

LES CIRCUITS D'ANESTHESIE

B. Bally, Y. Pra, Département d'Anesthésie-Réanimation 1, C.H.U. de Grenoble, B.P. 217, 38043 Grenoble cedex 09.

INTRODUCTION

Les circuits (ou systèmes) d'anesthésie sont des dispositifs qui intercalés entre le système d'alimentation en gaz frais et le système antipollution permettent d'administrer un mélange gazeux anesthésique à un patient (Figure 1). Ces circuits permettent l'apport d'oxygène, de gaz et de vapeurs anesthésiques ainsi que la ventilation spontanée, assistée et contrôlée, manuelle ou automatique [1].

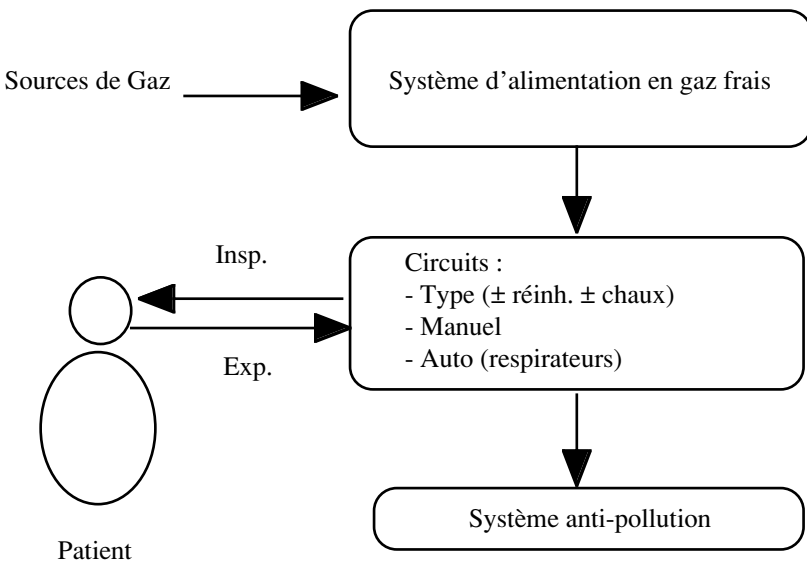


Figure 1 : Système anesthésique

Trois types de circuits peuvent ainsi être recensés :

- 1-circuits sans réinhalation de gaz expirés ;
- 2-circuits avec réinhalation et sans absorption du CO_2 ;
- 3-circuits avec réinhalation et absorption du CO_2 .

1. CIRCUITS SANS REINHALATION DE GAZ EXPIRES

Ce sont des montages très simples. Ils comportent une valve de non-réinhalation (valve NR) reliée à un ballon souple et une entrée de gaz frais soit à l'autre extrémité du ballon, soit à la jonction ballon-valve. Les mouvements du ballon, alimenté directement en gaz frais, ne sont pas le reflet exact du volume courant pris par le patient (Figure 2)

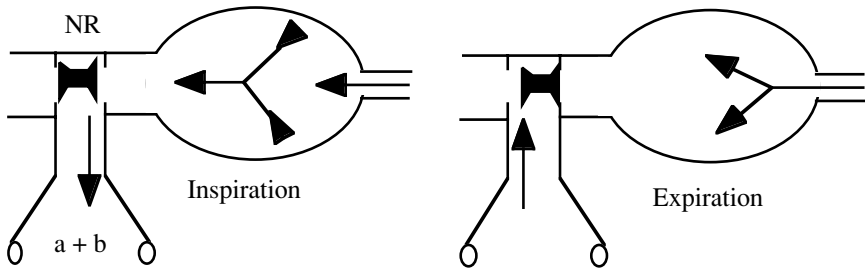


Figure 2 : Circuit sans réinhalation

On peut améliorer ce type de circuit en ajoutant un tuyau annelé entre la valve NR et le ballon et une valve d'échappement (soit incluse dans la valve NR, soit entre valve NR et ballon) pour éviter les accidents d'hyperpression (blocage de la valve en insufflation par excès de gaz frais). Le monitoring de la FiO_2 et des gaz anesthésiques est réalisé en plaçant le capteur entre la source de gaz frais et le ballon.

L'analyse de la FeCO_2 nécessite de placer le capteur dans la branche inspiratoire de la valve, entre valve et filtre antibactérien.

Cet ensemble «valve-tuyau-filtre-capteur» peut être un peu volumineux et difficile à manier ou à maintenir connecté, surtout en cas de pression d'insufflation élevée ou de patient obèse.

Ce circuit existe avec ballon auto gonflable (Figure 3). Il dispense d'une pression d'alimentation en gaz frais, et comporte une entrée d'air ambiant. Cette entrée perturbe le fonctionnement du circuit si on l'utilise pour administrer un mélange anesthésique type O_2 - N_2O - halogéné : le volume d'air entrant dans le circuit est difficile à estimer et vient diluer le mélange. On obtient une FiO_2 variable et imprévisible, idem pour le taux de gaz anesthésique.

Pour éviter ce phénomène, les ballons auto gonflables sont équipés d'un réservoir de gaz fixé sur l'entrée d'air. Ce peut être un simple tuyau annelé, ouvert à ses deux extrémités comme sur les ballons Ambu enfant. Ce tuyau annelé est indispensable pour obtenir une FiO_2 élevée dans la branche inspiratoire de la valve NR (Figure 3). On utilise aussi comme réservoir des poches souples munies de deux valves, une d'échappement et une d'entrée auxiliaire d'air ambiant (système Laerdal).

L'avantage de ces circuits (outre la simplicité, la légèreté et le faible coût des composants), est la composition constante et connue du mélange inhalé, du fait de l'absence de mélange des gaz frais et des gaz expirés. Leur inconvénient principal est la forte

consommation de gaz anesthésiques et médicaux (débit de gaz frais supérieur à la ventilation minute du patient) [2].

Les valves NR comportent trois orifices :

1-un orifice inspiratoire ;

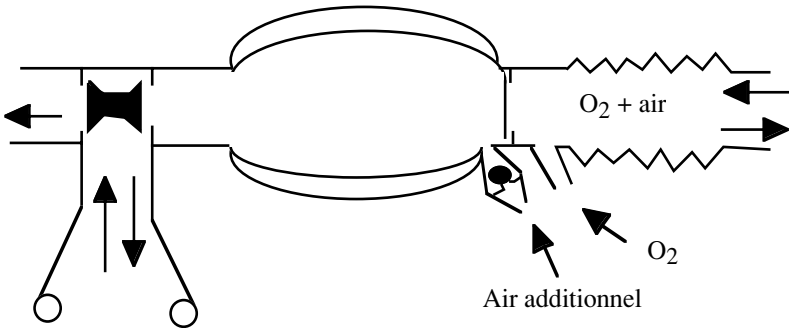


Figure 3 : Circuit sans réinhalation autogonflable avec tuyau annelé

2-un orifice expiratoire ;

3-un orifice patient, (expiratoire et inspiratoire), formant l'espace mort de la valve.

Elles comportent deux clapets mis en mouvement par gradient de pression. Ils imposent un sens à la circulation des gaz anesthésiques : ballon → patient → air extérieur.

Une valve anti-retour doit posséder un faible espace mort, de très faibles valeurs d'ouverture et de fermeture des clapets (faibles résistances), elle doit interdire les mélanges de gaz (fuite de gaz frais dans la branche expiratoire en début d'insufflation («fuite en avant»), fuite de gaz expirés dans le ballon de gaz frais en début d'expiration («fuite en arrière»). Elle doit être transparente, facile à nettoyer et à démonter, résistante aux chocs et à la stérilisation

1.1. VALVE D'AMBU (Figure 4)

Elle existe pour adulte et pour enfant. Cette dernière comporte, dans sa branche patient, une valve de surpression à bille ou à disque magnétique (donc métallique, interdite en IRM !). Les clapets souples ne contiennent pas de latex. La résistance est faible pour la valve adulte (0,6 à 2 cm H₂O pour des débits de 5 à 40 L.mn⁻¹). Plus forte pour le modèle pédiatrique (1 à 5,5 cm H₂O pour des débits de 5 à 20 L.mn⁻¹) : éviter la ventilation spontanée prolongée avec cette valve. Du fait des petits diamètres internes des branches : l'espace mort est de 12 mL (adulte) et de 0,8 mL (enfant).

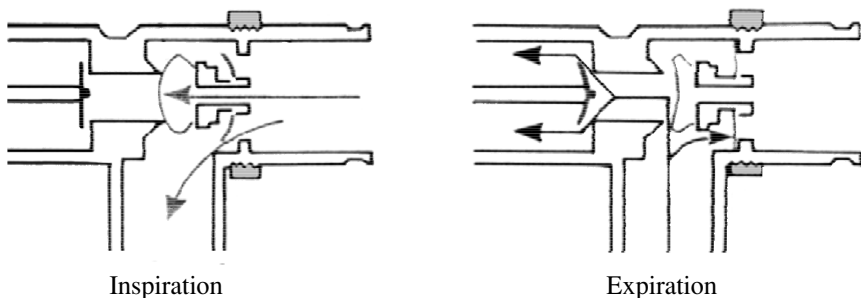


Figure 4 : Valve d'Ambu

1.2. VALVE DE RUBEN (Figure 5)

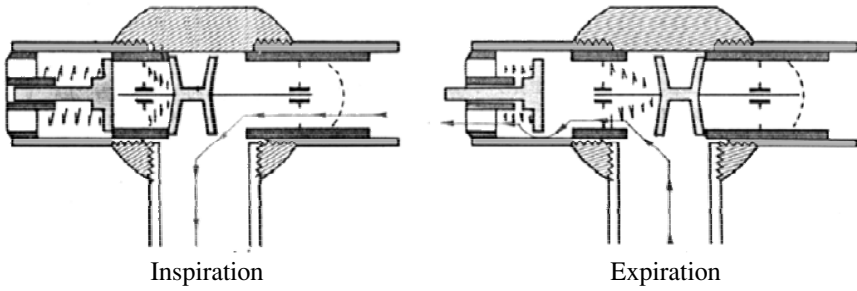


Figure 5 : Valve de Ruben (d'après EMC)

L'un des clapet est double et comporte un axe d'acier asymétrique coulissant dans des bagues. L'espace mort est de 9 mL, les résistances de 0,2 cm H₂O pour un débit de 40 L.mn⁻¹. Valve fragile, elle ne doit pas être démontée pour la stérilisation : son remontage est délicat, des ressorts doivent être positionnés avec un sens précis, l'axe des clapets à un sens (alors qu'il semble symétrique), et toute erreur entraîne un dysfonctionnement grave de la valve. Cette valve peut se bloquer en ventilation spontanée, si la ventilation du patient devient inférieure au débit de gaz frais. Les surpressions générées alors peuvent être très importantes.

1.3. VALVE DE DIGBY-LEIGH (Figure 6)

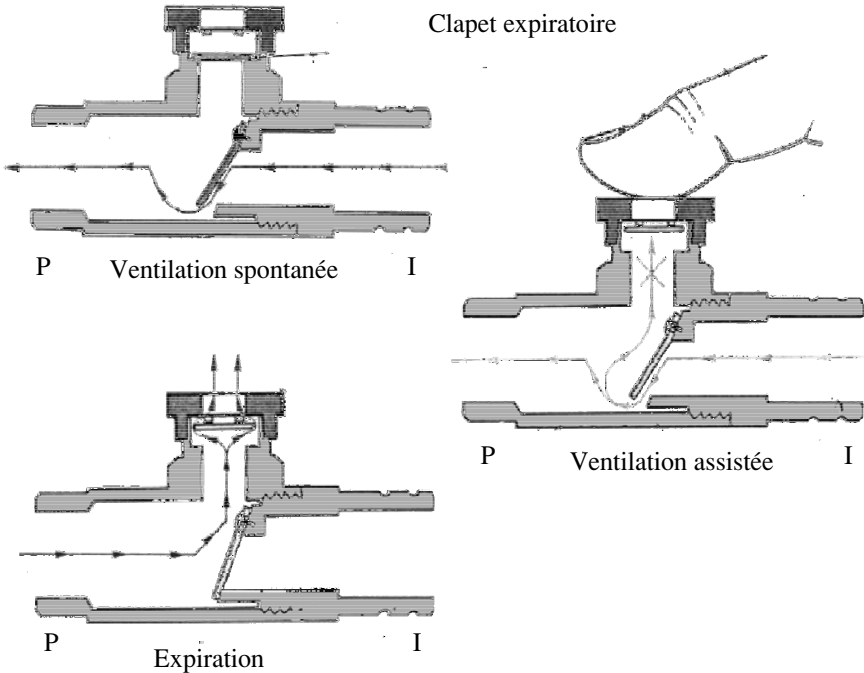


Figure 6 : Valve de Digby-Leigh (d'après EMC)

Elle existe en différentes tailles. Le clapet inspiratoire est une lame plastique travaillant en torsion, ce qui engendre de fortes résistances. L'espace mort est de 7 mL. Le clapet expiratoire « cliquette » de façon sympathique, renseignant sur l'existence d'une ventilation spontanée. Mais ce clapet peut se bloquer dans sa cage si son diamètre n'est pas rigoureusement exact (échanges de clapets entre deux valves de marques différentes, lors du nettoyage). La valve doit être parfaitement verticale pour bien fonctionner, le clapet expiratoire le plus horizontal possible pour ne pas se bloquer. Une confusion avec les valves de surpression conduit certains utilisateurs à dévisser le capot du clapet expiratoire : ce capot doit au contraire être vissé à fond avant d'utiliser la valve !! Sans cette précaution, le clapet peut se bloquer (il se « met en travers »). Le capot ne s'enlève que pour le nettoyage !! [3].

La ventilation assistée est difficile avec cette valve : il faut boucher l'orifice expiratoire avec l'index tout en comprimant le ballon réservoir, ce qui réclame un apprentissage, et un ballon pas trop volumineux.

1.4. VALVE LAERDAL (Figure 7)

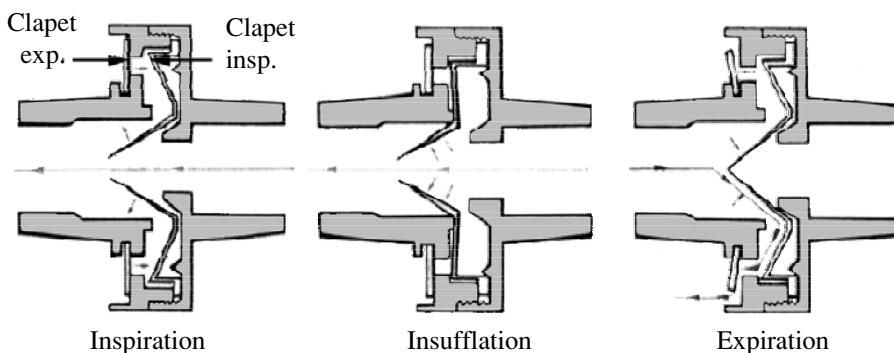


Figure 7 : Valve de Laerdal (d'après EMC)

Elle comporte deux clapets en Silastic : le clapet inspiratoire est en forme de bec de canard et l'expiratoire en forme d'anneau concentrique au premier clapet. L'espace mort est de 9 mL, les résistances sont très faibles. Une valve de surpression tarée à 30 mmHg est souvent rajoutée, cette valve étant utilisée largement sur des ballons auto gonflables de secours.

1.5. VALVE IM5 TAEMA (MUNIE D'UNE VALVE DE SURPRESSION)

1.6. LEGISLATION

Depuis l'arrêté ministériel du 30 août 1996, certaines valves de non-réinhalation sont interdites. Les nouvelles valves (d'Ambu, de Digby-Leigh, de Ruben) doivent être pourvues d'un système de détrompage mécanique évitant l'inversion lors du montage d'un filtre antibactérien, du masque facial et du ballon. Il est impératif de vérifier la conformité des valves de non-réinhalation avant leur utilisation.

2. CIRCUITS AVEC REINHALATION DE GAZ EXPIRES SANS ABSORPTION DU CO₂ (CIRCUITS «SEMI-OUVERTS») [4, 5]

2.1. PRINCIPE

Ce sont des circuits en ligne sans séparation de l'inspiration et de l'expiration (il existe donc une réinhalation), sans valves (sauf d'échappement), sans canister. Ils sont répertoriés dans la classification de Mapleson de A à F (Figure 8).

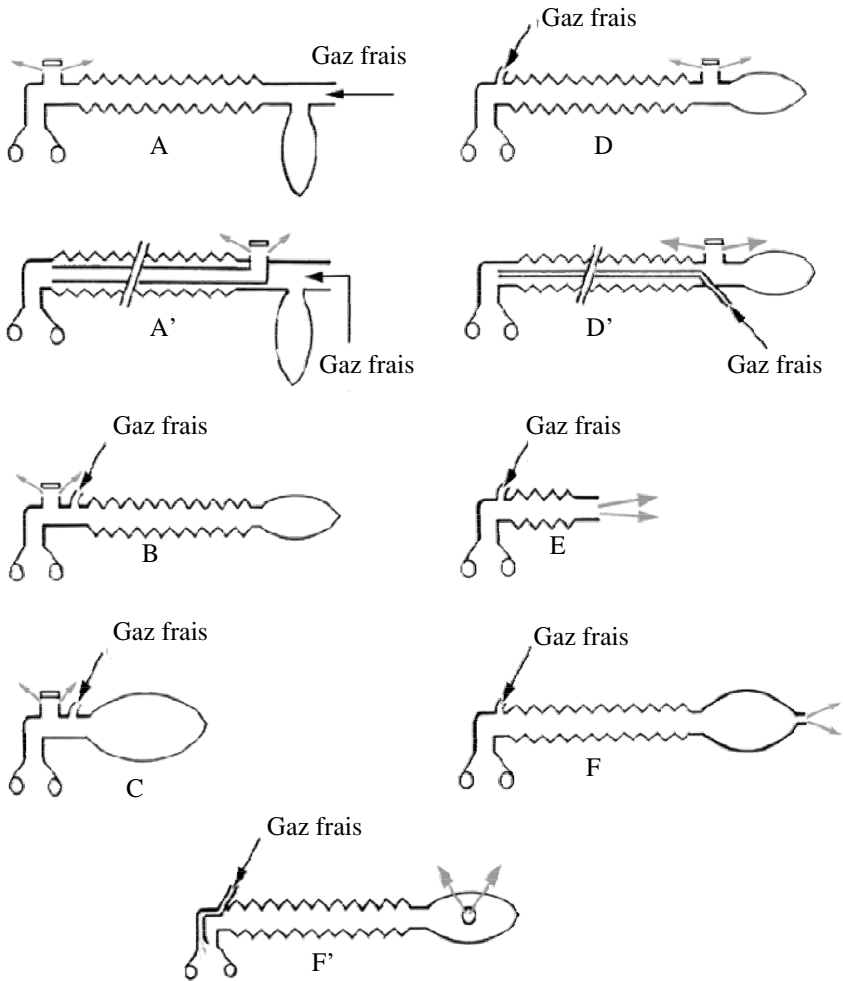


Figure 8 : Circuit de Mapleson (d'après EMC)

2.2. AVANTAGES

Ce sont des systèmes simples, légers, solides, peu encombrants, présentant des compliances et des résistances faibles. Souvent commercialisés «prêt à l'emploi», ce qui évite les erreurs de montage. Certains facilitent la ventilation à distance de la tête comme le circuit de Bain (type D' de la classification de Mapleson).

2.3. INCONVENIENTS

La réinhalation peut induire une hypercapnie : cela dépend du DGF, de la ventilation minute, du type de circuit, du mode de ventilation (VS ou VA). En conséquence la composition des gaz inspirés est différente du DGF. Pour éviter cette réinhalation il faut augmenter le DGF (2 ou 3 fois la ventilation/min), d'où une consommation de gaz et de vapeur accrue, un refroidissement possible du patient, une pollution augmentée. De plus, les valeurs indiquées par le capnographe sont souvent faussées par le grand débit de gaz frais (dilution) : seule la fréquence respiratoire est fiable.

3. CIRCUITS AVEC REINHALATION DE GAZ EXPIRES ET ABSORPTION DU CO₂

Ils sont aussi appelés circuits filtres (CF) de par leur constitution (le nom de circuits fermés ou semi-fermés est parfois employé).

Ils possèdent 2 caractéristiques principales :

- 1-La réinhalation («rebreathing») : c'est la réutilisation d'une partie plus ou moins grande des gaz expirés. Le patient est donc ventilé par un mélange gazeux comportant des gaz frais et des gaz expirés réutilisés.
- 2-Un système d'absorption du CO₂ pour éliminer le CO₂ du gaz expiré c'est le rôle de la chaux sodée contenue dans le canister.

3.1. CONSTITUTION DU CF (FIGURE 9)

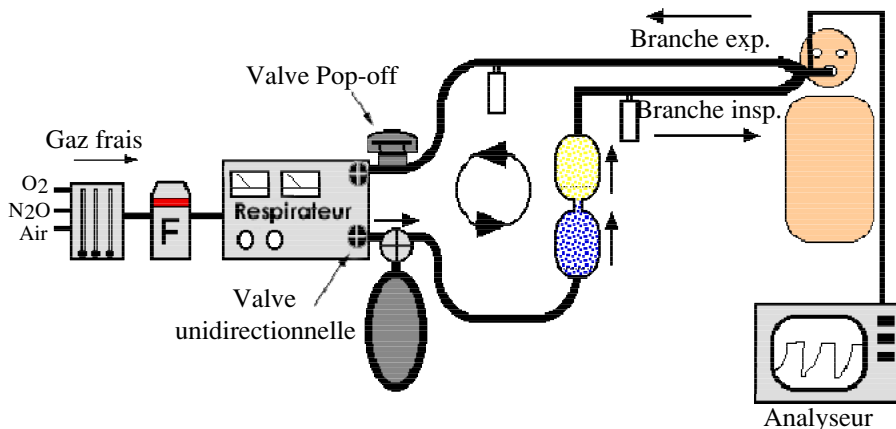


Figure 9 : Constitution du circuit filtre

Plusieurs éléments constituent le circuit filtre [6]. Leur position relative peut varier d'un appareil à l'autre, mais les principes de fonctionnement restent les mêmes (voir plus loin). Voici les éléments communs à tous ces circuits :

3.1.1. SYSTEME D'ALIMENTATION EN GAZ FRAIS

Il comporte un débitmètre trois gaz (air, O₂, N₂O), très précis et un évaporateur d'agent anesthésique.

3.1.2. BALLON RESERVOIR

Il peut être actionné manuellement ou de manière automatique (ventilateur).

3.1.3. UNE BRANCHE INSPIRATOIRE ET UNE BRANCHE EXPIRATOIRE

Chacune de ces branches est dotée d'une valve anti-retour, unidirectionnelle, imposant un sens au circuit filtre. Les branches comportent les filtres antibactériens, les pièges à eau (sur les 2 branches), et se rejoignent au niveau de la pièce «en Y» de raccord au patient.

3.1.4. CAPTEURS DE MESURE (CAPNOGRAPHE, ANALYSEUR D'AGENTS HALOGENES, OXYMETRE)

Ces analyseurs utilisent un échantillon de gaz, prélevé sur le circuit patient (sauf l'oxymètre, qui analyse par simple contact). Le volume de l'échantillon est de l'ordre de 150 à 200 mL, ce qui n'est pas négligeable quand on travaille avec de petits débits

de gaz frais. Avec certains circuits, on peut réinjecter cet échantillon après analyse, dans la branche expiratoire, rendant le système plus étanche, moins polluant, plus «fermé». Pour la même raison, il est préférable d'utiliser un seul analyseur multigaz plutôt que deux appareils monogaz : le débit d'échantillon est divisé par deux.

3.1.5. VALVE D'ÉCHAPPEMENT DITE VALVE «POP-OFF»

Elle permet au gaz en excès (cf. principes de fonctionnement) dans le circuit de s'échapper au-delà d'une certaine pression. En cas de blocage de cette valve, une PEP apparaît en quelques minutes. Cette valve est soit accessible et réglable (circuits fermés Kontron ABT 4000), soit interne et calibrée d'usine entre 2 et 3 cm H₂O (circuits Dräger RA2S, Cato, Ohmeda Excel). Au-delà de cette pression, elle s'ouvre automatiquement.

Le gaz excédentaire peut être évacué par le système de récupération des gaz usés de la salle. C'est une valve basse pression, qui n'a sa place que dans un circuit fermé. Elle est différente de la valve de sécurité haute pression, présente sur tous les respirateurs, qui limite la pression intratrachéale.

3.1.6. SYSTEME D'ABSORPTION DU CO₂ :

Élément clé du circuit filtre, son efficacité dépend de 3 facteurs :

- 1-l'absorbant,
- 2-le type et le nombre des récipients d'absorbant (canisters),
- 3-et enfin leur place dans le circuit.

Ces facteurs varient avec les types de machines, et deux machines identiques peuvent recevoir un montage différent du système d'épuration.

3.1.6.1 : absorbant : chaux sodée

La chaux sodée («soda lime») est le produit utilisé pour capter le CO₂ expiré. Elle se présente sous forme de granules, plus ou moins sphériques et plus ou moins pulvérisés selon les fabricants, de couleur blanc crème ou rose quand elle est neuve. Le diamètre des grains va de 3 à 6 mm. Si leur diamètre diminue, l'absorption de CO₂ augmente, mais la résistance du canister au débit gazeux augmente aussi. La chaux sodée est un mélange d'Hydroxyde de calcium Ca(OH)₂ (94 %), d'Hydroxyde de sodium NaOH (4 %), et d'Hydroxyde de potassium KOH (1 %) auxquels on a ajouté de la silice (pour accroître la dureté des granules et diminuer la formation de poussières) et de l'eau, environ 14 à 19 % du poids. L'eau est indispensable car les réactions chimiques de captation ont lieu entre des ions, qui se forment uniquement en présence d'H₂O. Une chaux desséchée (par stockage en bidon ouvert ou dans un local très chaud) ne sera plus efficace. La vapeur d'eau produite par le patient n'est pas suffisante pour amorcer la réaction. La chaux sodée comporte aussi un indicateur colorimétrique, sensible au pH, qui vire au bleu «cyanique» quand la réaction est épuisée. La chaux sodée, bien que moins corrosive que la chaux vive, est alcaline et irritante. On peut la toucher sans risque quelques secondes, mais sa poussière est dangereuse pour les muqueuses respiratoires : elle peut provoquer des bronchospasmes, voire des œdèmes pulmonaires.

Cette même poussière peut attaquer les métaux du circuit, des valves, en formant des amalgames très durs (et corrosifs) avec l'eau de condensation : d'où l'utilité des pièges à eau, vidangés souvent, des circuits fermés chauffés électriquement (Cato Dräger par exemple).

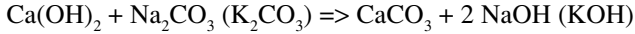
Deux réactions différentes ont lieu dans ces granulés [7] :

- 1-La première libère de l'eau et de la chaleur et consomme NaOH :



Le pH va baisser et la chaux virer au bleu. Cette première réaction est rapide et se passe essentiellement dans la croûte du granulé pendant l'anesthésie.

2-Puis secondairement, les carbonates formés (essentiellement de Sodium) vont passer dans le noyau et se combiner avec l'hydroxyde de calcium ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) qui va donc être consommé et régénérer de la soude, le pH va augmenter et la chaux revirer du bleu au blanc. Cette réaction est plus lente et se produira entre 2 anesthésies :



Lors d'une nouvelle utilisation, le cycle recommencera jusqu'à ce que l'hydroxyde de calcium ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) soit épuisé : à ce moment la chaux ne pourra plus se régénérer et restera bleu (Figure 10).

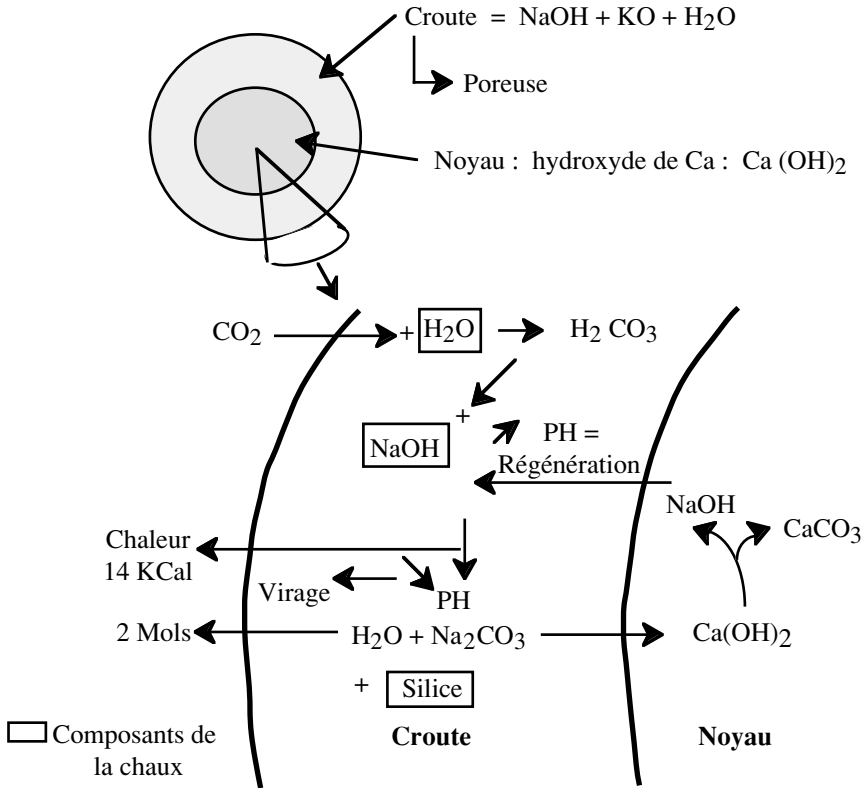


Figure 10 : Réactions chaux sodée

Combien de temps dure la chaux sodée ? En théorie, on détermine une Capacité Maximale d'absorption, la C.M.T. Elle est de 28 L de CO_2 pour 100 g de chaux. En pratique, et dans un très bon circuit, on peut atteindre 70 % de la C.M.T. soit 18 L de CO_2 pour 100 g de chaux. Cette quantité correspond à la production moyenne horaire d'un adulte anesthésié. On peut donc tabler sur une consommation de 100 g/heure pour un adulte, moins chez l'enfant.

3.1.6.2. Bacs à chaux, ou « canisters »

Contrairement à ce que l'on pourrait penser les canisters sont insérés en général dans la branche inspiratoire. Ils captent le CO_2 des gaz juste avant que ceux-ci ne ventilent le patient. C'est un montage plus économique en chaux qu'un canister placé sur

la branche expiratoire. (qui épure tout le CO_2 , y compris celui du gaz qui va fuir par la valve pop-off) [8]. D'autre part placé sur la branche inspiratoire le canister sera plus efficace pour administrer au patient des gaz réchauffés et humidifiés. La chaleur et la vapeur d'eau produite sont maximales.

Enfin l'émission de poussières est un problème assez théorique, en effet les chaux modernes sont peu émissives, leurs granules sont enrobés et durs et les rares poussières résiduelles sont fixées par l'humidité des tuyaux et bloquées par les grilles du canister et les filtres antibactériens.

Si le volume d'un canister est occupé par de la chaux, l'air inter granulaire occupe, lui, une proportion de 50 % (en volume) du canister. Pour que la captation du CO_2 soit optimale, il faut que le volume de l'air inter granulaire soit au moins égal au volume courant du patient. En pratique on utilise donc un volume du canister égal au moins au double du V_t du patient.

Dans un canister cylindrique, le flux gazeux n'est pas uniforme : il se crée des «canaux» préférentiels et des «cheminées» où le flux passe mieux. Autour de ces cheminées, la chaux est plus vite épuisée par le CO_2 . Pour éviter ces phénomènes, des diffuseurs, répartissant au mieux le flux de gaz, sont placés à l'entrée des canisters. De plus, les canisters sont utilisés verticalement : les «cheminées» s'y forment moins, l'écoulement gazeux y est plus uniforme.

Par contre l'oubli, après nettoyage d'un canister, du remontage du diffuseur, ou un montage en sens inverse du canister va provoquer un phénomène de «channeling» majeur se traduisant par un cylindre de chaux épuisé (bleu) au sein d'un canister dont l'apparence extérieure sera de la chaux blanche : d'où l'intérêt d'un capnographe... (Figure 11).

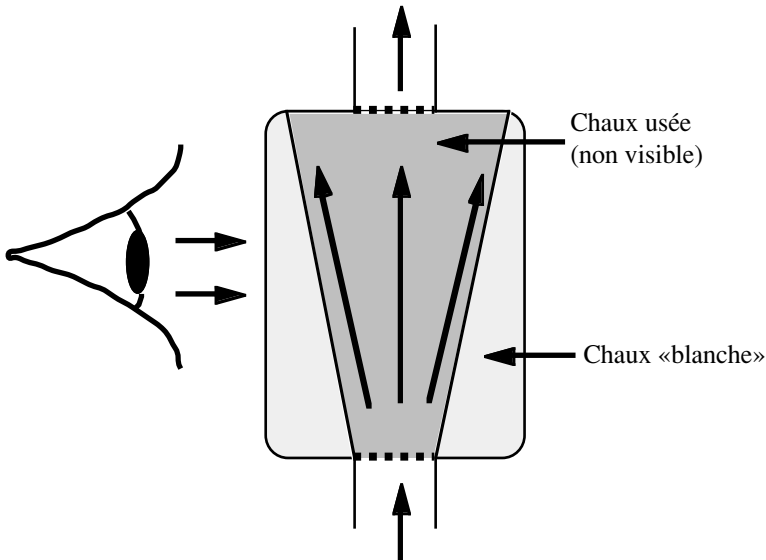


Figure 11 : Phénomène de cheminée

Les canisters opposent une résistance au flux gazeux : environ 0,25 à 0,8 cm H_2O , à condition de ne pas tasser la chaux dans les bacs.

3.2. PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT

Contrairement à une idée reçue, la pratique du circuit filtre (CF) est très simple dès que l'on a assimilé 5 principes de base :

3.2.1. ANALOGIE HYDRAULIQUE

On peut comparer le CF à une baignoire dont la bonde est mal ajustée [9] : de l'eau s'écoule et le niveau baisse. Pour maintenir le niveau constant il faut ouvrir le robinet pour compenser les pertes. Si l'apport d'eau est égal aux pertes alors le niveau d'eau ne se modifie pas.

Par contre si le débit du robinet est supérieur aux pertes par la bonde alors le niveau remonte et va atteindre la grille antidébordement qui laissera échapper l'eau excédentaire. Le CF se comportera de la même manière : la perte par la bonde représente les gaz consommés par le patient, l'arrivée d'eau par le robinet représente le Débit de Gaz Frais (DGF). L'évacuation par la grille anti-débordement est l'équivalent de la fuite par la valve «Pop-Off» (Figure 12).

Lorsqu'on applique ce principe au CF on s'aperçoit que quel que soit le DGF la fuite (F) est toujours égale à la différence entre le DGF et la consommation du patient (C) $F = DGF - C$.

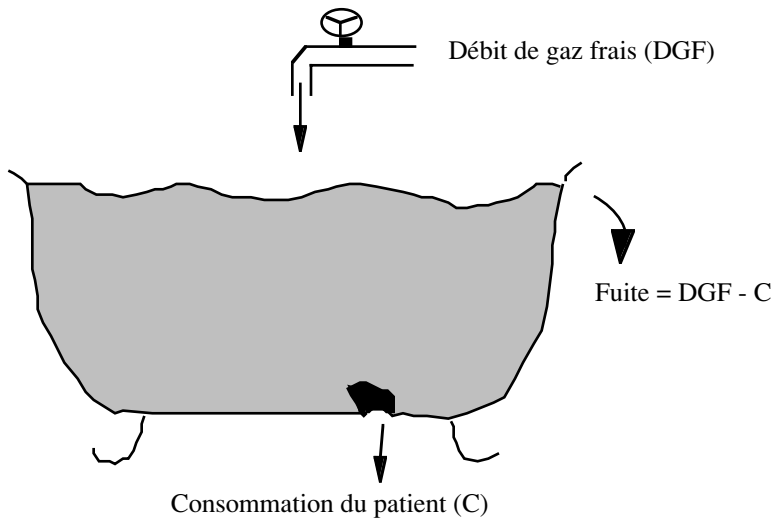


Figure 12 : Analogie hydraulique du circuit filtre

Il n'y aura que lors d'une utilisation d'un circuit complètement fermé que la fuite sera nulle puisqu'à ce moment là le DGF sera égal à la Consommation de gaz par le patient. Dans toutes les autres situations, c'est-à-dire à faible débit de gaz frais le DGF sera supérieur à la Consommation de gaz du patient : il y aura du gaz excédentaire qui devra s'échapper par la valve «pop-off». Bien sûr quelle que soit la valeur du DGF, la spirométrie doit rester inchangée (ce qui change c'est la provenance du gaz qui sert à ventiler le patient (gaz expirés et gaz frais).

On peut classer ces CF selon le DGF qui les alimente (Figure 13).

- à haut DGF lorsque celui-ci est compris entre la ventilation/minute du patient et environ 3 L.min^{-1} ;

- à bas DGF lorsque celui-ci est compris entre $3 \text{ L}\cdot\text{minute}^{-1}$ et la consommation de gaz du patient ;
- à DGF minimal (circuit fermé strict) lorsque $\text{DGF} = \text{consommation de gaz du patient}$ (il n'y a alors pas de fuite).

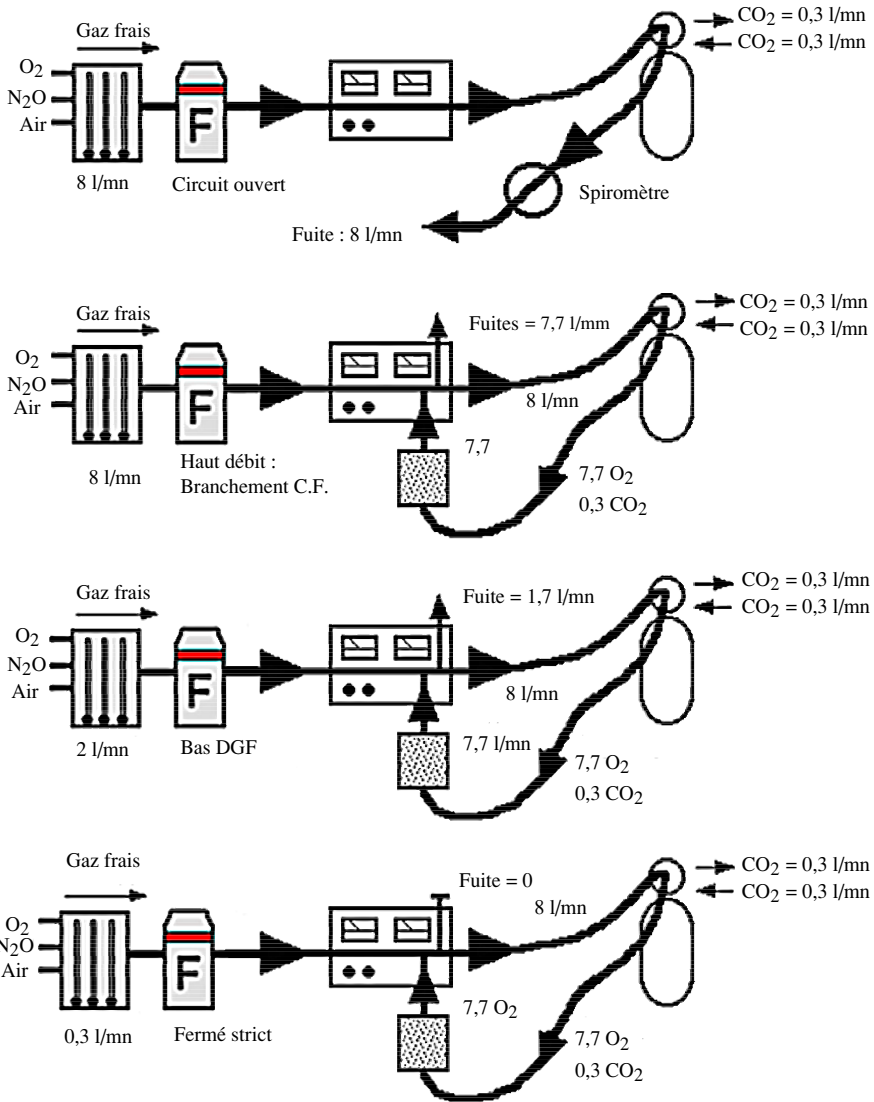


Figure 13 : Différents modes de fonctionnement du circuit filtre en fonction du débit de gaz frais

3.2.2. UTILISATION D'UN HALOGENE

Lorsqu'on rajoute un évaporateur dans le circuit, il faudra augmenter la concentration délivrée pour que le patient ne se réveille pas. En effet, la concentration délivrée est proportionnelle à la concentration affichée mais également au DGF qui traverse la cuve. Cette augmentation sera d'autant plus importante que l'on est proche du début de l'anesthésie (car la consommation de l'halogéné est élevée) et que le DGF est plus faible.

En pratique on règlera la concentration affichée (Ca) sur la cuve q.s.p. pour avoir la valeur désirée (Cd) sur l'analyseur. On s'apercevra qu'au début de l'anesthésie $Ca \gg Cd$ puis progressivement au cours de l'entretien Ca baisse pour se rapprocher de Cd. Le CF à bas DGF permettra de substantielles économies d'halogéné même si la concentration affichée paraît élevée. Par exemple 1 % d'Isoflurane avec $DGF = 10 \text{ L.min}^{-1}$ correspond à une entrée dans le circuit de 100 mL.min^{-1} d'isoflurane sous forme de vapeur (soit une consommation au niveau de l'évaporateur d'environ 0,5 mL d'isoflurane sous forme liquide par minute). Par contre 3 % d'Isoflurane avec $DGF = 0,5 \text{ L.min}^{-1}$ correspond à une entrée de 15 mL.min^{-1} d'isoflurane sous forme de vapeur (soit une consommation au niveau de l'évaporateur d'environ 0,075 mL d'isoflurane sous forme liquide par minute)

3.2.3. UTILISATION DU PROTOXYDE D'AZOTE

La consommation de N_2O est appréciée par la formule de Severinghaus [10]. Consommation $N_2O(\text{mL.min}^{-1}) = 1000 \cdot \sqrt{\text{temps}}$. Par exemple 4 minutes après le début de l'administration de N_2O , un adulte en consommera environ $= 1000 \cdot \sqrt{4} = 500 \text{ mL.min}^{-1}$. Par contre 144 minutes après le début de l'administration de N_2O , il n'en consommera plus que $= 1000 \cdot \sqrt{144} = 83 \text{ mL.min}^{-1}$.

Si, 4 minutes après le début de l'anesthésie, on utilise un débit de gaz minimal (c'est-à-dire $DGF =$ consommation du patient, et donc fuite nulle), alors 144 minutes plus tard la consommation d'oxygène n'aura pas varié, par contre la consommation de N_2O aura baissé drastiquement : on apporte donc plus de gaz que le patient n'en consomme. Une fuite (voir plus haut : $F = DGF - C$) va se produire au niveau de la valve pop-off qui laissera passer du N_2O et de l' O_2 . L'oxygène étant en quantité juste suffisante, si une partie même faible d' O_2 fuit alors la FiO_2 va baisser, c'est la dérive de l'oxygène. Plus le DGF est baissé rapidement et de manière importante, plus cette dérive sera importante.

En pratique il faut adapter le DGF de N_2O à sa consommation. C'est très facile : au cours de l'anesthésie il suffit de maintenir une FiO_2 constante en baissant progressivement le débit de N_2O .

3.2.4. CONSTANTE DE TEMPS (t)

La constante de temps d'un système reflète le délai existant entre une modification des concentrations dans le gaz frais et la modification des concentrations dans le mélange inspiré qui en résulte. C'est un reflet de l'inertie du système.

Elle se définit comme le volume du CF (V_{sys}) divisé par le débit qui le traverse. Le débit traversant le système est le DGF moins le débit de captation du patient (V_c) :

$$t = \frac{V_{\text{sys}}}{DGF - V_c}$$

Plus le volume du circuit fermé est important, plus il faut de temps pour modifier les concentrations inspirées en modifiant les concentrations des gaz frais. Cependant, pour des DGF élevés ces changements sont plus rapides. En diminuant par exemple le volume des tuyaux et celui des canisters, on obtient un circuit à temps de réponse plus rapide : la constante de temps diminue.

Il faut attendre 3 constantes de temps pour qu'une variation de concentrations des gaz frais retentisse à 95 % au niveau des gaz inspirés [11]. Si le volume du circuit est de 8 L et le DGF de 8 L.min^{-1} , la constante de temps est approximativement d'1 minute. Au bout de 3 min (3 constantes de temps), une variation de 1 % des halogénés sur les gaz frais donnera une variation de 0,95 % sur les gaz inspirés.

Si le DGF est de $0,5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, alors $t = 16 \text{ min}$. Il faudra 3 t pour obtenir la même variation, soit ... 48 min ! Pour un tel DGF, et si le malade montre des signes de réveil, il faudra soit le rendormir par voie IV soit ré-augmenter le DGF.

En pratique, plus le DGF est bas, plus l'inertie du circuit est grande. Mais on peut utiliser le DGF pour ralentir ou accélérer l'approfondissement ou l'allègement d'une anesthésie.

3.2.5. PROBLEME DE L'AZOTE

Le corps d'un adulte de 70 kg comprend environ 3 litres d'azote, dont 2 L dans la capacité résiduelle fonctionnelle (C.R.F.). Si l'azote (N_2) n'est pas éliminé en début d'anesthésie lors de la dénitrogénéation, il pourra poser problème en phase de circuit fermé par son relargage. Il va venir progressivement diluer le gaz du circuit fermé en quittant le corps du patient, diminuant ainsi les concentrations d'agent anesthésique et d' O_2 .

Si l'analyseur utilisé ne mesure pas le N_2 : il faut déduire sa concentration à partir de celle des autres gaz. Exemple : après 1 heure d'anesthésie, on lit sur l'analyseur les valeurs suivantes : $\text{FiO}_2 = 41 \%$ - $\text{FiN}_2\text{O} = 50 \%$ - $\text{Fi Isoflurane} = 1 \%$. Le total fait 92 %, ce n'est pas une erreur ! il y a donc 8 % de N_2 dans le circuit. Un DGF porté temporairement à 5 ou 6 L durant 3 minutes rincera le circuit fermé et éliminera cet azote par la valve Pop-Off. De même une dénitrogénéation avant l'induction, outre la sécurité immédiate quelle apporte, permet de négliger par la suite le problème de l'azote.

3.3. DEVELOPPEMENTS RECENTS CONCERNANT LE CF

Une nouvelle génération de respirateur apparaît comme le Physioflex (Dräger) [12]. Il possède de nombreux atouts :

- un petit volume de circuit (4 litres environ) associé à une turbine qui fait circuler les gaz à raison de $70 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$: la constante de temps est donc de 3,6 secondes. Une variation de concentration met donc 10 à 15 secondes pour être retransmise au patient : c'est encore plus rapide que pour un circuit sans réinhalation !
- grâce à la turbine le circuit patient est dépourvu de valves directionnelles (donc résistances du circuit basses), le mélange gazeux anesthésique est plus homogène.
- on peut faire de l'anesthésie par inhalation, quantitative, c'est à dire travailler en circuit complètement fermé (induction comprise) et à objectif de concentration (on fixe une concentration d'halogéné voulue et l'appareil ajuste automatiquement les débits et les concentrations pour l'atteindre le plus rapidement possible).

C'est de l'anesthésie assistée par ordinateur comparable à l'AIVOC mais bien plus précise puisque ici les concentrations des agents anesthésiques gazeux utilisés sont mesurés et non pas calculés.

CONCLUSION

La connaissance des circuits d'anesthésie bien que semblant fastidieuse doit être parfaitement assimilée par l'anesthésiste qui les utilise. En effet, une utilisation correcte et optimum nécessite une compréhension parfaite notamment en cas d'utilisation du circuit filtre. L'apparition de nouvelles technologies de CF simplifiera, à l'avenir, considérablement le travail de l'anesthésiste à condition que celui-ci ait parfaitement compris les principes de fonctionnement de ces appareils.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Otteni JC, Steib A, Galani M, Freys G. Appareils d'Anesthésie : systèmes anesthésiques. Paris : Editions Techniques- EMC, 1994 : 36-100-B-30
- [2] Murat I. Les circuits d'anesthésie, principes généraux, composants, classification – in: Le matériel. d'anesthésie Paris : Editions Pradel, 1994 :159-185
- [3] Pra Y. Les circuits anesthésiques - Les circuits fermés en anesthésie. Ecole d'infirmières anesthésistes Grenoble 1997
- [4] Paulien R, Eurin B. Les circuits semi-ouverts. In: Feiss P. Systèmes et appareils d'anesthésie P. Collection d'Anesthésiologie et de Réanimation n° 14. Paris : Masson, 1989:37-53
- [5] Neidhart A, Flicoteaux H. Des circuits d'anesthésie, Besançon : Editions Burs, 1997
- [6] Beydon L, Benhamou D. Circuit-filtre : description, chaleur et humidification. Annales Françaises d'Anesthésie Réanimation 1987;6:388-394
- [7] Bally B. Le circuit fermé. E.P.U. ARG Courchevel 1993
- [8] Otteni JC, Beydon L, Cazalaa JB, Feiss P, Nivoche Y. Ventilateurs d'anesthésie. Annales Françaises d'Anesthésie Réanimation 1997;16:895-907
- [9] Stieglitz P, Bally B, Payen JF. Utilisation d'un anesthésique halogéné en circuit fermé et semi-fermé. In: Conférences d'actualisation de la SFAR Paris : Masson,1993:327-340
- [10] Feiss P. L'anesthésie avec réinhalation des gaz expirés. In: Conférences d'actualisation de la SFAR. Paris : Masson, 1990:383-392
- [11] Lowe HJ, Ernst EA. Time constants. In: The Quantitative practice of anesthesia. Used of closed circuit. London: Williams and Wilkins, 1981:47-50
- [12] Nathan N, Sperandio M, Erdmann W, Westerkamp B, Van Dijk G, Scherpereel P, Feiss P. Le Physioflex: Ventilateur en circuit fermé autorégulé d'anesthésie par inhalation à objectif de concentration. Annales Françaises d'Anesthésie Réanimation 1997;16:534-540