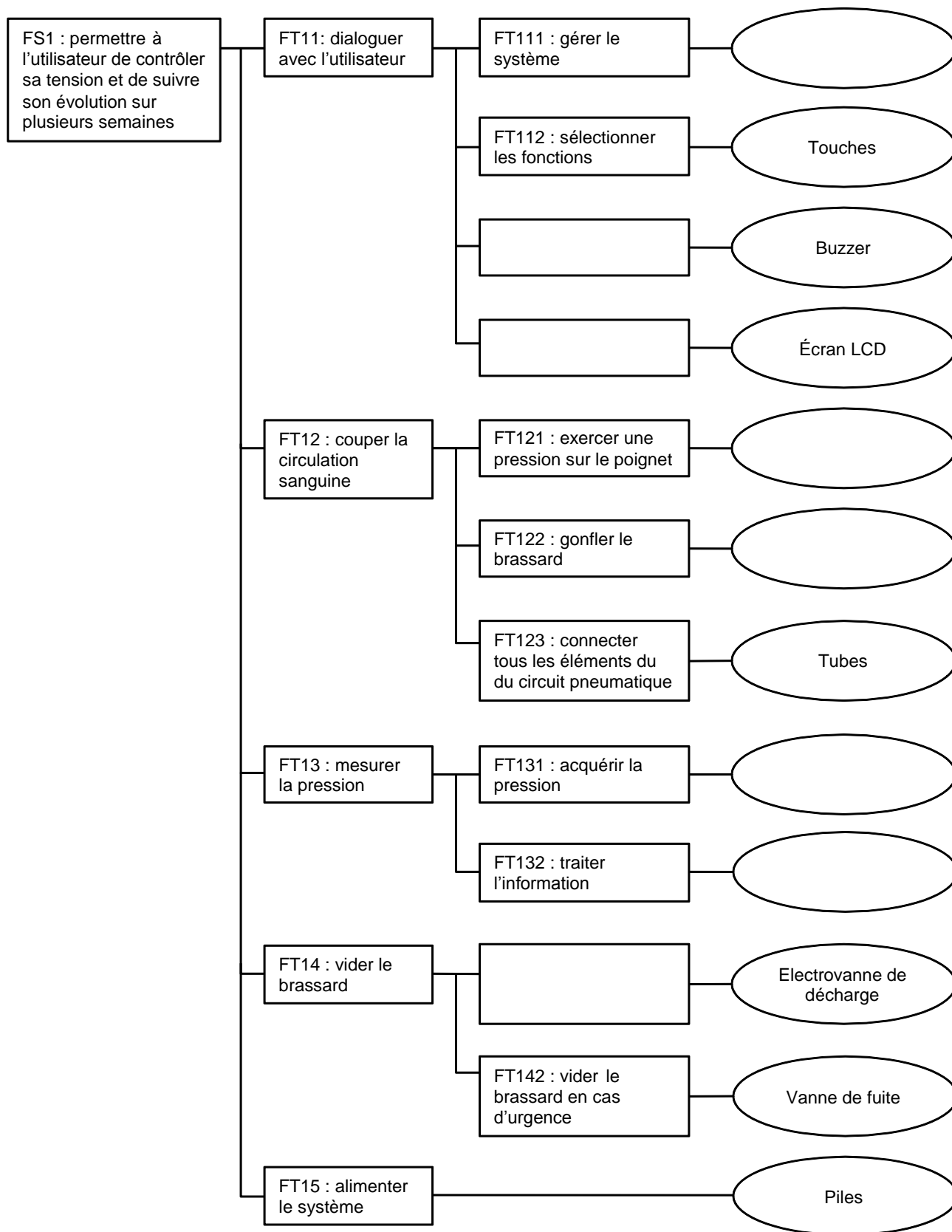


Document réponse DR1 : méthode sphygmomanométrique (utilisée par les médecins)



QUESTION 1	
PAD	<input type="text"/>
PAS	<input type="text"/>
	(à compléter)

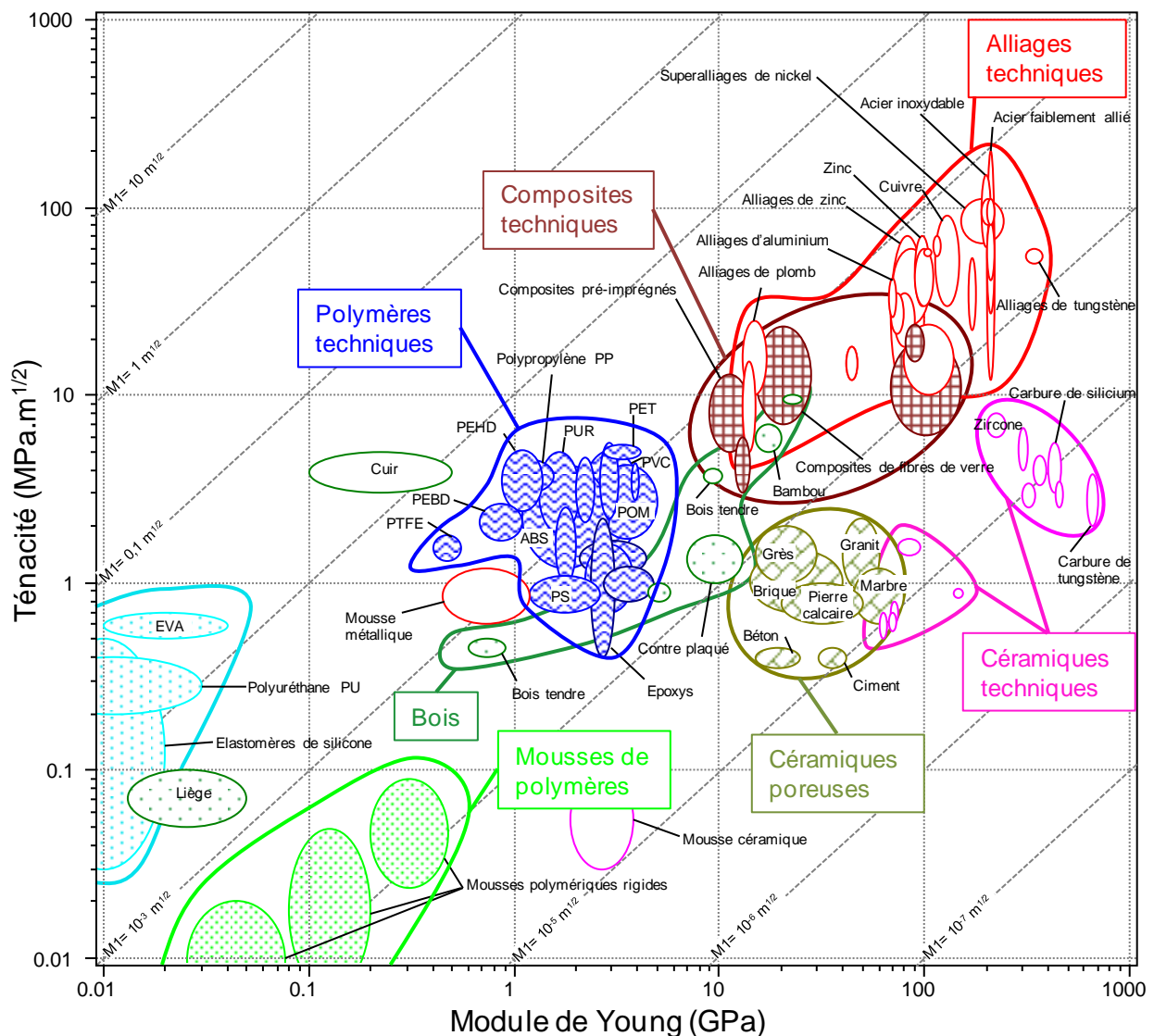
Document réponse DR2 : diagramme FAST à compléter



Document réponse DR3 : diagramme ténacité / module de Young

Le diagramme d'Ashby ci-dessous se lit de la façon suivante :

- les familles de matériaux (polymères, métaux, céramiques, etc.) sont représentées dans des bulles avec un motif particulier ;
- l'abscisse du graphe est le module de Young E en $\text{GPa} = 10^3 \text{ MPa}$;
- l'ordonnée du graphe est la ténacité K_{IC} en $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$;
- compte tenu des échelles logarithmiques en abscisse et en ordonnée, les iso-valeurs de l'indice de performance M_1 sont des droites obliques parallèles entre elles, représentées ici en pointillés ; c'est-à-dire que M_1 est constant pour les matériaux situés sur une de ces droites ; les composites pré-impregnés de la famille des composites techniques les plus performants ont un M_1 de l'ordre de $10^{-3} \text{ m}^{1/2}$.

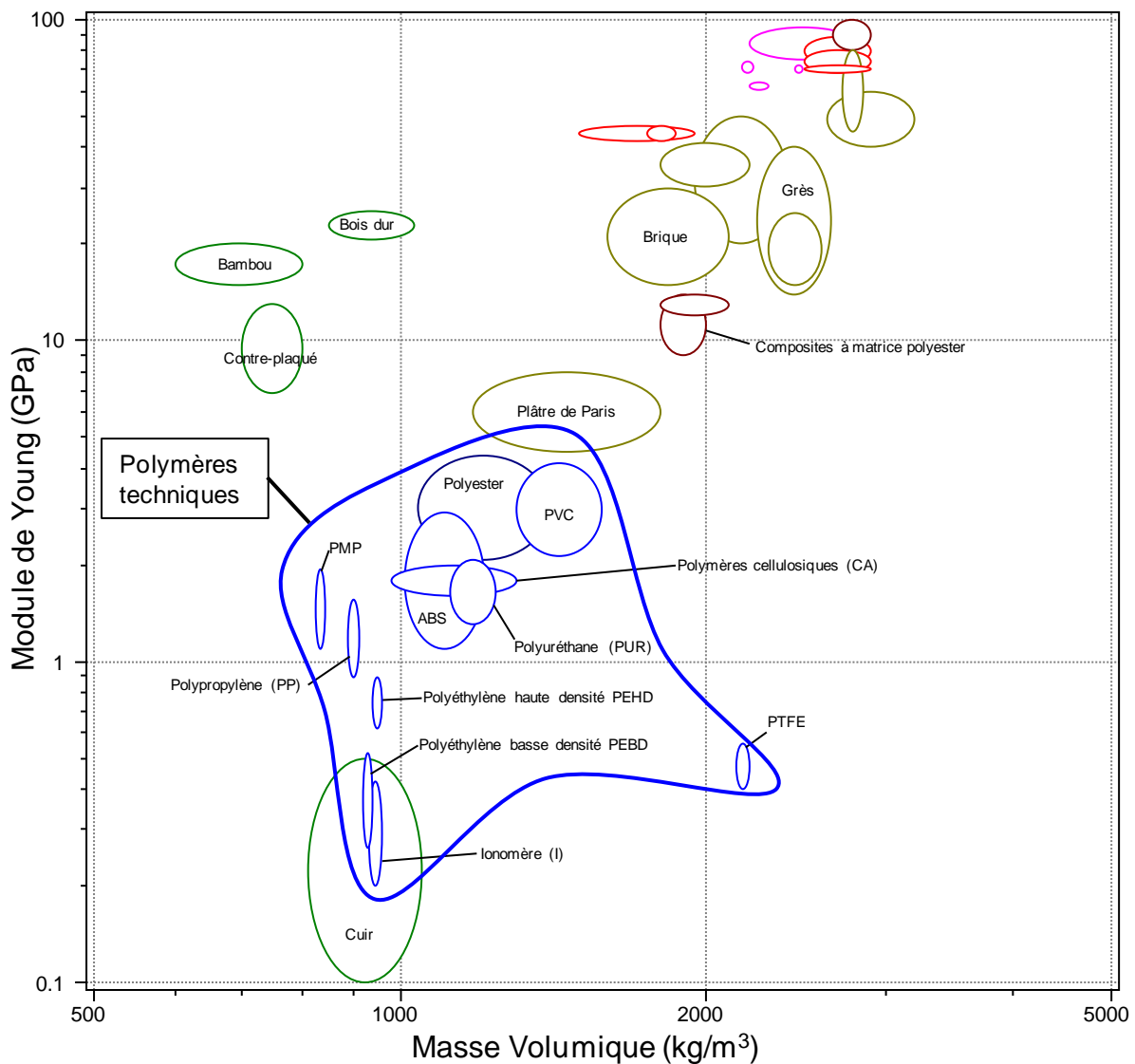


Meilleure famille de matériau :
Meilleur matériau dans la famille choisie :
$M_{1maxi} =$

Document réponse DR4 : diagramme module de Young / masse volumique

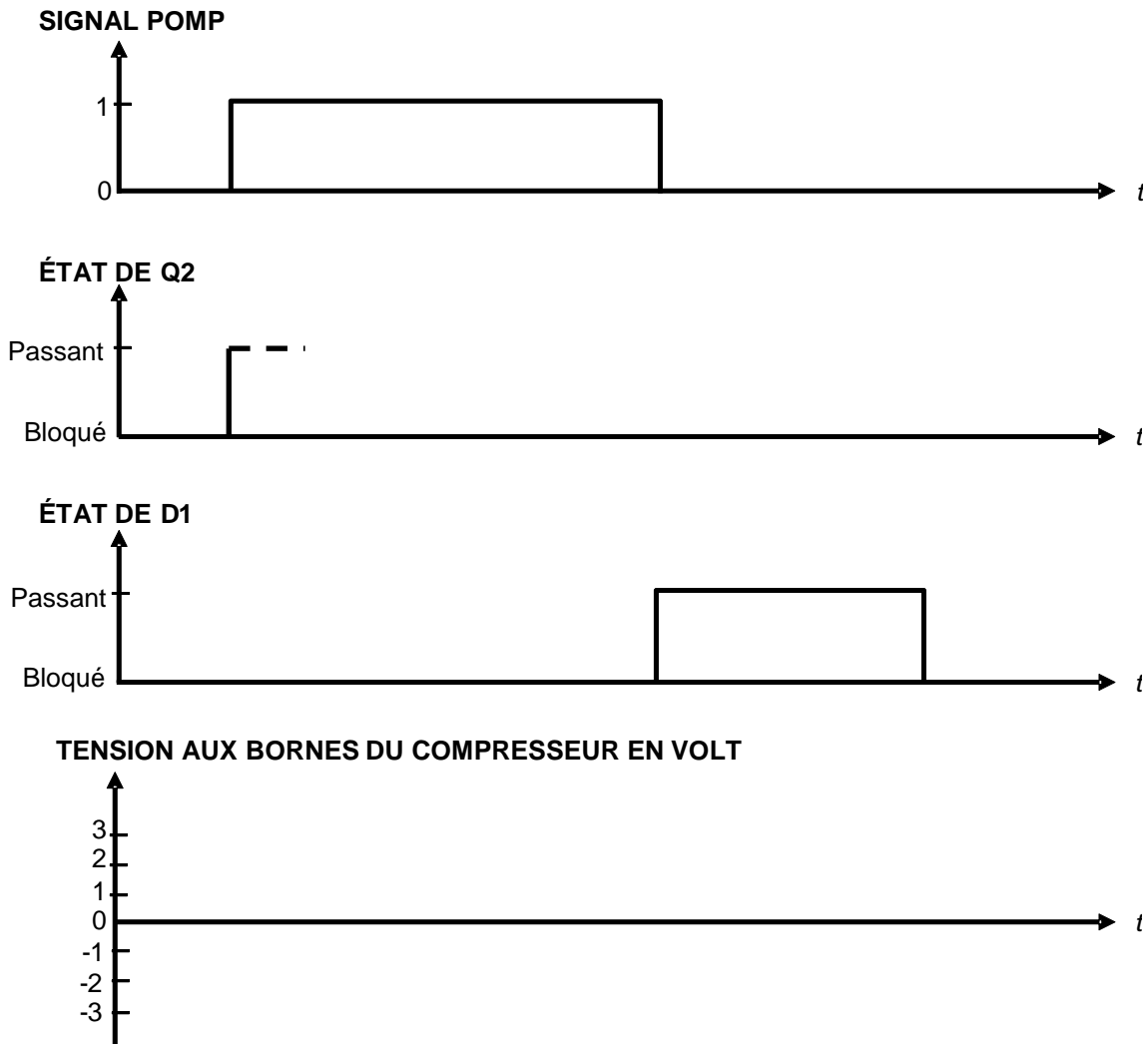
Ce diagramme d'Ashby se lit de la façon suivante :

- les familles de matériaux sont représentées dans des bulles ; on s'intéresse plus particulièrement ici aux polymères techniques ;
- l'abscisse du graphe est la masse volumique en $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$;
- l'ordonnée du graphe est le module de Young en $\text{GPa} = 10^3 \text{ MPa}$.

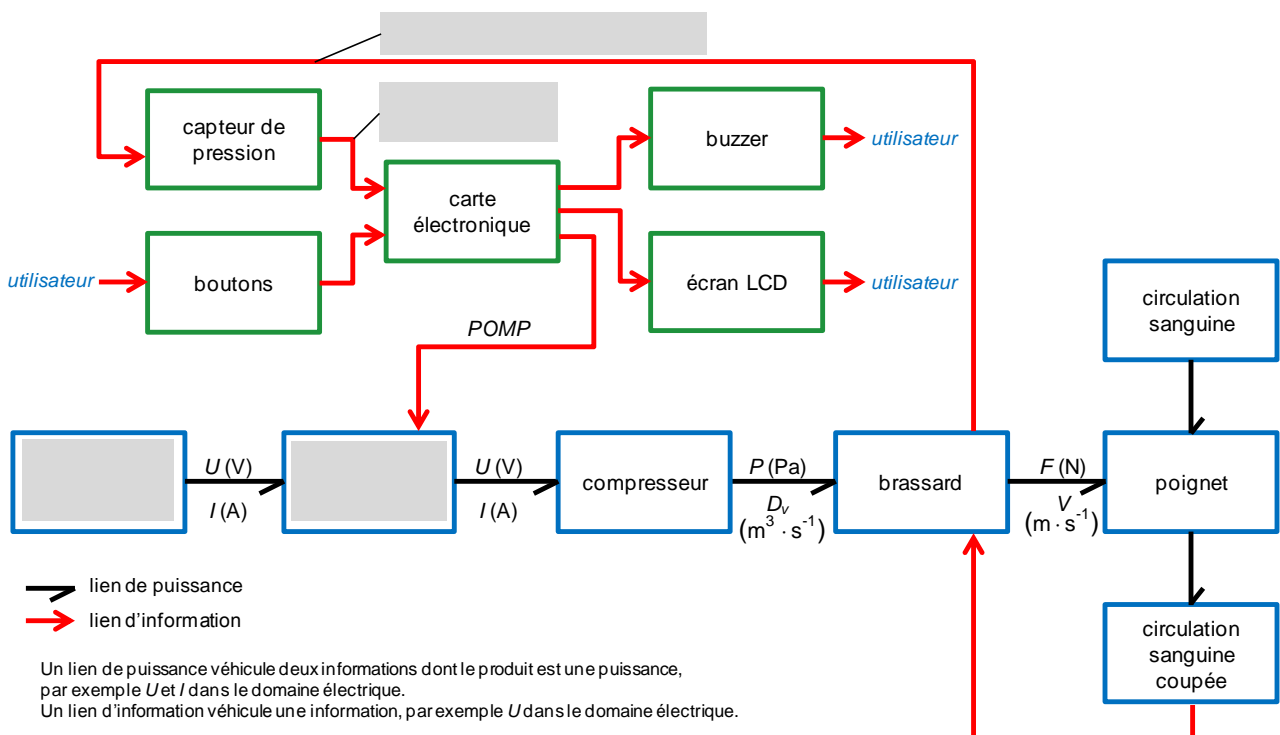


Matériau retenu :

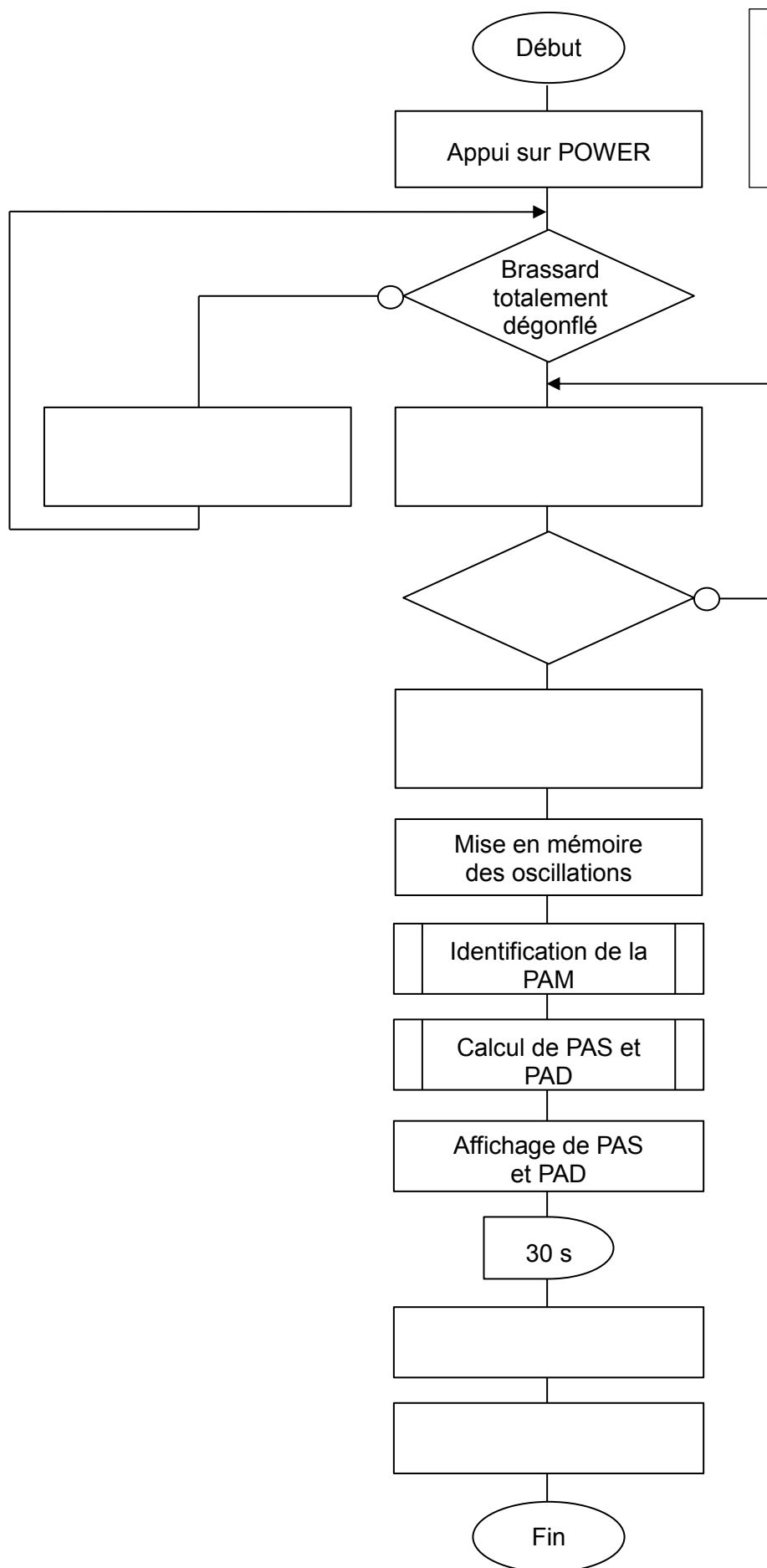
Document réponse DR5 : chronogramme illustrant la commande du compresseur



Document réponse DR6 : vue synoptique des chaînes d'énergie et d'information



Document réponse DR7 : algorithme principal

**Notations à utiliser :****POMP ON** : activation pompe**POMP OFF** : désactivation pompe**EV ON** : activation électrovanne**EV OFF** : désactivation électrovanne**PB** : consigne de pression