



**HAL**  
open science

## Création d'un banc de test des humidificateurs chauffants en ventilation invasive

Noémie Haziot

► **To cite this version:**

Noémie Haziot. Création d'un banc de test des humidificateurs chauffants en ventilation invasive. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. dumas-01618327

**HAL Id: dumas-01618327**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01618327>**

Submitted on 17 Oct 2017

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'Etat de docteur en médecine. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

*Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4*

*Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2-L 335.10*

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES  
Faculté de Médecine PARIS DESCARTES

Année 2016

N° 172

THÈSE  
POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE  
DOCTEUR EN MÉDECINE  
Spécialité : Pneumologie

Création d'un banc de test des humidificateurs chauffants  
en ventilation invasive

Présentée et soutenue publiquement  
le 6 octobre 2016

Par

**Noémie HAZIOT**

Née le 28 octobre 1987 à Paris (75)

Dirigée par M. Le Docteur Jesus Gonzalez

Jury :

M. Le Professeur Thomas Similowski ..... Président

M. Le Professeur Alexandre Demoule

M. Le Professeur Armand Mekontso-Dessap

Mme Le Docteur Hélène Prigent



Except where otherwise noted, this work is licensed under  
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/>

# Remerciements

---

## **Au Professeur Thomas SIMILOWSKI**

Vous me faites le très grand honneur de présider ce jury de thèse. Merci pour la qualité de votre pédagogie et pour votre disponibilité. Merci de me permettre de poursuivre mon parcours au sein de l'équipe de pneumologie de la Pitié Salpêtrière. Soyez assuré de l'expression de ma profonde et respectueuse reconnaissance.

## **Au Professeur Alexandre DEMOULE**

Vous me faites l'honneur et la gentillesse de participer au jury de ma thèse. Merci pour votre enseignement en réanimation et pour le temps que vous m'avez accordé. Je vous en suis sincèrement reconnaissante.

## **Au Professeur Armand MEKONTSO DESSAP**

Votre présence dans ce jury est un grand honneur. Il était important à mes yeux d'avoir votre expertise dans ce domaine, et je vous remercie de l'intérêt que vous avez porté à mon travail. Veuillez accepter l'expression de ma sincère gratitude.

## **Au Docteur Hélène PRIGENT**

C'est pour moi un immense plaisir que de vous compter parmi les membres du jury de ma thèse. Solliciter vos compétences et votre expérience en matière de trachéotomie m'a semblé être une évidence. Merci d'avoir accepté. Veuillez recevoir l'expression de mon plus profond respect.

## **Au Docteur Jésus GONZALEZ**

Merci de m'avoir confié ce projet original, merci de l'intérêt que tu y as porté et de la patience et la persévérance dont tu as fait preuve tout au long de son élaboration. Travailler avec toi a été pour moi un réel plaisir et un vrai enrichissement.

### **À l'équipe d'Air liquide et au Groupe Assistance Ventilatoire**

Ce projet n'aurait jamais été possible sans votre participation et je vous en remercie sincèrement. Tout particulièrement, j'adresse mes remerciements à Mohamed IBRAHIM pour son aide pendant les mesures, à Charles-Philippe THEVENIN pour toutes ces idées et à Kaixian ZHU pour son aide précieuse dans l'élaboration des statistiques.

**À tous les soignants** que j'ai pu rencontrer et côtoyer au cours de mon cursus. Merci de m'avoir transmis l'amour de ce métier et de cette spécialité. Merci à tous les médecins qui m'ont encadrée et soutenue pendant mon internat notamment dans les services de pneumologie du Centre intercommunal de Créteil, de l'hôpital Bichat et de la Pitié Salpêtrière, au Centre de l'asthme et aux explorations fonctionnelles respiratoires de l'hôpital Trousseau, dans le service de réanimation de l'hôpital Robert Ballanger et dans le service de cardiologie de l'hôpital Ambroise Paré. Vous avez joué un rôle très important dans ma formation en tant qu'interne et en tant que futur médecin, dans une ambiance toujours très agréable.

**À tous mes co-internes**, merci de m'avoir épaulée et supportée pendant les stages qui nous ont réunis et d'avoir partagé les bons moments comme les galères de l'internat. À Quentin et Deria pour nos premiers pas d'internes et pas les plus faciles, à mes co-internes de cardiologie (parce qu'on les aime bien quand même les cardiologues), à la super équipe de réanimation (Célia, Élise et Sophie) parce que « ♪ We love réa ♪ », et à mes derniers co-internes qui ont si bien supporté mon stress de préparation de cette thèse.

À Bérénice et Roxane, car en plus d'avoir été mes co-internes, vous êtes devenues mes amies. Roxane, merci d'avoir partagé la moitié des stages d'internat avec moi. Bérénice, c'est parti pour deux ans de clinicat ensemble !!

**À mes amis** qui m'ont accompagnée durant toutes ces années. Pour tous les bons moments passés ensemble et pour tous ceux à venir.

À Léa, parce qu'on s'est connues toutes petites et qu'on est devenues des « grandes » ensemble. Merci d'être là et de toujours si bien me comprendre.

À Marie, tu as toujours été là pour me soutenir, la table devant moi pendant les examens importants (pour le bac, le concours de P1, l'ECN...). Merci pour tous ces

stages d'externat que nous avons fait ensemble (tous !). Merci pour tous ces bons moments que l'on continue de partager ensemble.

À Framboise, Myrtille et Mathilde : la fine équipe des vadrouilleuses, futures consœurs dans diverses spécialités. Merci pour tous ces moments loufoques et ces éternelles rigolades.

À Danielle, merci d'avoir gardé le lien d'une si belle amitié depuis le début de notre externat.

À l'équipe des « sous-colleuses » de la D4 (Fred, Julie ...), toujours dans la joie et la bonne humeur.

### **À ma famille**

Un grand merci à mes parents qui m'ont permis de m'épanouir et d'avancer sereinement dans mes études. Vous avez su pendant toutes ces années être présents et me soutenir sans être envahissants. Merci d'avoir été exigeants depuis toute petite, ma réussite vous revient en partie. Merci Papa pour la relecture à la recherche de la moindre coquille. Merci Maman de m'avoir transmis la rigueur du travail rendu depuis mes premiers exposés à l'école primaire.

À mes frères, Ariel et Benjamin, qui n'ont cessé de « critiquer » leur sœur mais m'ont ainsi permis de toujours me remettre en question.

### **À Christian**

Merci de partager tous ces bons moments avec moi. Tu as su prendre si bien soin de moi depuis toutes ces années. Tu as été mon coach pendant mes révisions de l'ECN, mon refuge pendant l'internat. Merci pour ta patience pendant que je travaillais ma thèse, et pour ton soutien tant logistique que psychologique durant toutes ces années de médecine.

Enfin, j'adresse une pensée toute particulière pour ma **mamie Marcelle**. Si elle avait pu choisir, elle aurait fait de tous ses enfants et petits-enfants des médecins ! Aujourd'hui je deviens officiellement médecin et je suis certaine que quoi que je fasse, elle aurait été immensément fière de moi.

# Table des matières

---

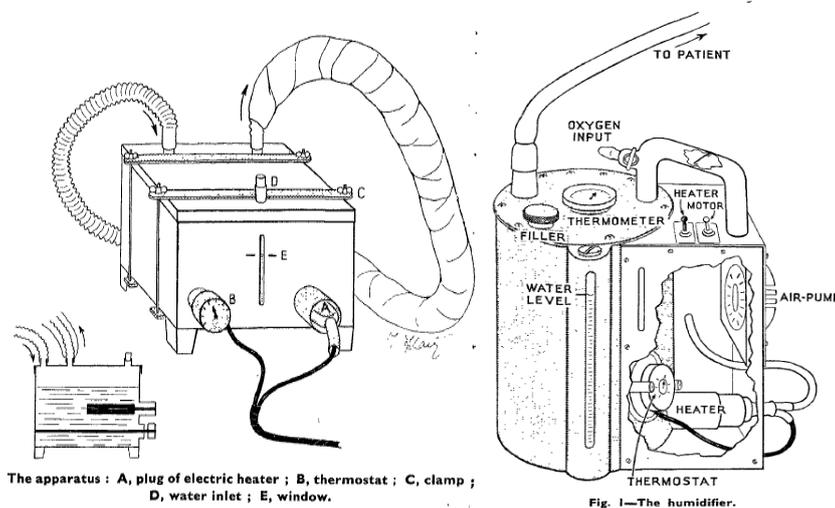
<b>Remerciements</b> .....	2
<b>Table des matières</b> .....	5
<b>1. Introduction</b> .....	7
1.1. Physiologie et limites de l'humidification naturelle des voies aériennes .....	8
1.1.1. Rappels sur l'humidification des voies aériennes.....	8
1.1.2. Conséquences d'une mauvaise humidification .....	11
1.2. Recommandations et systèmes d'humidification.....	16
1.2.1. Recommandations .....	16
1.2.2. Différents types d'humidificateurs .....	17
1.2.3. Choix de l'humidificateur .....	23
1.3. Cas particulier de la ventilation non invasive (VNI) .....	25
1.4. Facteurs extérieurs à l'humidificateur chauffant et influençant l'humidité .....	27
1.4.1. Influence des paramètres ventilatoires.....	27
1.4.2. Influence du type de ventilateur .....	28
1.4.3. Influence du type de circuit respiratoire.....	28
1.4.4. Influence des fuites non intentionnelles .....	32
1.4.5. Influence des « nouveaux modes » de ventilation.....	34
1.4.6. Influence de la phonation .....	34
1.5. Objectif de l'étude.....	36
<b>2. Matériels et méthodes</b> .....	37
2.1. Première étape : création du banc de test des humidificateurs chauffants ....	37
2.1.1. Montage .....	37
2.1.2. Création des différentes situations cliniques de ventilation .....	42
2.1.3. Données recueillies.....	43
2.2. Deuxième étape : mesures réalisées par notre équipe .....	44
2.2.1. Situations cliniques de ventilation testées.....	44
2.2.2. Humidificateurs chauffants testés .....	45
2.2.3. Quantification de l'utilisation d'eau .....	46
2.3. Analyse statistique .....	47
<b>3. Résultats</b> .....	48
3.1. Vérification des conditions de mesure .....	48
3.1.1. Conditions ambiantes.....	48
3.1.2. Mesure de la fuite non intentionnelle simulée .....	48
3.2. Performances d'humidification .....	48
3.2.1. Avec le circuit à valve expiratoire .....	50
3.2.2. Avec le circuit à fuite intentionnelle .....	50
3.3. Consommation de l'eau du réservoir.....	51
3.3.1. Avec le circuit à valve expiratoire .....	52
3.3.2. Avec le circuit à fuite intentionnelle .....	53

<b>4. Discussion</b> .....	54
4.1. Principaux résultats .....	54
4.2. Forces et limites de cette étude.....	54
4.2.1. Forces de cette étude .....	54
4.2.2. Limites de cette étude .....	57
4.3. Interprétation des résultats .....	60
4.3.1. Performance d’humidification .....	60
4.3.2. Utilisation de l’eau du réservoir .....	62
4.4. Perspectives et applications cliniques .....	63
4.4.1. Choix du système d’humidification et sa surveillance .....	64
4.4.2. Evaluation de l’humidification .....	66
4.4.3. Applications en réanimation .....	66
<b>Conclusion</b> .....	68
<b>Bibliographie</b> .....	69
<b>Annexes</b> .....	75

# 1. Introduction

La ventilation mécanique s'est développée dans les années 1950 avec l'épidémie de poliomyélite en Europe et aux Etats-Unis [1] et la création des poumons d'acier qui permettaient une ventilation en pression négative. La ventilation en pression positive se développe à partir de 1960. Les voies aériennes supérieures étant court-circuitées au cours de la ventilation invasive, elles ne peuvent plus participer à l'humidification normale des gaz ce que les médecins de l'époque ont vite compris [2,3]. Très rapidement, on voit se mettre en place des systèmes d'humidification. Tout d'abord des humidificateurs chauffants en 1953 (figure 1), puis des filtres échangeurs de chaleur et d'humidité en 1954 [2–4]. Quelques travaux pour valider ces systèmes d'humidification ont été réalisés par des médecins notamment des réanimateurs dans les années 2000 [5–9]. Cependant, depuis les années 2000, la ventilation mécanique a bénéficié de progrès technologiques considérables alors que les systèmes d'humidification ont peu ou pas évolué, faisant se poser la question de leur efficacité.

**Figure 1 : Premiers systèmes d'humidification inventés**



A gauche : « L'Appartus » : un des premiers systèmes d'humidification, décrit par Marshall et son équipe en 1953 et étudié pendant quatre semaines chez une patiente ventilée.

L'humidification est rapportée comme adéquate à savoir une humidité relative de 100%. Un bon confort est décrit par la patiente ainsi que des sécrétions moins collantes [2].

A droite : L'humidificateur développé par Spalding et son équipe en 1956 [3] qui consiste en un fin vaisseau hermétiquement fermé contenant de l'eau chauffée par un élément électrique réglé par un thermostat. Une pompe envoie de l'air à un débit d'environ 15 l/min. L'air ainsi humidifié est ensuite transmis au patient par un tuyau unique.

## 1.1. Physiologie et limites de l'humidification naturelle des voies aériennes

### 1.1.1. Rappels sur l'humidification des voies aériennes

Au cours de la ventilation spontanée, les voies aériennes supérieures participent à 75% de l'humidification et du réchauffement des gaz [10,11] grâce à leur importante vascularisation [12].

Les définitions de l'humidité (humidité absolue et humidité relative) sont rappelées dans le tableau I.

**Tableau I : Rappel sur l'humidité des gaz**

L'humidité absolue (HA) correspond au contenu en eau, sous forme de vapeur d'eau, dans un gaz. On l'exprime en mg d'eau par litre de gaz (mg/l) ou plus rarement en mg/cm<sup>3</sup>.

L'humidité relative (HR) correspond à la quantité de vapeur d'eau dans un gaz exprimée en pourcentage de la capacité maximale de ce gaz à retenir l'eau à une température donnée (la capacité maximale étant la quantité d'eau qu'il contient à saturation). On la nomme également taux d'humidité. Si l'humidité relative est de 100%, on dit que le gaz est à saturation, ce qui signifie qu'il a atteint sa capacité maximale de contenir l'eau pour une température donnée. Si la température augmente, le gaz augmente alors sa capacité à retenir l'eau. Donc pour une humidité absolue constante (et donc un contenu en eau constant), l'humidité relative diminue si la température augmente et inversement. Lorsque le gaz est saturé et que le contenu en eau dépasse sa capacité de rétention d'eau, il se crée une condensation sous forme de gouttes d'eau appelée phénomène de *rain out*.

L'humidité absolue et l'humidité relative sont liées par la formule suivante (où HAS représente l'humidité absolue à saturation à savoir le contenu en eau lorsque le gaz est saturé en vapeur d'eau) [13] :

$$HR = \frac{HA}{HAS} \times 100$$

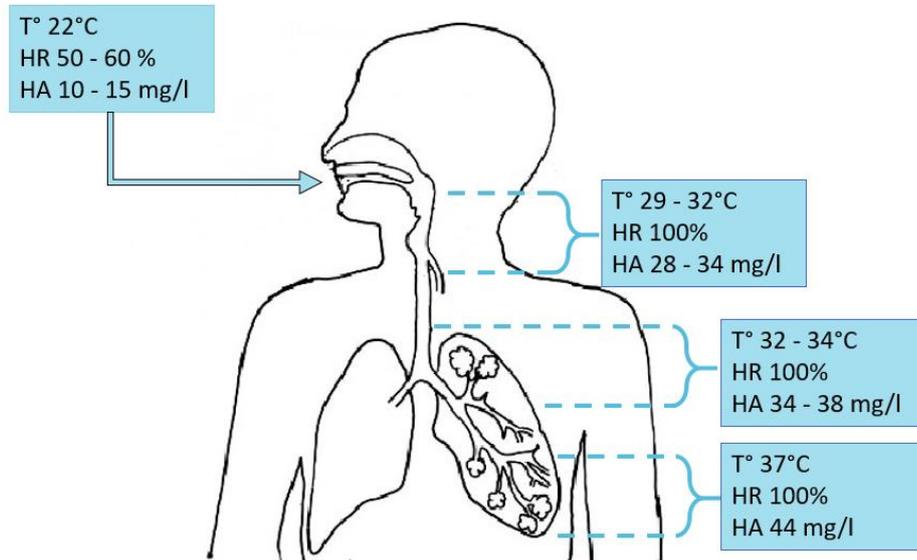
En conditions normales, l'air qui pénètre dans les voies aériennes au niveau du nez est à une humidité absolue de 10 mg/l, une humidité relative de 50-60% et une température correspondant à la température ambiante soit environ 22°C. Au niveau du pharynx, l'humidité relative est de 95-100% avec une température de 29-32°C et une humidité absolue de 28-34 mg/l. À la hauteur de la carène, la température atteint 32-34°C et l'humidité absolue se situe entre 34 et 38 mg/l [14–17]. L'air va finalement atteindre une température de 37°C avec une humidité absolue de 44 mg/l et une humidité relative de 100% au niveau du point de saturation isothermique (ISB ou *isothermic saturation boundary*). Ce point se situe physiologiquement 5 cm sous la carène entre la troisième et la cinquième division segmentaire bronchique [14,18]. Au-delà de ce point et donc jusqu'aux alvéoles, la température et l'humidité restent quasi-constantes. Ce point est abaissé sous son niveau physiologique en cas d'intubation, de trachéotomie ou d'inhalation de gaz secs et/ou froids. Les différents niveaux d'humidité et de température sont résumés dans le tableau II et la figure 2.

**Tableau II : Différents niveaux d'humidité et de température**

	Humidité relative	Température	Humidité absolue
<b>Gaz médicaux</b>	0%	≈ 22°C	5 mg/l
<b>Conditions ambiantes</b>	50 - 60%	≈ 22°C	10 - 15 mg/l
<b>Pharynx</b>	95 - 100%	29 - 32°C	28 - 34 mg/l
<b>Carène</b>	100%	32 - 34°C	34 - 38 mg/l
<b>ISB/alvéoles</b>	100%	37°C	44 mg/l

*ISB = isothermic saturation boundary (point de saturation isothermique)*

**Figure 2 : Différents niveaux d'humidité et de température des voies aériennes**



*T° = température en °C*  
*HR = humidité relative en %*  
*HA = humidité absolue en mg/l*

Par jour, 400 ml d'eau vont être exhalés dans l'air expiré. Au fur et à mesure que l'air expiré remonte dans les voies aériennes, sa température diminue provoquant ainsi une condensation d'eau sur les parois des voies aériennes. Ce phénomène permet aux muqueuses de récupérer un tiers de l'eau exhalée (soit 150 ml). Les pertes respiratoires insensibles en eau sont donc de 250 ml par jour [12,19,20].

Enfin, d'un point de vue histologique, on sait que les voies aériennes supérieures sont recouvertes d'un épithélium cylindrique pseudo-stratifié composé de cellules ciliaires et de cellules caliciformes avec en son sein des glandes séro-muqueuses. Les cils constituent une surface et une interface d'échange de chaleur et d'humidité. Au-delà des bronchioles, l'épithélium devient uni-stratifié cylindrique puis cubique et ne possède plus de cellules caliciformes. Sa capacité d'humidification est nettement amoindrie [10].

### 1.1.2. Conséquences d'une mauvaise humidification

Une humidification insuffisante des voies aériennes peut entraîner de nombreuses complications, plus ou moins sévères selon la durée de la ventilation.

Dès le développement de la ventilation mécanique, les conséquences d'une mauvaise humidification ont été suspectées. Les médecins anesthésistes ont été les premiers à remarquer que s'ils n'humidifiaient pas les gaz pendant l'anesthésie, ils observaient une plus grande prévalence de complications post-opératoires [21,22].

Parmi ces études on peut décrire deux travaux de Chalon et ses collègues. Le premier est réalisé en 1972 [21] chez des patients qui avaient été anesthésiés puis ventilés pendant trois heures soit avec des gaz secs, soit avec des gaz entre 22 et 26°C et à 60% d'humidité relative, soit avec des gaz saturés à 100% et à une température de 37°C. Un lavage bronchique était ensuite réalisé et analysé histologiquement. Le groupe recevant les gaz secs avait des lésions histologiques importantes alors que le groupe avec un gaz à saturation (humidité relative de 100%) n'avait pas de lésions. Les lésions existaient avec une humidité relative de 60% mais étaient moindres. En 1979, une deuxième étude clinique plus importante avait été réalisée par la même équipe [23] sur 202 patients sous anesthésie générale répartis en trois groupes (gaz secs, gaz humidifiés à 60% d'humidité relative et gaz humidifiés à 100% d'humidité relative). Sur des analyses cytologiques, il était retrouvé des lésions significativement plus importantes quand les gaz étaient moins humidifiés et pas de lésions si les gaz étaient humidifiés à 100%.

Dans les années 1970, de nombreuses expérimentations, principalement sur des animaux, ont permis de répertorier ces complications [24,25].

Ainsi, les complications actuellement connues d'une sous humidification sont :

- Dégénérescence cytoplasmique et nucléaire ;
- Desquamation des cellules épithéliales bronchiques qui sont libérées dans la lumière bronchique ;
- Ulcération de la muqueuse bronchique ;
- Destruction ciliaire [21,23] ;

- Dysfonction de l'ascenseur muco-ciliaire (avec une diminution de la fréquence de battement des cils et donc de la vitesse de transport du mucus) [20,26,27].
- Augmentation de la viscosité du mucus et de la résistance des voies aériennes. Beydon et al. [28] ont rapporté en 1997 qu'il y avait une forte corrélation entre l'humidité apportée et la diminution de la viscosité des sécrétions et l'adhérence des sécrétions à la sonde d'aspiration.
- Risques d'atélectasies : soit par obstruction des petites bronchioles par les cellules épithéliales desquamées, soit par collapsus des petites bronchioles du fait de la diminution de l'élasticité tissulaire à cause de la désorganisation de la membrane basale [14,20].
- Altération de la fonction du surfactant et augmentation de la tension de surface induisant une diminution de la compliance pulmonaire [20] ;
- Modification de la mécanique ventilatoire avec une diminution de la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) [20] ;
- Augmentation de la différence alvéolo-artérielle en pression d'oxygène [20].

Il faut compter quelques jours pour réparer les lésions histologiques. En revanche pour normaliser toute l'épaisseur de l'épithélium, deux à trois semaines sont nécessaires [20,21]. Par ailleurs, plus l'exposition à des gaz secs a été longue, plus il faudra de temps pour réparer les lésions [21].

Certaines complications peuvent être fatales comme l'occlusion de la sonde, mais elles restent rares [29–33]. En effet, en cas d'intubation ou de trachéotomie, le mucus qui se dépose sur la sonde se dessèche car il n'est plus en contact avec l'épithélium des voies aériennes, il perd ainsi sa fluidité [34]. De plus, en cas de mauvaise humidification, le gaz qui passe dans les voies aériennes est moins humidifié et va capter l'humidité de la muqueuse et des sécrétions. Les occlusions peuvent aussi être favorisées par l'accumulation dans la lumière bronchique de cellules épithéliales desquamées [24]. Dans la littérature, les occlusions de sondes ont été plus souvent rapportées avec les filtres échangeurs de chaleur et d'humidité qu'avec les humidificateurs chauffants : risque relatif de 3,84 ; IC 95% [1,92-7,69] ; p = 0,0001 [35].

Les sub-occlusions sont plus fréquentes et moins sévères. Néanmoins, elles majorent le travail respiratoire, prolongeant par conséquent la durée du sevrage ventilatoire. Elles induisent aussi une pression expiratoire positive intrinsèque (PEP intrinsèque) en limitant le débit expiratoire.

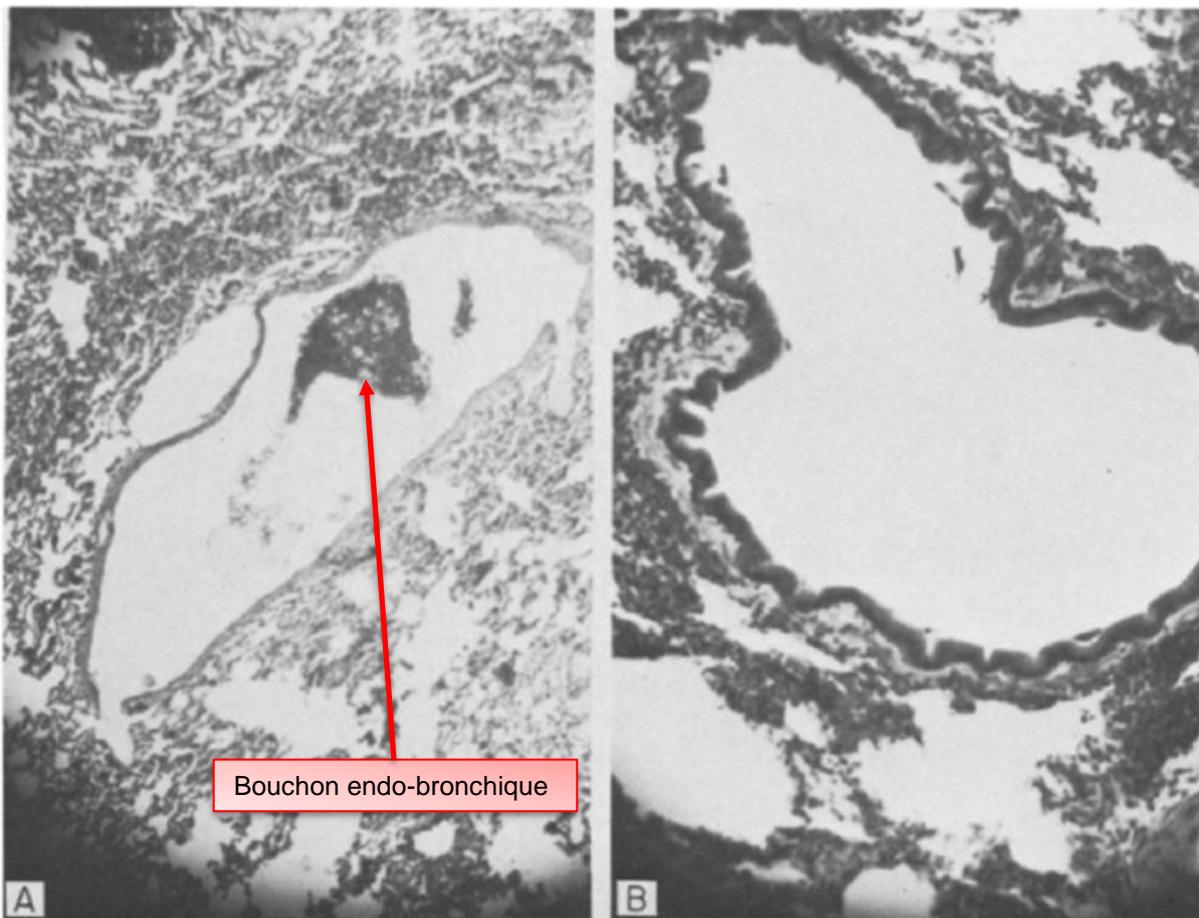
A l'inverse, il y a également des risques de complications en cas d'humidification trop importante. Par exemple, avec une température supérieure à 37°C au niveau des alvéoles, on observe une condensation d'eau qui va diminuer la viscosité du mucus. Celui-ci devient alors presque liquide induisant une perte d'adhérence aux cils. Il en découle une diminution de la vitesse de transport du mucus [11]. Cette condensation d'eau provoque aussi une augmentation du volume des sécrétions du fait d'une moins bonne évaporation [20], et peut également créer des obstructions des petites bronches et induire des atélectasies [20]. Il a été aussi rapporté une dilution du surfactant, une diminution de la compliance pulmonaire, une diminution de la CRF et une augmentation du gradient alvéolo-artériel en oxygène [36]. Il existe aussi un risque d'œdème pulmonaire par brûlure et un risque d'hyperthermie. Enfin, la condensation d'eau dans le circuit respiratoire peut provoquer des asynchronismes pouvant diminuer l'efficacité et la tolérance de la ventilation.

L'ensemble de ces complications est résumé dans le tableau III. La figure 3 montre en coupe histologique une bronche obstruée au cours d'une ventilation avec des gaz secs.

**Tableau III : Complications d'une mauvaise humidification des voies aériennes**

<b><u>Complications d'une sous-humidification</u></b>	<b><u>Complications d'une sur-humidification</u></b>
<p><i>Dégénérescence cytoplasmique et nucléaire</i></p> <p><i>Desquamation des cellules épithéliales bronchiques</i></p> <p><i>Ulcération de la muqueuse bronchique</i></p> <p><i>Destruction ciliaire</i></p> <p><i>Dysfonction de l'ascenseur muco-ciliaire</i></p> <p><i>Diminution de la vitesse de transport du mucus</i></p> <p><i>Augmentation de la viscosité du mucus</i></p> <p><i>Augmentation de la résistance des voies aériennes</i></p> <p><i>Risque d'atélectasie</i></p> <p><i>Altération de la fonction du surfactant avec augmentation de la tension de surface</i></p> <p><i>Diminution de la compliance pulmonaire</i></p> <p><i>Diminution de la capacité résiduelle fonctionnelle</i></p> <p><i>Augmentation de la différence alvéolo-artérielle en pression d'oxygène</i></p> <p><i>Sub-occlusions et occlusions de la sonde</i></p>	<p><i>Diminution de la viscosité du mucus</i></p> <p><i>Diminution de la vitesse de transport du mucus</i></p> <p><i>Augmentation du volume des sécrétions</i></p> <p><i>Risque d'atélectasie</i></p> <p><i>Dilution du surfactant</i></p> <p><i>Diminution de la compliance pulmonaire</i></p> <p><i>Diminution de la capacité résiduelle fonctionnelle</i></p> <p><i>Augmentation du gradient alvéolo-artériel en oxygène</i></p> <p><i>Risque d'œdème pulmonaire par brûlure</i></p> <p><i>Risque d'hyperthermie</i></p> <p><i>Asynchronismes par accumulation d'eau dans le circuit respiratoire</i></p>

**Figure 3** : Coupe histologique de bronches avec ou sans bouchon endo-bronchique [24]



A : après 6 heures de ventilation avec des gaz secs, on observe la formation d'un bouchon endo-bronchique constitué de cellules épithéliales desquamées.

B : après 6 heures de ventilation avec des gaz humidifiés, on observe une lumière endo-bronchique libre.

## 1.2. Recommandations et systèmes d'humidification

Compte tenu des complications induites par une sous-humidification, l'humidification artificielle des gaz est considérée comme essentielle chez tous patients sous ventilation invasive.

### 1.2.1. Recommandations

Dès 1969, et donc assez tôt, des recommandations sur l'humidification sont publiées [17]. Elles préconisent d'apporter, au niveau de la trachée, un gaz avec une température entre 30 et 36°C et avec une humidité absolue de 30 à 40 mg/l.

Actuellement, il existe des recommandations de l'American Association for Respiratory Care (AARC) et de l'American National Standards Institute (ANSI) en ventilation invasive. L'AARC recommande, s'il on utilise un humidificateur chauffant, une humidité absolue entre 33 et 44 mg/l avec une température entre 34 et 41°C. Avec un filtre échangeur de chaleur et d'humidité, il est recommandé d'atteindre une humidité absolue supérieure à 30 mg/l [11]. L'ANSI recommande une humidité absolue supérieure à 30 mg/l avec une humidité relative de 100% [10,15,37]. Il est également recommandé de ne pas dépasser une température de 41-43°C.

Les normes ISO 8185 de l'Organisation Internationale de Normalisation ont été écrites en 1997 et révisées en 2007 [38]. Elles déterminent, auprès des fabricants d'humidificateurs pour la ventilation invasive, les exigences de performance d'humidification à savoir une humidité absolue supérieure à 33 mg/l.

Différents systèmes d'humidification ont donc été créés afin d'atteindre les objectifs recommandés. Cependant les mesures de performance d'humidification que les industriels réalisent avant commercialisation ne sont pas toujours disponibles et il n'existe actuellement pas d'organismes réalisant ces mesures indépendamment des fabricants.

## 1.2.2. Différents types d'humidificateurs

### 1.2.2.1. Humidificateurs froids

Les humidificateurs froids ou chambres d'humidification sont des réservoirs d'eau à température ambiante. Le gaz à humidifier passe dans ce réservoir soit au contact de l'eau, soit sous forme de bulles à travers l'eau. Ils sont simples d'utilisation et peu coûteux. Cependant, ils apportent une humidification qui ne dépasse pas 20 mg/l d'humidité absolue. Ils sont donc plutôt utilisés en ventilation en pression continue positive (PPC) ou en ventilation non invasive (VNI) mais ont rapidement été abandonnés au profit des humidificateurs chauffants.

### 1.2.2.2. Humidificateurs chauffants

Les humidificateurs chauffants sont des systèmes dits « actifs » qui nécessitent l'apport d'énergie. Le réservoir d'eau peut être rempli manuellement ou à l'aide d'un système au goutte à goutte, assimilable à une perfusion.

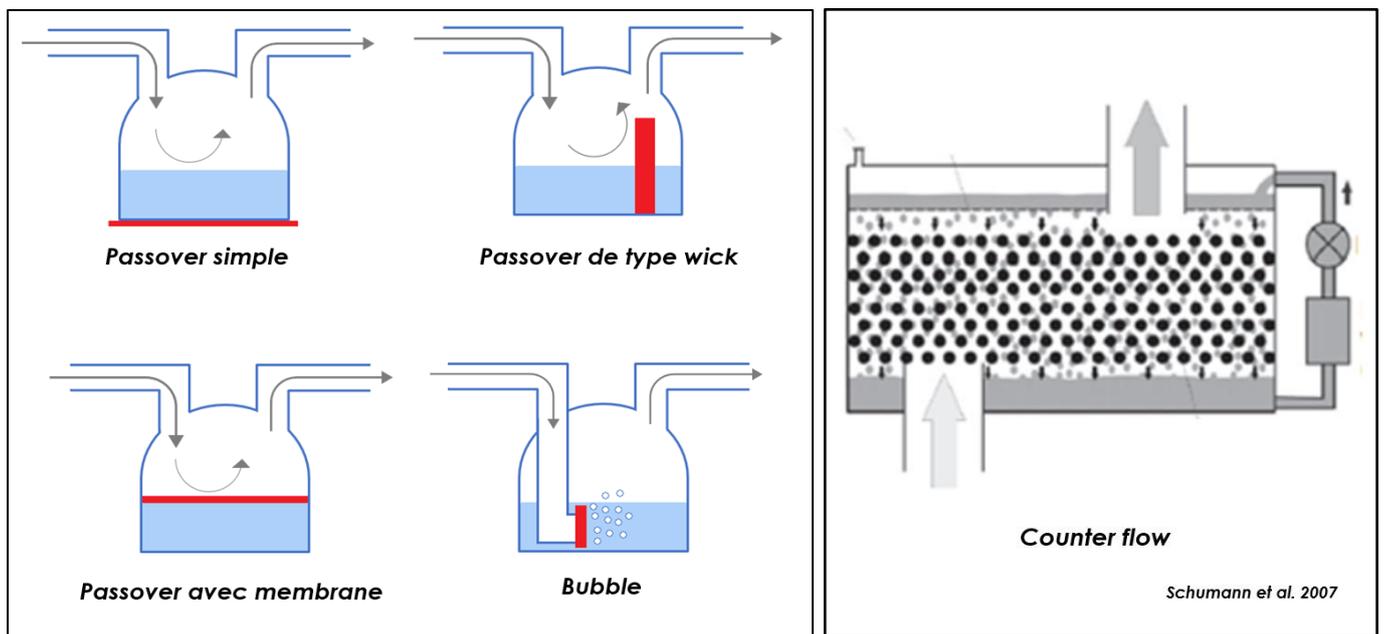
Différents types d'humidificateurs chauffants ont été développés [8,15,19] :

- **Type *passover*** : l'air est humidifié en passant au contact de l'eau du réservoir. Cette eau est chauffée soit par une plaque chauffante sous le réservoir, soit par une résistance plongée dans l'eau, soit par une membrane au contact de l'eau. Un thermostat permet de régler la température désirée. Plusieurs moyens sont possibles :
  - Simple : l'air passe juste au contact de la surface de l'eau
  - Type *wick* : à l'aide d'une mèche de papier buvard chauffée et plongée dans l'eau
  - A l'aide d'une membrane au contact de l'eau
- **Type *bubble*** : l'air passe sous forme de bulles dans l'eau chauffée du réservoir. Les bulles sont parfois fragmentées en bulles plus petites afin d'augmenter la surface de contact air-eau, ce qui apporte une meilleure humidification.

- **Type counter flow ou « à contre-courant »** : l'eau est chauffée à l'extérieure du réservoir puis est pompée dans des canalicules à contre-courant de l'air qui passe dans la chambre d'humidification. Ces systèmes ont été développés plus récemment et semblent prometteurs [8].

Un schéma des différents humidificateurs chauffants est représenté sur la figure 4.

**Figure 4 : Représentation schématique des humidificateurs chauffants**



*Humidificateurs de type passover (simple, de type Wick ou avec membrane).  
Humidificateur de type bubble.  
Humidificateur de type counter flow [8]*

Il est à noter que lors du passage de l'air dans le tuyau à la sortie de l'humidificateur, du fait de la différence de température entre l'intérieur du circuit et l'extérieur (température ambiante), on voit se former une condensation sous forme de gouttes d'eau sur les parois du tuyau. Cette condensation peut provoquer des asynchronismes patient-ventilateur et altérer la ventilation. Les gouttes d'eau peuvent être source d'infection et de colonisation bactérienne, ainsi il est conseillé de maintenir le ventilateur et l'humidificateur à la même hauteur afin de ne pas déverser l'excédent d'eau du circuit dans le réservoir de l'humidificateur [12].

Pour limiter cette condensation, plusieurs moyens sont développés. On peut tout d'abord ajouter des pièges à eau au milieu des tuyaux qui seront vidés régulièrement. D'autre part, certains tuyaux peuvent être dotés de fils chauffants sur le circuit inspiratoire et parfois sur le circuit expiratoire. Ils ont été développés dès les années 1970 [39]. Cependant certaines études semblent montrer que l'humidification est moins bonne avec ces fils chauffants [40,41]. Enfin on peut proposer de recouvrir les tuyaux (inspiratoire et expiratoire) d'un protège circuit communément appelé « chaussette thermique » afin de diminuer la différence de température entre l'intérieur et l'extérieur des tuyaux.

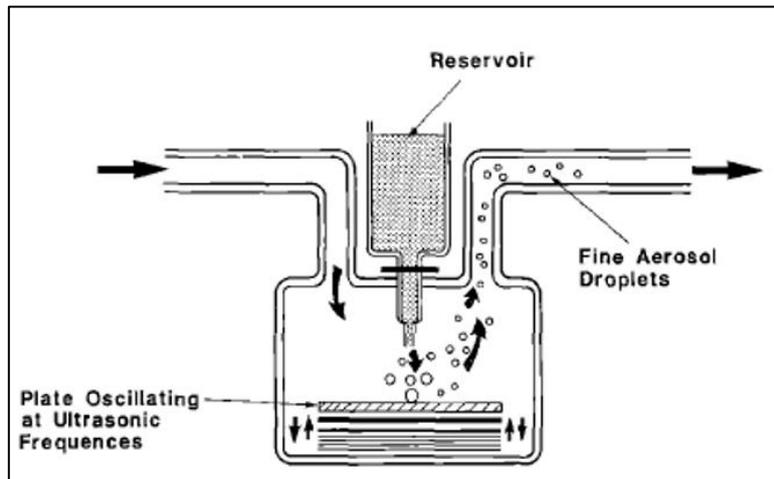
Pour finir, les humidificateurs peuvent être dotés d'un système d'autorégulation de la température. Une sonde est située proche de l'interface avec le patient (au niveau de la pièce en Y) et y mesure la température. Il y a ainsi un rétrocontrôle de l'intensité du chauffage de la plaque chauffante en fonction de la température au niveau de la pièce en Y. Ceci permet de réguler au mieux la température et l'humidification en fonction des réglages prédéfinis.

### *1.2.2.3. Humidificateurs par nébulisations*

Dans les années 1990, des humidificateurs par nébulisations de gouttes d'eau dans le tuyau inspiratoire ont été inventés. Ils permettaient de projeter de l'eau sous forme de gouttelettes et non de vapeur d'eau en utilisant soit un moteur rotatif, soit des ultrasons. Cependant les gouttes d'eau étant à température ambiante, elles pouvaient induire une hypothermie. Par ailleurs, ils pouvaient provoquer une sur-humidification en cas d'apport trop important de gouttelettes. Ils présentaient un risque non négligeable d'infection bactérienne et de risque de choc électrique. Etant en plus très coûteux, ils ont rapidement été abandonnés et ne sont plus actuellement recommandés [20].

La figure 5 représente un humidificateur par nébulisations à ultrasons.

**Figure 5 :** Représentation schématique d'un humidificateur chauffant par nébulisations à ultrasons [20]



#### 1.2.2.4. *Filtres échangeurs de chaleur ou d'humidité*

Les systèmes d'humidification dits « passifs » sont encore appelés « nez artificiels » ou filtres échangeurs de chaleur et d'humidité. Ils ne nécessitent pas d'apport d'énergie pour fonctionner. Ils miment l'action de la muqueuse nasale. En effet, placés entre le patient et le circuit respiratoire, ils vont conserver une partie de la vapeur d'eau contenue dans l'air expiré (environ 70%) et la restituer à l'inspiration suivante [42].

On en décrit trois types [15,19] :

- **Hydrophobiques** : composés d'un élément hydrofuge qui repousse l'humidité sans l'absorber. Ils ont une action antimicrobienne mais ont un faible pouvoir d'humidification.
- **Hygroscopiques** : avec un élément hygroscopique chimique composé de sels hydrophiles (chlorure de calcium, de magnésium ou de lithium) qui va capter les particules d'eau et absorber l'humidité de l'air comme une éponge. Ils sont composés d'une membrane en papier, en mousse ou en fibres de plastique. Ils n'ont pas de capacité antimicrobienne.

- **Mixtes (hydrophobiques et hygroscopiques)** : ce sont les plus fréquents. Ils combinent les deux propriétés en étant à la fois de bons filtres antimicrobiens et en apportant une humidité quasi similaire aux humidificateurs chauffants.

Selon les normes ISO 9360 et les recommandations de l'AARC, les filtres échangeurs de chaleur et d'humidité doivent apporter une humidité absolue de plus de 30 mg/l [11,43]. Cependant, Lellouche et son équipe [44] ont étudié les performances de différents « nez artificiels » dans une étude sur banc et ont montré que seulement 37,5% d'entre eux atteignaient les objectifs recommandés d'humidification à savoir une humidité absolue supérieure à 30 mg/l. On sait aujourd'hui qu'il y a une très grande hétérogénéité de performance des filtres échangeurs de chaleur et d'humidité sur le marché.

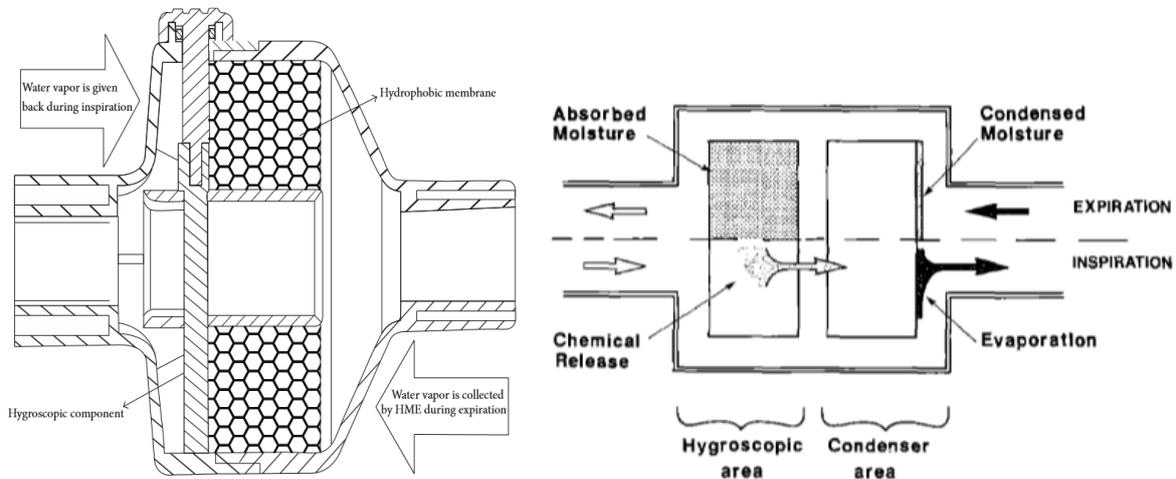
Les fabricants préconisent de les changer toutes les 24 heures. Cependant de nombreuses études ont montré qu'ils sont utilisables sans risque pendant 48 heures voire 7 jours chez certains patients et avec certains types de filtres sans majorer le risque d'occlusion de sonde [35,42,45–47].

La figure 6 représente plusieurs types de filtres échangeurs de chaleur et d'humidité. La figure 7 montre une schématisation du fonctionnement de ces filtres.

**Figure 6 :** Différents types de filtres échangeurs de chaleur et d'humidité



**Figure 7 : Schématisation du principe de fonctionnement des filtres échangeurs de chaleur et d'humidité [15,20]**



A gauche : représentation d'un filtre échangeur de chaleur et d'humidité de type mixte (hydrophobique et hygroscopique).

A droite : représentation d'un filtre échangeur de chaleur et d'humidité de type hygroscopique.

Récemment, on a vu se développer les filtres actifs. Ils sont dotés d'un élément chauffant avec un petit réservoir d'eau qui se remplit grâce à une tubulure. Ils ont montré de meilleures performances d'humidification *in vitro* avec une humidité absolue entre 36 et 44 mg/l selon les études [5,9]. Si le réservoir d'eau se vide, ils agissent toujours comme des filtres passifs. Ils sont cependant plus chers et majorent l'espace mort [36]. Un exemple est représenté figure 8.

**Figure 8 : Représentation d'un filtre échangeur de chaleur et d'humidité actif [9]**



*En bleu clair on voit le petit réservoir d'eau chauffée avec son alimentation électrique. L'eau est apportée par le biais d'une tubulure présente au-dessus du dispositif.*

### 1.2.3. Choix de l'humidificateur

Le choix du système d'humidification dépend des conditions du patient. Un humidificateur idéal se doit d'apporter une humidification optimale avec le moins d'effets secondaires et le moins de risques tout en restant simple d'utilisation et peu onéreux.

Les **filtres échangeurs de chaleur et d'humidité** présentent comme principal désavantage qu'ils augmentent l'espace mort (entre 22 et 95 ml et en moyenne 60 ml [48]) et peuvent induire une hypercapnie. Ils majorent la résistance inspiratoire et expiratoire (de l'ordre de 2,5 cm H<sub>2</sub>O/L/s [49]) et augmentent ainsi le travail respiratoire. Ils contribuent également au développement d'une PEP intrinsèque. On comprend donc bien pourquoi ils sont déconseillés en cas de difficultés de sevrage ventilatoire. Ils sont contre-indiqués en cas d'hypothermie (température corporelle inférieure à 32°C), en cas de ventilation à petits volumes (car augmentent l'espace mort) [10,11], et en cas de sécrétions épaisses ou hémorragiques (risque d'obstruction du filtre). Il ne faut pas non plus les utiliser s'il existe une fuite importante d'air entre l'inspiration et l'expiration (par exemple en présence d'une fistule trachéale ou bronchique ou en cas de ventilation avec un ballonnet dégonflé ou sans ballonnet) car ils ne peuvent récupérer suffisamment de chaleur et d'humidité à l'expiration.

Ils sont néanmoins moins coûteux, plus simples d'utilisation, plus légers et portatifs. Ils sont idéaux pour le transport des patients ou pour une ventilation de courte durée.

Les **humidificateurs chauffants** présentent certaines complications notamment le risque de décharge électrique (plus fréquent au début de leur développement et actuellement très rare), ou le risque de lésions thermiques des voies aériennes ce qui nécessite de ne pas dépasser une température maximale de 41°C [11]. Ils sont plus chers, plus complexes, et nécessitent une énergie externe et l'apport d'eau dans le réservoir. Cependant ils permettent de réguler au mieux la température et sont dotés d'alarmes de surveillance.

Les humidificateurs chauffants et les filtres échangeurs de chaleur et d'humidité ne doivent pas être utilisés de façon concomitante car cela majore le risque d'occlusion de sonde comme l'ont montré Doyle et ses collègues [50].

En termes de risque de pneumonies acquises sous ventilation, les nombreuses études trouvent des résultats discordants, cependant les dernières méta-analyses concluent à l'absence de différences significatives entre les filtres échangeurs de chaleur et d'humidité et les humidificateurs chauffants [51].

Concernant les occlusions, différentes études ont observé plus d'occlusions dans le groupe qui recevait un filtre échangeur de chaleur et d'humidité par rapport au groupe recevant l'humidificateur chauffant [29,30,32,52,53]. Cependant, dans la plupart de ces études, des filtres hydrophobiques seuls ont été utilisés et non pas des filtres mixtes qui ont de meilleures performances d'humidification.

Le tableau IV résume les avantages et les inconvénients des principaux systèmes d'humidification.

**Tableau IV : Avantages et inconvénients des principaux systèmes d'humidification**

	<b>Filtres échangeurs de chaleur et d'humidité</b>	<b>Humidificateurs chauffants</b>
<b>Avantages</b>	<i>Peu coûteux Simples et légers, peu encombrants Ne nécessitent pas de source électrique</i>	<i>Régulation possible de la température Humidification plus importante possible Alarmes de surveillance</i>
<b>Inconvénients</b>	<i>Augmentent l'espace mort Majorent le travail respiratoire Risque d'hypercapnie Peuvent contribuer à une difficulté de sevrage ventilatoire Induisent une PEP intrinsèque</i>	<i>Coûteux Plus complexes Risque de décharge électrique Risque de lésions thermiques Nécessitent une source électrique Nécessitent un remplissage du réservoir d'eau Risque d'hypothermie ou hyperthermie Pas de filtre bactérien</i>
<b>Indications préférentielles</b>	<i>Ventilation de courte durée Transport des patients ventilés</i>	<i>Ventilation de longue durée Difficulté de sevrage Ventilation à petits volumes</i>
<b>Utilisations déconseillées</b>	<i>Hypothermie &lt; 32°C Ventilation à petits volumes Sécrétions épaisses ou hémorragiques Fistule trachéale ou bronchique Ventilation avec une trachéotomie sans ballonnet ou ballonnet dégonflé</i>	

### 1.3. Cas particulier de la ventilation non invasive (VNI)

Au cours de la ventilation non invasive (VNI) ou de la ventilation en pression positive continue (PPC), le problème est différent car les voies aériennes ne sont pas court-circuitées. Cependant et pour plusieurs raisons l'humidification n'est pas pour autant physiologique. En effet, tout d'abord, les gaz utilisés en ventilation sont des gaz secs notamment en réanimation. Ensuite, la respiration se fait parfois par la bouche court-circuitant ainsi les fosses nasales qui participent en partie à l'humidification. Enfin, le débit d'air passant par les voies aériennes est plus important qu'au cours d'une respiration physiologique (surtout en cas de compensation des fuites en mode barométrique [54]) ce qui peut conduire à une moins bonne humidification.

D'ailleurs, les utilisateurs de VNI ou de PPC se plaignent régulièrement de sécheresse buccale, nasale ou de la gorge (jusqu'à 65% selon les études) [55,56]. Cet inconfort est décrit par Lellouche et ses collègues [57] pour une humidité absolue mesurée au niveau du masque inférieure à 15 mg/l. Cette sensation de sécheresse peut nous faire supposer une mauvaise humidification de l'arbre bronchique.

Il est décrit, en VNI comme en PPC, une destruction structurelle et fonctionnelle de la muqueuse nasale et des congestions nasales. Il en découle une augmentation de la résistance nasale avec une augmentation du travail respiratoire. Il est également rapporté des difficultés d'intubation au décours d'une VNI réalisée avec une mauvaise humidification. Par ailleurs, du fait d'un inconfort lié à la sécheresse, la tolérance est moins bonne conduisant à une mauvaise observance de la ventilation [58,59].

Wood et son équipe [60] rapportaient même le cas, en VNI, d'une obstruction des voies aériennes supérieures par un bouchon, du fait d'une mauvaise humidification (humidificateur froid).

Malgré tout, les recommandations ne sont pas claires concernant la VNI et la PPC et le niveau d'humidification nécessaire n'est pas connu. La British Thoracic Society Standards of Care Committee [61] écrit que l'humidification n'est normalement pas nécessaire en VNI. L'utilisation d'un humidificateur chauffant ou d'un filtre échangeur de chaleur et d'humidité peut significativement altérer la résistance du circuit et la fonction de trigger inspiratoire et expiratoire.

Actuellement, l'humidification est plutôt mise en place pour le confort du patient et surtout en cas d'utilisation chronique de la VNI [18] afin d'améliorer la tolérance et l'observance de la ventilation [10] comme le suggère l'AARC [11].

En cas d'humidification, les humidificateurs chauffants sont préférés car ils n'augmentent pas la résistance et ils facilitent les expectorations. Ils ne majorent pas l'espace mort contrairement aux filtres échangeurs de chaleur et d'humidité et induisent donc moins d'hypercapnie [11,48,62].

#### 1.4. Facteurs extérieurs à l'humidificateur chauffant et influençant l'humidité

L'efficacité de l'humidification avec un humidificateur chauffant dépend de plusieurs paramètres dont la surface de contact entre l'air et l'eau et la température de l'eau chauffée du réservoir. La durée de contact entre l'air et l'eau est aussi importante et elle dépend de la vitesse de passage de l'air dans le réservoir et de la turbulence à son passage [63].

##### 1.4.1. Influence des paramètres ventilatoires

Différents paramètres peuvent diminuer les performances des humidificateurs chauffants comme cela a été retrouvé dans de nombreux tests sur banc. On sait que l'humidification est moins bonne en cas d'augmentation du volume courant et donc du débit d'air du fait de la diminution du temps que l'air passe dans la chambre d'humidification au contact de l'eau [6,7,14,41,57,63]. On sait également que l'humidification est moins bonne en cas d'augmentation de la pression inspiratoire [64] ou en cas température ambiante élevée [57,65]. En cas d'augmentation de la fréquence respiratoire, une étude montrait une meilleure humidité absolue [66].

Par exemple, en 1994, Gilmour et son équipe [41] ont réalisé une étude pour tester l'effet des circuits chauffants sur l'humidification par rapport à des circuits non chauffants. Ils ont utilisé trois niveaux de débit d'air (15 l/min, 45 l/min et 90 l/min) et ont testé trois humidificateurs chauffants (MR630 de Fisher & Paykel, Hudson RCI Concatherm III et Marquest SCT3000). Leurs résultats montraient que l'humidité relative à une température de 37°C était diminuée de manière significative avec un débit d'air de 45 l/min par rapport à un débit d'air de 15 l/min et que l'humidification était moins efficace avec un circuit à fils chauffants par rapport à un circuit nu.

En 2004, Lellouche et ses collègues [7] publiaient les résultats de leur banc de test qui évaluait l'influence de la température de l'air à l'entrée de l'humidificateur (et donc de la température ambiante) sur les performances d'humidification. Ils ont testé deux niveaux de température et deux niveaux de ventilation minute. Ils ont utilisé deux humidificateurs chauffants : le MR730 ou le MR850 (Fisher & Paykel). Avec une

température élevée (28-30°C), ils ont observé une moins bonne humidification (humidité absolue diminuant jusqu'à 20 mg/l). L'humidification était également observée moins bonne avec une ventilation minute de 20 l/min par rapport à une ventilation minute de 10 l/min.

Holland et son équipe ont conduit en 2007 [64] une étude sur banc afin de tester, en VNI, les conséquences sur l'humidification d'une variation de la pression inspiratoire, d'une variation de la fréquence respiratoire et d'une variation du rapport I/E (inspiration/expiration). Deux humidificateurs chauffants ont été utilisés (HC100 et HC300 de Fisher & Paykel). Ils ont observé une diminution de l'humidité relative en cas d'augmentation de la pression inspiratoire.

En revanche, il n'a pas été montré d'altération de l'humidification si on diminue le temps inspiratoire, ni si on augmente la FiO<sub>2</sub> (fraction inspirée en oxygène) [6,64,67].

#### 1.4.2. Influence du type de ventilateur

Les ventilateurs utilisés au domicile diffèrent des ventilateurs de réanimation. En effet la majorité d'entre eux fonctionnent avec une turbine et utilisent l'air ambiant de la pièce tandis que la plupart des ventilateurs de réanimation sont pneumatiques et utilisent les gaz médicaux qui sont plus secs que l'air ambiant (pour rappel, l'humidité absolue des gaz médicaux est inférieure à 5 mg/l et leur humidité relative est de 0 %, voir tableau II) [55]. En l'absence d'humidification, les ventilateurs de réanimation apporteront une humidité absolue de 5 mg/l alors que les ventilateurs à turbine de domicile pourront atteindre 13 mg/l [57].

#### 1.4.3. Influence du type de circuit respiratoire

Différents types de circuits peuvent être utilisés, chacun offrant des avantages et des inconvénients. Le choix reste celui du clinicien qui appareille le patient.

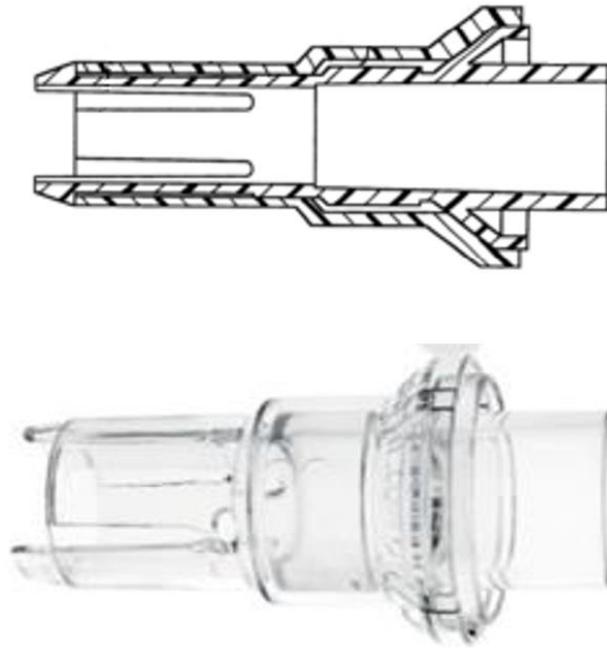
Les plus fréquents sont les **circuits « double branche »**. Ces circuits sont dotés de deux tuyaux ce qui permet une séparation entre les gaz inspirés et les gaz expirés.

Ils permettent de quantifier précisément le volume expiré car la valve expiratoire se trouve dans le ventilateur. Afin d'alléger le montage, notamment à domicile ou pendant un transport, un modèle de circuit propose la valve expiratoire au niveau du malade, permettant de supprimer tout le tuyau expiratoire. Il existe une certaine confusion sur l'appellation des tuyaux. Ce dernier tuyau double branche ayant une valve expiratoire déportée est parfois appelé « simple branche à valve expiratoire ».

Enfin, des **circuits « simple branche »** ont été développés par les fabricants à partir des années 1990. Ils sont de plus en plus utilisés, notamment en ventilation au domicile, car ils ont une meilleure ergonomie et un moindre coût. Le circuit se compose d'un seul tuyau mesurant entre 1,5 et 2 mètres de long où l'expiration se fait par une fuite intentionnelle. Ils sont ainsi plus légers, plus faciles d'utilisation et de branchement et réduisent l'espace mort. Ils génèrent également moins de bruit. Le confort est meilleur pour le patient car il diminue le risque d'asynchronisme.

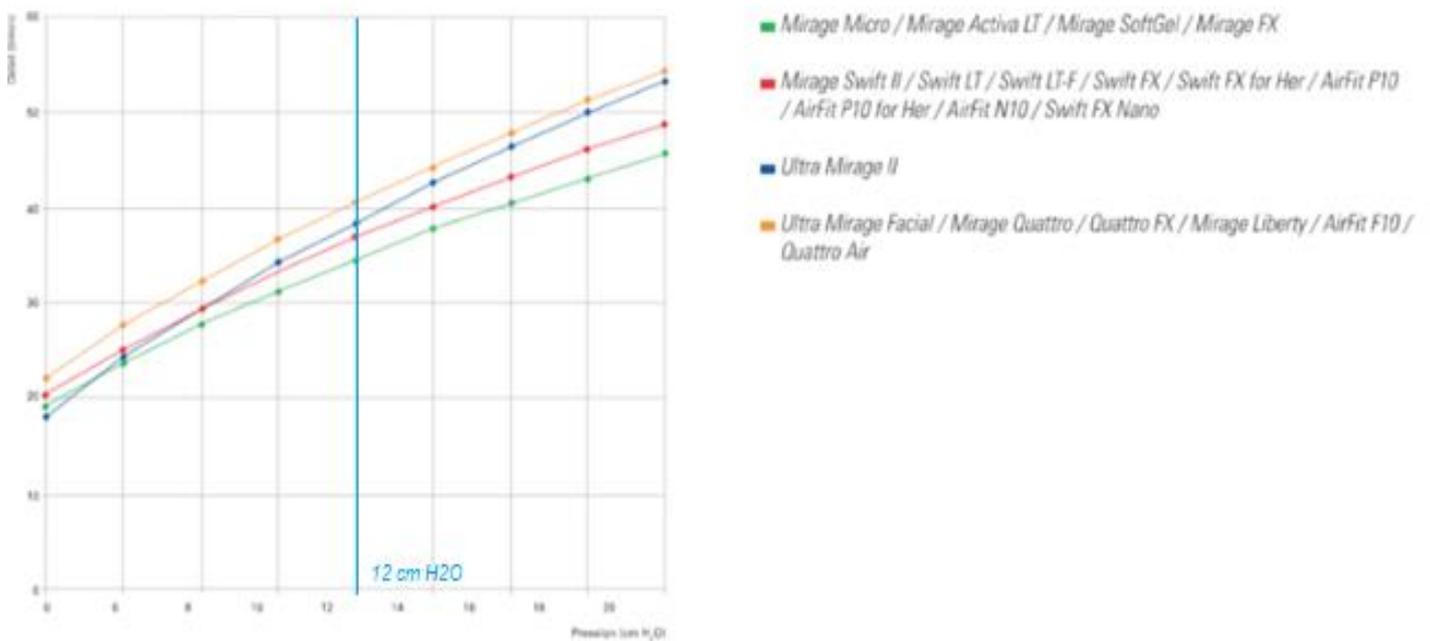
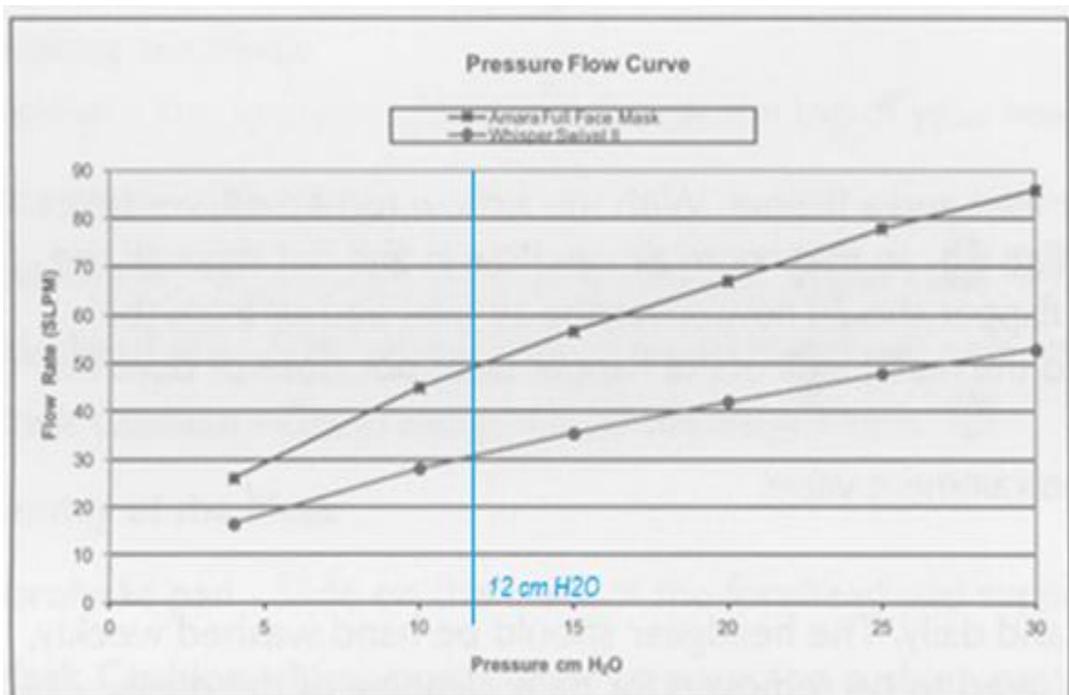
En ventilation invasive, la fuite intentionnelle est créée grâce à un raccord fenêtré spécifique placé entre le circuit respiratoire et le patient (figure 9). En VNI, la fuite intentionnelle se trouve directement sur le masque. Cette fuite occasionne une perte de gaz à l'inspiration et nécessite une accélération de la turbine du ventilateur pour compenser cette perte de débit et assurer la pression prescrite [68]. Cette augmentation du débit est connue et doit être spécifiée par les fabricants de masque ou de raccord sous forme d'un graphique représentant le débit induit au niveau de la fuite intentionnelle en fonction de la pression réglée (voir figure 10). A titre d'exemple, pour une pression inspiratoire de 12 cm H<sub>2</sub>O, le débit peut atteindre 30 à 50 l/min en fonction des masques (ligne bleue verticale sur la figure 10). Les variations entre les différents masques actuellement sur le marché sont majeures et peuvent aller du simple au double.

**Figure 9 : Whisper Swivel 2 (Respironics)**



*Whisper Swivel 2 (Respironics) : raccord fenêtré spécifique utilisé en ventilation invasive avec un circuit simple branche à fuite intentionnelle.*

**Figure 10** : Débit induit par la fuite intentionnelle en fonction de la pression réglée.



L'axe des ordonnées représente le débit induit par la fuite intentionnelle en l/min, l'axe des abscisses montre la pression réglée en cm H<sub>2</sub>O.

En haut : pour le masque bucco-nasal Amara (carré) et pour le raccord Whisper Swivel 2 (rond) de la marque Respironics.

En bas : pour différents masques de la marque Resmed.

En exemple, la ligne verticale bleue montre les débits induits pour une pression de 12 cm H<sub>2</sub>O.

#### 1.4.4. Influence des fuites non intentionnelles

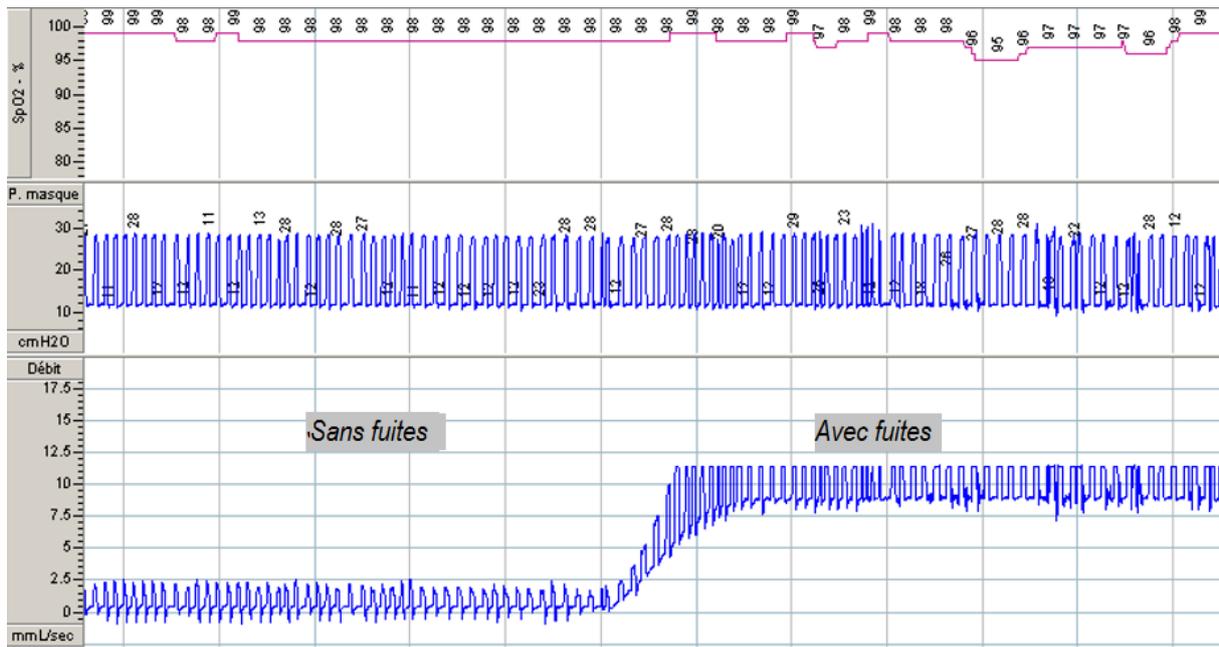
Les fuites non intentionnelles (ou accidentelles) sont des phénomènes fréquents en ventilation, quel que soit le type de ventilation.

En VNI, il a été démontré qu'elles peuvent être corrélées à l'échec de la ventilation en induisant plus d'hypercapnie [69], voire entraîner une surmortalité en provoquant plus de désaturations nocturnes [70].

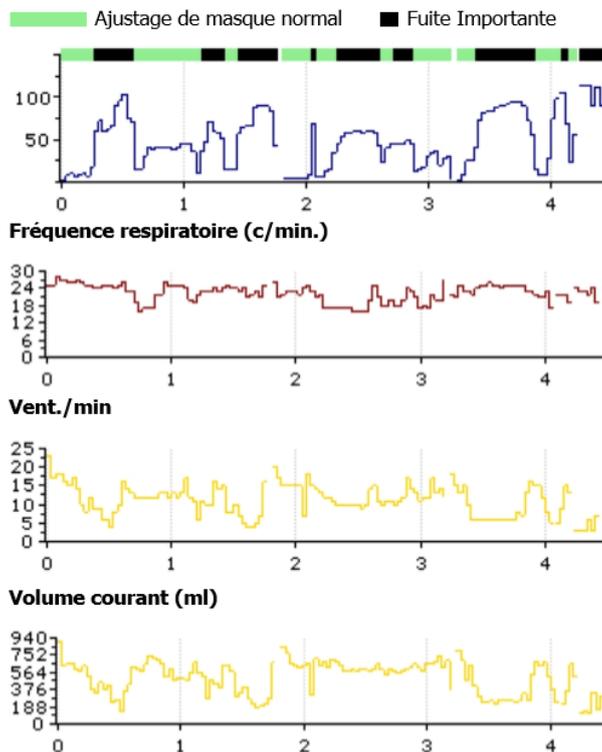
En VNI, avec masques à fuite intentionnelle, elles ont été rapportées entre 30 et 45 l/min, selon les masques et pour une pression inspiratoire de 14 cm H<sub>2</sub>O [71], mais peuvent aller bien au-delà.

En mode à objectif de volume (mode volumétrique), le débit est maintenu constant par définition et donc la fuite non intentionnelle n'augmente pas la vitesse de rotation de la turbine [72]. En revanche, en mode à objectif de pression (mode barométrique), quel que soit le circuit respiratoire utilisé, le débit de la turbine va augmenter afin de compenser cette perte d'air par la fuite et maintenir la pression inspiratoire et expiratoire prescrite [72]. À ce jour, des augmentations de débit jusqu'à 100 l/min peuvent se voir sur certains ventilateurs. Deux exemples de tracés en VNI en mode barométrique avec des fuites massives sont présentés sur la figure 11.

**Figure 11 : Tracés d'enregistrements en VNI avec présence de fuites massives**



**Fuite non prévue (l/min)**



En haut : exemple d'un tracé issu du logiciel RemLogic en VNI en mode barométrique. Apparition de fuites en deuxième période du tracé se traduisant par une augmentation du débit (3<sup>ème</sup> ligne) afin de maintenir les pressions réglées (2<sup>ème</sup> ligne). Ces fuites sont source de désaturations (1<sup>ère</sup> ligne).

En bas : exemple d'un tracé issu du logiciel EncorePro avec présence de fuites massives allant jusqu'à 100 l/min (1<sup>ère</sup> ligne).

#### 1.4.5. Influence des « nouveaux modes » de ventilation

Il existe sur certains ventilateurs des nouveaux modes de ventilation, qui ne sont en fait que des mélanges de modes existants, essayant de combiner les avantages des modes barométriques (compensation de la fuite) et les avantages des modes volumétriques (garantie du volume insufflé). Les fabricants ont eu un intérêt croissant pour ces modes dits « hybrides » comme le mode AVAPS (Average Volume Assured Pressure Support) [73]. Ces nouveaux modes ont été étudiés en ventilation mécanique chez des patients intubés et montraient une diminution du travail des muscles respiratoires et une meilleure synchronie entre le patient et le ventilateur [74]. Ils ont finalement été considérés par les mêmes auteurs qui les avaient lancés comme des « gadgets » quelques années plus tard [75] mais sont toujours très largement utilisés. Ils entraînent des variations de pression majeures induisant une augmentation très importante des débits insufflés par augmentation de la vitesse de rotation de la turbine. Par la suite, les circuits simple branche à fuite intentionnelle se sont développés permettant de ventiler un malade en mode volumétrique avec un volume courant inspiré (VTi) estimé et non plus mesuré.

Ces « nouveaux modes » n'ont jamais été évalués, ni sur leur efficacité technique sur banc, ni sur leur danger dans des études cliniques. Il n'y a effectivement aucune réglementation ou aucune norme empêchant de mettre ces nouvelles techniques sur le marché. Toutefois de tels modes vont entraîner, par définition, des accélérations massives de la vitesse de rotation de la turbine pour essayer de produire un débit « constant » estimé au niveau du malade. Les valeurs d'augmentation du débit n'ont jamais été étudiées et ne sont pas disponibles.

#### 1.4.6. Influence de la phonation

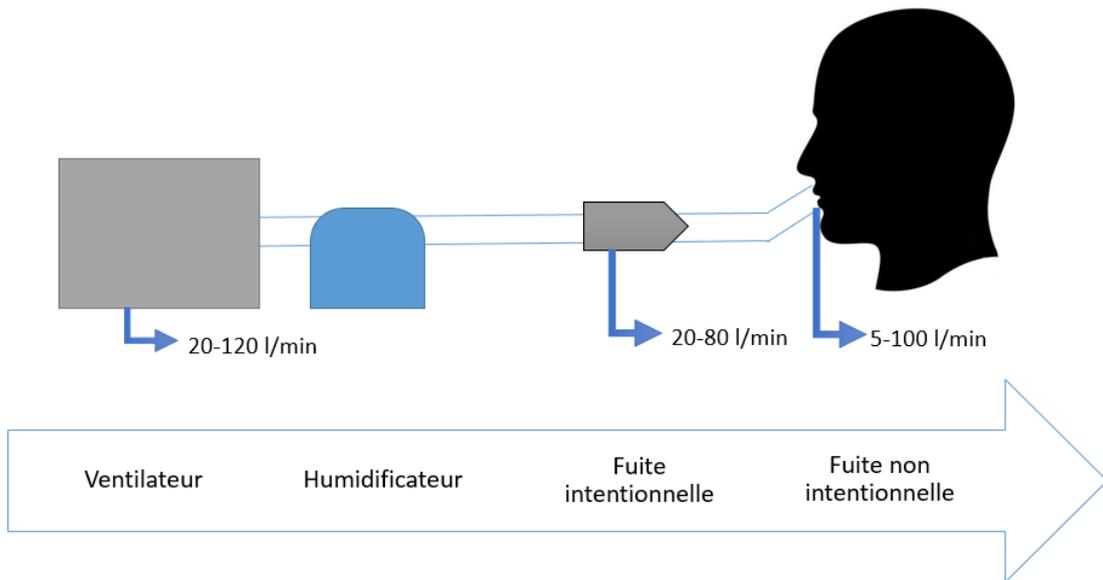
La ventilation dite « à fuite » sans ballonnet est proposée chez les malades ventilés sur trachéotomie et voulant parler. Il faut pour cela augmenter le débit inspiratoire passant par les cordes vocales par plusieurs moyens disponibles [76,77] :

- En mode barométrique, en utilisant un système de compensation des fuites.

- En mode volumétrique en augmentant le volume courant ou le temps inspiratoire.
- En utilisant une sonde de trachéotomie qui se gonfle à l'inspiration et se dégonfle à l'expiration permettant la phonation [78].
- En utilisant un système breveté permettant au malade, manuellement, d'augmenter le débit inspiratoire temporairement pour parler.

Nous voyons donc que de nombreux facteurs extérieurs, dont certains pouvant se combiner entre eux, peuvent augmenter de manière considérable le débit sortant des ventilateurs. Or les ventilateurs modernes, par le progrès technologique des turbines n'ont plus aucune limite, et les augmentations successives de débit, comme résumées dans la figure 12, pourraient atteindre des niveaux spectaculaires de presque 300 l/min tout en maintenant une bonne ventilation. Nous avons vu que la vitesse de passage de l'air dans un humidificateur chauffant est un facteur influençant de manière importante la qualité de l'humidification. Ces augmentations de débit massives, permises par les nouvelles technologies, peuvent donc mettre en danger les malades en altérant la qualité de l'humidification. Malheureusement, les conséquences de toutes ces nouvelles techniques de ventilation sur l'humidification n'ont jamais été étudiées, car l'humidification est souvent considérée comme un détail et est peu surveillée par les médecins.

**Figure 12** : Représentation schématique des débits et augmentations de débit à chaque niveau d'un circuit de ventilation.



### 1.5. Objectif de l'étude

L'objectif de cette étude est d'évaluer la qualité et l'efficacité de l'humidification des gaz dans de multiples situations de ventilation moderne. Pour cela, la création d'un banc de test permettant de tester plusieurs configurations possibles sera entreprise. Dans un second temps, nous regarderons comment réagissent différents humidificateurs chauffants lors de l'utilisation d'un circuit simple branche à fuite intentionnelle ou d'un circuit à valve. Nous étudierons également l'impact sur les performances d'humidification d'une modification du volume courant ou de l'ajout d'une fuite non intentionnelle.

## 2. Matériels et méthodes

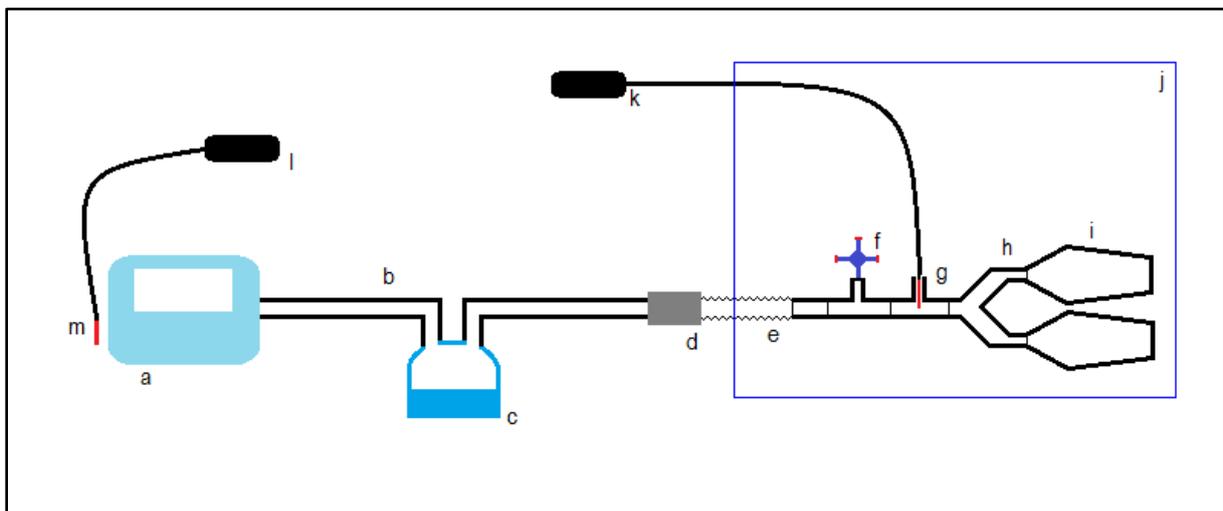
### 2.1. Première étape : création du banc de test des humidificateurs chauffants

Le banc de test a été conçu en collaboration avec le Groupe Assistance Ventilatoire (GAV) de la Société de Pneumologie de Langue Française (SPLF). Il a été réalisé dans les laboratoires de la société Air Liquide European Homecare Operations Services (ALEHOS) à Gentilly en France, de janvier 2014 à mars 2016. Les mesures définitives ont été réalisées dans les locaux de la société Air liquide Médical Santé (ALMS), à Antony, France.

#### 2.1.1. Montage

Un schéma du montage complet est représenté sur la figure 13.

**Figure 13 : Montage complet du banc de test.**



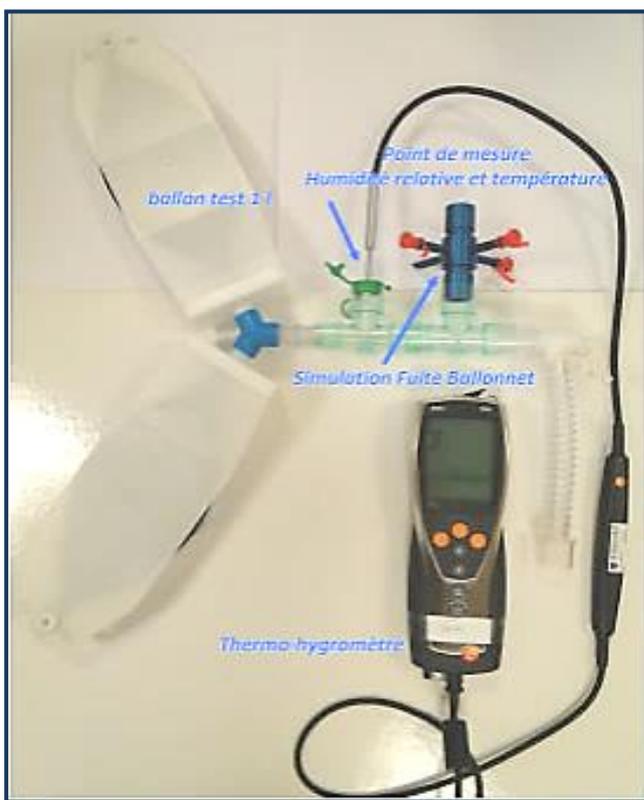
**a** : ventilateur (Trilogy 100) ; **b** : circuit respiratoire à fuite intentionnelle ou à valve expiratoire ; **c** : humidificateur chauffant ; **d** : valve expiratoire ou raccord spécifique à fuite intentionnelle selon le circuit choisi ; **e** : raccord annelé ; **f** : orifice de simulation de la fuite non intentionnelle ; **g** : sonde de l'hygromètre mesurant l'humidité relative et la température au niveau de la pièce en Y ; **h** : pièce en Y ; **i** : poumons tests ; **j** : enceinte climatique ; **k** : hygromètre mesurant l'humidité relative et la température au niveau de la pièce en Y ; **l** : hygromètre mesurant les conditions ambiantes autour du ventilateur ; **m** : sonde de l'hygromètre mesurant les conditions ambiantes autour du ventilateur

### 2.1.1.1. Les poumons tests

Les poumons ont été représentés sous forme de deux poumons tests de type Servo Lung 190 d'une contenance de 1 litre chacun (Siemens Maquet, Rastatt, Germany). Ils ont une compliance de 30 ml/cm H<sub>2</sub>O et une résistance de 20 cm H<sub>2</sub>O/L/s.

Ils sont branchés au niveau d'une pièce en Y, elle-même reliée au circuit de l'humidificateur par l'intermédiaire d'un raccord annelé et du circuit respiratoire. L'ensemble est ensuite relié au ventilateur (figure 14).

**Figure 14 : Montage des poumons tests reliés au raccord annelé.**



Entre les poumons tests et le raccord annelé, on place la sonde de l'hygromètre puis l'orifice de simulation de la fuite non intentionnelle.

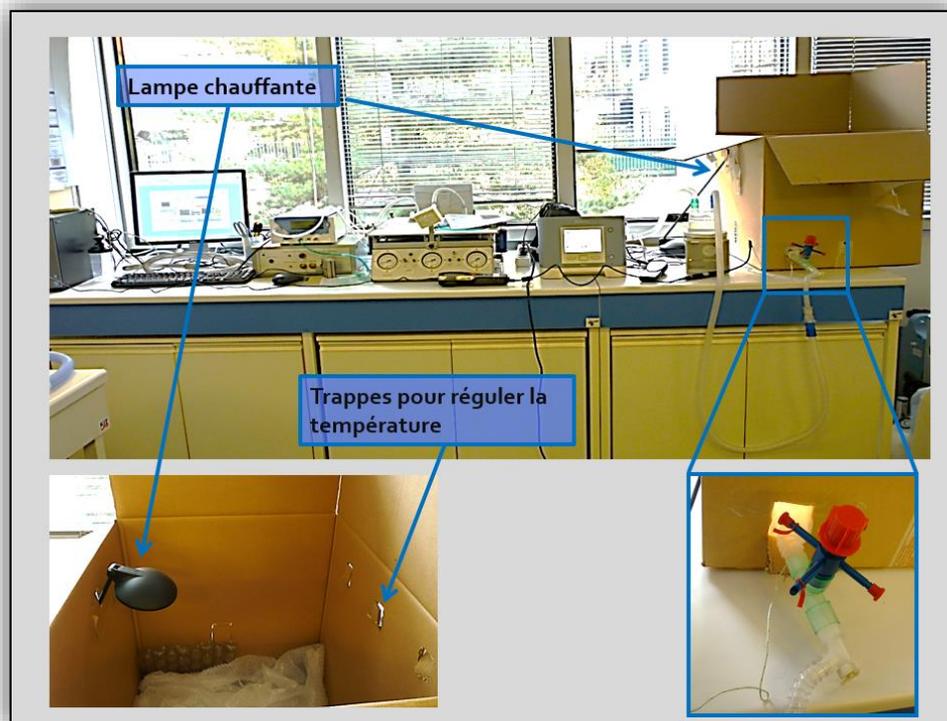
### 2.1.1.2. Utilisation d'une enceinte climatique

Lors de la première série de mesures nous avons placé les poumons tests à température ambiante. Cependant, la différence de température entre l'intérieur du circuit et l'extérieur (température ambiante) induisait une condensation importante

d'eau notamment au niveau de la pièce en Y et donc de l'extrémité de la sonde de l'hygromètre. Par conséquent, la sonde était saturée en eau et affichait une humidité relative de 99 à 100% en permanence, faussant ainsi les mesures.

Nous avons donc par la suite essayé de simuler la température corporelle autour des poumons tests afin d'éviter la condensation d'eau en diminuant la différence de température entre l'intérieur et l'extérieur du circuit. La deuxième série de mesure a donc été réalisée en plaçant les poumons tests et la sonde de l'hygromètre dans un carton. Une lampe placée dans le carton permettait d'élever la température à l'intérieur du carton pour atteindre entre 36 et 37°C. La température à l'intérieur du carton était mesurée en continu. Dès que cette température atteignait les 37°C, on éteignait la lampe. Si cette température dépassait 37°C, on pouvait également ouvrir des « trappes » découpées sur les parois du carton afin de l'abaisser. Ce montage est représenté figure 15.

**Figure 15 : Montage du banc de test avec l'utilisation d'un carton**



*Les poumons tests sont placés dans le carton qui est chauffé par l'intermédiaire d'une lampe. Des « trappes » sont créées sur les parois du carton. La température est mesurée en continu dans le carton et est régulée par l'allumage ou non de la lampe et par l'ouverture ou non des trappes. Le reste du montage (circuit respiratoire, humidificateur et ventilateur) est à température ambiante en dehors du carton.*

Nous avons obtenu une première série de résultats mais nous n'étions cependant pas complètement satisfaits. En effet, ce montage était peu rigoureux et le maintien de la température dans le carton trop aléatoire. Afin de faire des mesures valables et se rapprochant le plus de la réalité, il a donc fallu trouver un moyen de maintenir autour des poumons tests une température constante en diminuant au maximum les variations de température. Plusieurs solutions ont été proposées : utilisation d'une couverture de survie autour du carton, poumons tests placés dans une couveuse de réanimation... Finalement, en collaboration avec les équipes de ALEHOS, nous avons décidé d'utiliser une enceinte climatique qui permettra d'atteindre la température désirée rapidement et de la maintenir de manière fiable autour des poumons tests pendant les mesures (figure 16).

**Figure 16 : Montage du banc de test avec l'utilisation d'une enceinte climatique**



*Les poumons tests sont placés dans l'enceinte climatique qui permet le maintien d'une température constante similaire à la température corporelle. Elle est réglée à 34°C (température au niveau de la carène). Le reste du montage (circuit respiratoire, humidificateur et ventilateur) est à température ambiante en dehors de l'enceinte climatique.*

Nous avons donc placé l'ensemble constitué des deux poumons tests dans une enceinte climatique de type CL5-45 (BIA Climatic, Conflans Saint Honorine, France) qui se trouve dans les laboratoires de Air Liquide Médical Santé à Antony (cf. figure 16). La température de l'enceinte climatique est réglée à 34°C ce qui correspond à la température au niveau de la carène. En effet on considère qu'en ventilation invasive, les voies aériennes sont court-circuitées jusqu'à la carène. Le reste du réchauffement et de l'humidification des gaz jusqu'aux alvéoles se fait par le corps humain.

#### *2.1.1.3. Mesure des performances d'humidification*

Pour mesurer la température et l'hygrométrie de l'air qui arrive au niveau des poumons, on utilise un hygromètre Testo 635 (Testo, Lenzkirch, Germany) dont l'extrémité de la sonde est placée entre les poumons tests et l'orifice de la fuite non intentionnelle, au niveau de la pièce en Y. Il est relié par port USB à l'ordinateur et transmet les données au niveau du logiciel informatique Testo Confort Software X35 (Testo, Lenzkirch, Germany). La température et l'humidité relative sont enregistrées toutes les secondes. Cet hygromètre est calibré automatiquement.

#### *2.1.1.4. Conditions ambiantes*

Les conditions ambiantes sont surveillées pendant les essais. On mesure l'humidité relative grâce à un hygromètre Logger GL240 (Graphtec, Tokyo, Japan) et la température grâce à un thermomètre HI 93532 (Hanna Instruments, Tanneries, France). Les extrémités des sondes sont placées au niveau de l'entrée d'air du ventilateur.

### 2.1.2. Création des différentes situations cliniques de ventilation

Différentes configurations cliniques peuvent être élaborées et combinées entre elles :

- Plusieurs niveaux de volume courant peuvent être réglés sur le ventilateur : situation standard ou situations extrêmes
- Plusieurs types de circuits respiratoires peuvent être utilisés : circuit à valve expiratoire ou circuit à fuite intentionnelle
- Ajout ou non d'une ou plusieurs fuites non intentionnelles

#### *2.1.2.1. Réglages du ventilateur*

Le ventilateur utilisé est le Trilogy 100 (Respironics, Murryville, Pennsylvania, USA). Il est réglé en mode volumétrique (VAC) avec une fréquence respiratoire à 12 cycles par minute, une pression expiratoire positive (PEP) à 5 cm H<sub>2</sub>O, un rapport I/E à 1/2 soit un temps inspiratoire de 1,7 secondes, et un débit carré. Selon les configurations désirées, on fait varier le volume courant.

#### *2.1.2.2. Circuit respiratoire à valve expiratoire ou à fuite intentionnelle*

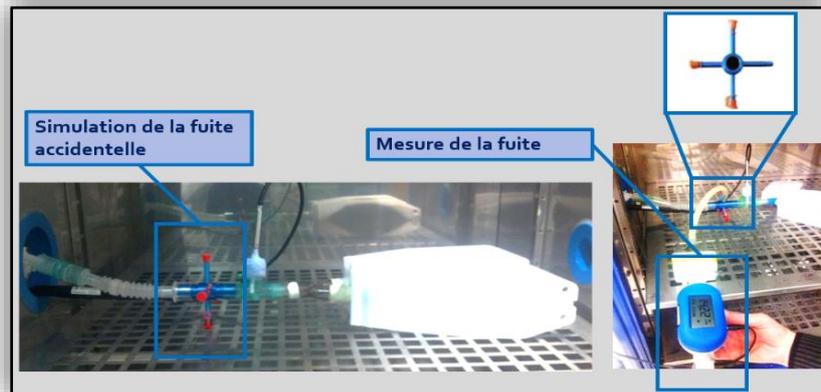
Entre le raccord annelé relié aux poumons tests et le circuit de l'humidificateur, on positionne selon les situations désirées soit une valve expiratoire pour le circuit à valve, soit pour le circuit à fuite intentionnelle, un raccord spécifique qui va créer la fuite intentionnelle : Whisper Swivel 2 (Respironics, Murryville, Pennsylvania, USA). Les montages sont réalisés selon les recommandations du fabricant.

#### *2.1.2.3. Création d'une fuite non intentionnelle*

Les mesures peuvent être faites soit sans fuite non intentionnelle, soit avec création d'une ou plusieurs fuites non intentionnelles. Les fuites non intentionnelles sont simulées grâce un orifice calibré selon les normes ISO 17510-1 de thérapie du sommeil. Cet orifice mesure 4 mm de diamètre et correspond à une fuite de 24 l/min

à 10 hPa. Plusieurs orifices peuvent être ouverts. Ils sont placés entre les poumons tests et le raccord annelé. Avant les manipulations, on quantifie la fuite grâce à un débitmètre de type TSI 4040G (TSI, Minnesota, USA) (figure 17).

**Figure 17 : Simulation de la fuite non intentionnelle (accidentelle)**



*On utilise pour cela plusieurs orifices calibrés placés entre les poumons tests et le circuit respiratoire. Ils sont ouverts ou fermés par un capuchon rouge selon la configuration désirée. La fuite est quantifiée avant les mesures par un débitmètre électronique.*

### 2.1.3. Données recueillies

Pour chaque configuration on note :

- Les conditions ambiantes (température ambiante et humidité relative)
- La mesure de la fuite non intentionnelle
- La situation expérimentale :
  - o Type d'humidificateur et réglage de la température de la plaque chauffante
  - o Réglages du ventilateur
  - o Type de circuit respiratoire : à valve expiratoire ou à fuite intentionnelle
  - o Présence ou non de fuites non intentionnelles

Les paramètres hygrométriques mesurés par l'hygromètre sont l'humidité relative et la température. L'humidité absolue est ensuite calculée avec la formule suivante qui s'applique lorsque la température est comprise entre 24°C et 38°C :

$$HA = \frac{HR \times (16.45 - 0.73 \times T + 0.04 \times T^2)}{100} = \frac{HR \times HAS}{100}$$

*HA = Humidité absolue  
en mg d'eau/litre d'air  
HAS = Humidité absolue à  
saturation  
HR = Humidité relative en %  
T = Température en °C*

Nous avons retenu pour les résultats les mesures après obtention d'un plateau. Le plateau est défini comme l'absence de variation de la température de plus de 1°C et de l'humidité relative de plus de 5 % pendant au moins 10 minutes.

## 2.2. Deuxième étape : mesures réalisées par notre équipe

Les mesures ont été réalisées dans les laboratoires de la société Air liquide Médical Santé (ALMS), à Antony en France, sur une durée totale de cinq jours. Un médecin et un technicien étaient présents pendant les cinq jours. Au total, 48 configurations différentes sont réalisées.

### 2.2.1. Situations cliniques de ventilation testées

Nous avons testé 8 configurations différentes en combinant ensemble :

- Deux niveaux de volume courant : volume courant de 600 ml (situation standard) ou volume courant de 1000 ml (situation extrême comme par exemple lors d'une ventilation à fuite pour phonation)
- Deux types de circuits respiratoires : circuit à valve expiratoire ou circuit à fuite intentionnelle
- Ajout ou non d'une fuite non intentionnelle

### 2.2.2. Humidificateurs chauffants testés

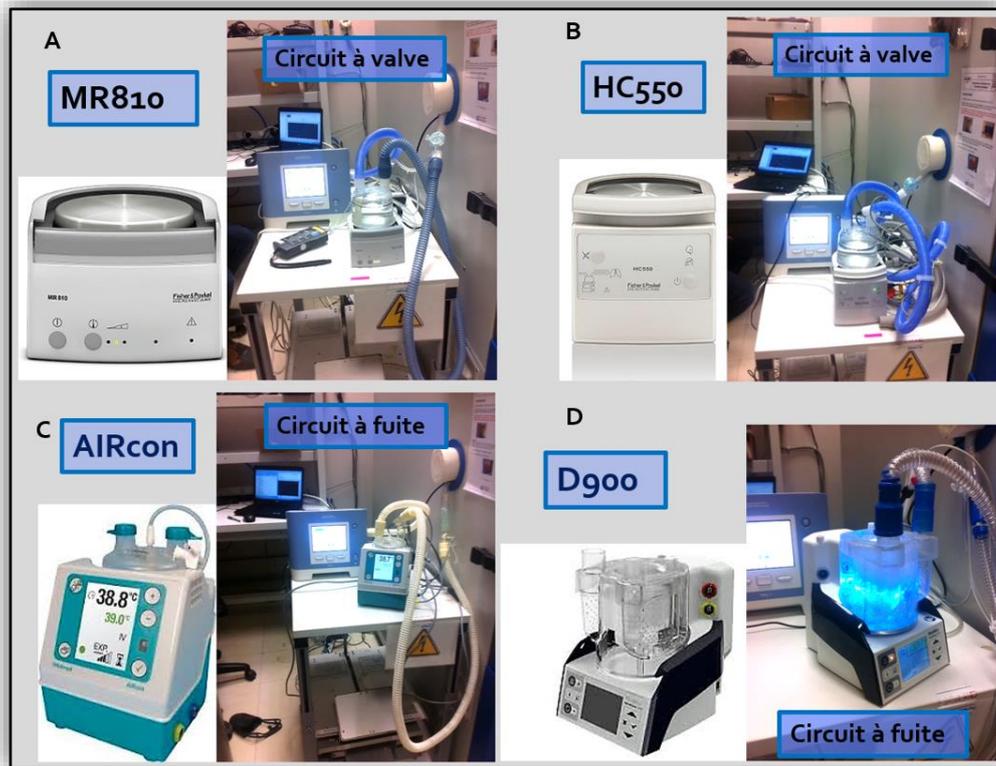
Quatre différents humidificateurs chauffants ont été utilisés. Chaque humidificateur avait son propre circuit, avec fils chauffants. Ils sont représentés figure 18.

- ⊙ MR810 (Fisher & Paykel, Auckland, New Zeland) : humidificateur de type *passover* avec circuit à fils chauffants (de type 900MR810) et trois niveaux de régulation manuelle de la température de la plaque chauffante. Nous avons réalisé nos mesures avec les trois niveaux.
- ⊙ HC550 (Fisher & Paykel, Auckland, New Zeland) : humidificateur chauffant de type *passover*, avec circuit à fils chauffants (de type RT443). La température est régulée automatiquement grâce à un système d'auto-régulation (ThermoSmart®).
- ⊙ AIRcon (WILAmed, Kammerstein, Germany) : humidificateur chauffant avec trois niveaux de régulation de la température de la plaque chauffante, circuit avec fils chauffants. L'ensemble des mesures ont été réalisées avec le niveau le plus élevé du réglage de la température de la plaque chauffante.
- ⊙ D900 Humicare (Resmed, Gründler, Freudenstadt, Germany) : humidificateur chauffant de type *counter flow* ou à contre-courant avec circuit à fils chauffants.

La chambre d'humidification de type HC325 (Fisher & Paykel, Auckland, New Zeland) a été utilisée avec les humidificateurs HC550 et MR810. Le D900 avait sa propre chambre d'humidification de type Humicare delta C (Resmed, Gründler, Freudenstadt, Germany), ainsi que le AIRcon : chambre de type C200R (WILAmed, Kammerstein, Germany).

Les réservoirs d'eau des humidificateurs sont remplis comme préconisé par les fabricants avec de l'eau minérale en bouteille à température ambiante.

**Figure 18 : Humidificateurs chauffants testés dans notre banc de test**



- A : Humidificateur MR810 (Fisher & Paykel), représenté avec un circuit à valve.  
B : Humidificateur HC550 (Fisher & Paykel), en configuration avec circuit à valve.  
C : Humidificateur AIRcon (WILamed) avec un montage à fuite intentionnelle.  
D : Humidificateur D900 (Resmed), ici représenté avec un circuit à fuite.

### 2.2.3. Quantification de l'utilisation d'eau

Nous avons décidé de quantifier la consommation d'eau de chaque humidificateur chauffant en fonction des configurations. Pour cela, avant chaque nouvelle configuration, nous avons noté le niveau d'eau restant dans le réservoir à l'aide d'une graduation directement sur le réservoir. Ainsi, nous avons pu quantifier la quantité d'eau utilisée à chaque configuration en fonction du temps (durée de la configuration). Pour cela, nous avons pesé le réservoir d'eau entre chaque graduation à l'aide d'une balance de précision Sartorius (Type 1564 001, AG Göttingen, Germany). L'eau est ensuite remplie de nouveau jusqu'au maximum.

Le débit seuil d'utilisation d'eau a été déterminé de la façon suivante : nous avons considéré que de devoir remplir le réservoir d'eau toutes les 8 heures était une fréquence acceptable. Ainsi nous avons calculé pour chaque chambre d'humidification, en fonction de sa contenance, le débit seuil à savoir le débit nécessaire pour vider le réservoir en 8 heures.

Ainsi avec le réservoir HC325 utilisé par le MR810 et le HC550, qui contient 400 ml, le débit seuil d'utilisation d'eau est de 50 ml/h. Pour le D900, le réservoir contenant 500 ml, cela correspond à un débit seuil de 62,5 ml/h. Pour le AIRcon, le réservoir contient 200 ml, le débit seuil est donc de 25 ml/h.

Les résultats concernant la consommation d'eau sont présentés en pourcentage de consommation d'eau par rapport au débit seuil selon la formule suivante :

$$\frac{\text{Débit mesuré}}{\text{Débit seuil}} \times 100$$

### 2.3. Analyse statistique

Nous avons retenu, pour l'analyse statistique et les résultats, les valeurs d'hygrométrie mesurées pendant les 10 dernières minutes du plateau.

Nous avons réalisé plusieurs comparaisons à partir de ces données. Tout d'abord au sein d'un même humidificateur, nous avons comparé toutes les configurations entre elles une à une. Ensuite, pour une même configuration, nous avons comparé les différents humidificateurs entre eux.

La comparaison des moyennes des différentes situations a été faite par une analyse des variances utilisant la méthode ANOVA (ANalysis Of VAriance) à un facteur. Elles ont été réalisées à l'aide du logiciel Matlab avec statistics toolbox (Mathworks, Natick, MA).

Le critère de significativité était fixé par un  $p < 0,05$ .

## 3. Résultats

Au total, nous avons réalisé les mesures dans 48 configurations. Selon la durée de l'analyse de chaque configuration, nous avons recueilli entre 472 et 4497 données d'humidité relative et de température soit en moyenne 1731 données par configuration.

### 3.1. Vérification des conditions de mesure

#### 3.1.1. Conditions ambiantes

Au cours des manipulations, les conditions ambiantes ont été surveillées et l'on note une température ambiante dans le laboratoire oscillant entre 21 et 26°C avec une moyenne de 24°C. L'humidité relative ambiante était en moyenne de 28% (entre 23% et 35%). La température de l'enceinte climatique quant à elle est maintenue constante à 34°C pendant toute la durée des mesures.

#### 3.1.2. Mesure de la fuite non intentionnelle simulée

En montage avec le circuit à valve, on mesure une fuite non intentionnelle au niveau de l'orifice entre 13 et 27 l/min pour un volume courant réglé à 600 ml et entre 13 et 29 l/min pour un volume courant de 1000 ml.

En montage avec le circuit à fuite intentionnelle, on retrouve, pour un volume courant de 600 ml, une fuite non intentionnelle mesurée entre 13 et 20 l/min et pour un volume courant de 1000 ml, une fuite mesurée entre 13 et 25 l/min.

### 3.2. Performances d'humidification

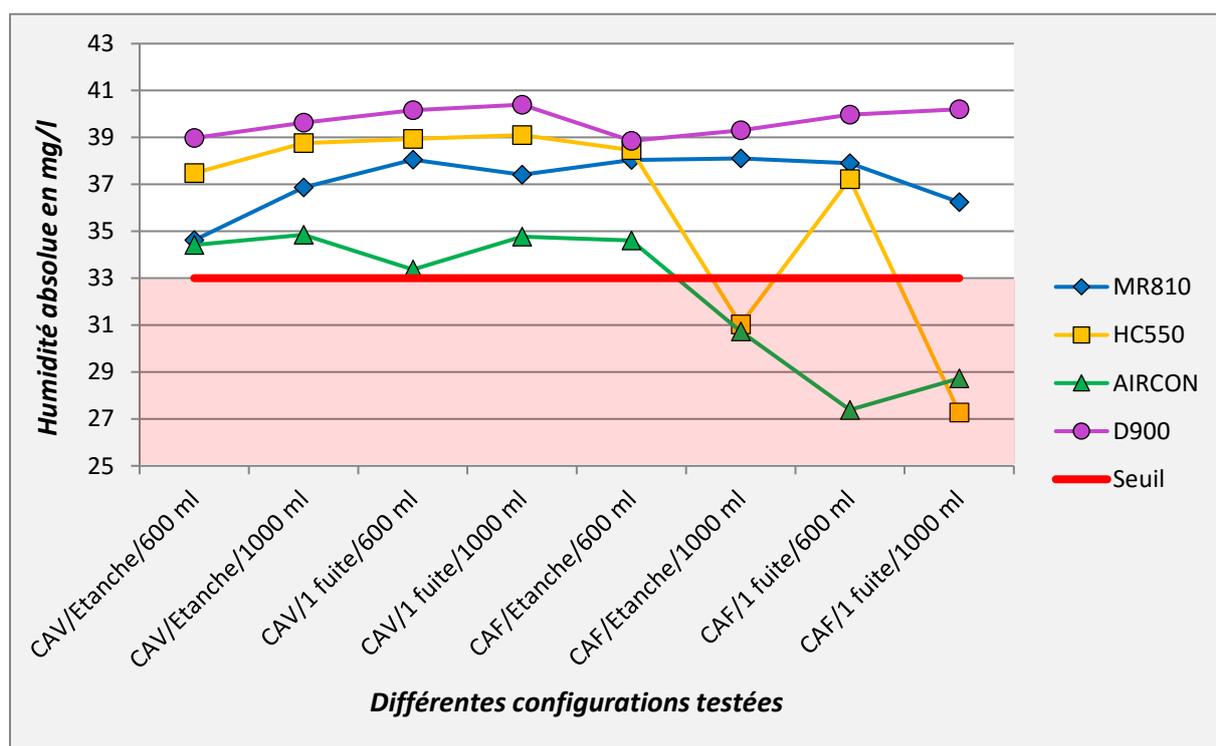
Pour mémoire, il est recommandé d'atteindre une humidité absolue (HA) entre 33 et 44 mg/l et une température entre 34 et 41°C [11,38].

Les résultats en humidité absolue sont résumés dans le tableau V et la figure 19. Les résultats exprimés en humidité relative sont disponibles en annexe (Annexes 1 et 2).

Les résultats étaient très constants et les valeurs très proches autour de la médiane ce qui explique que les différences entre les humidificateurs et entre les situations sont statistiquement significatives mais sans réelle pertinence clinique. Nous avons choisi de présenter ici les résultats en se focalisant sur ce qui nous semblait pertinent cliniquement. Néanmoins, les résultats de l'analyse statistique comparant les situations entre elles et les humidificateurs entre eux sont présentés en annexe (Annexes 3 et 4).

Il a été observé que les humidificateurs MR810 et D900 permettent une humidification suffisante dans toutes les conditions testées. En revanche nous avons retrouvé des situations où certains humidificateurs sont mis en défaut (comme le HC550 et le AIRcon lorsqu'ils sont testés avec un circuit à fuite et que soit on ajoute une fuite non intentionnelle soit on augmente le volume courant).

**Figure 19 : Graphique représentant l'humidité absolue en mg/l en fonction des différentes configurations testées**



Chaque courbe correspond à un humidificateur différent (MR810, HC550, AIRcon et D900). Le seuil en rouge correspond aux recommandations de l'AARC et la zone rouge correspond à une humidité absolue insuffisante à savoir inférieure à 33 mg/l. Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite non intentionnelle, le volume courant est de 600 ou 1000 ml. AARC = American Association for Respiratory Care.

**Tableau V : Tableau des résultats de l'humidité absolue en mg/l dans chacune des configurations et avec les quatre humidificateurs testés.**

Humidité absolue - HA – mg/l								
	CAV/Etanche/600 ml		CAV/Etanche/1000 ml		CAV/1 fuite/600 ml		CAV/1 fuite/1000 ml	
	Médiane [IC 95%]		Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p
MR810	35 [35-35]	réf.	37 [37-37]	<0,001	38 [38-38]	<0,001	37 [37-37]	<0,001
HC550	37 [36-38]	réf.	39 [39-39]	<0,001	39 [39-39]	<0,001	39 [39-39]	<0,001
AIRcon	35 [34-35]	réf.	35 [35-35]	<0,001	33 [30-33]	<0,001	35 [35-35]	<0,001
D900	39 [39-39]	réf.	40 [40-40]	<0,001	40 [40-40]	<0,001	40 [40-41]	<0,001
	CAF/Etanche/600 ml		CAF/Etanche/1000 ml		CAF/1 fuite/600 ml		CAF/1 fuite/1000 ml	
	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p
MR810	38 [38-38]	<0,001	38 [38-38]	<0,001	38 [38-38]	<0,001	36 [36 -36]	<0,001
HC550	39 [38-39]	<0,001	31 [31-31]	<0,001	37 [37-37]	0,31	27 [27-28]	<0,001
AIRcon	35 [35 -35]	<0,001	31 [31-31]	<0,001	27 [27-28]	<0,001	29 [28-29]	<0,001
D900	39 [39-39]	<0,001	39 [38-40]	<0,001	40 [40-40]	<0,001	40 [40-40]	<0,001

Quatre humidificateurs chauffants différents sont testés (MR810, HC550, AIRcon et D900). Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite, le volume courant est de 600 ou 1000 ml. La colonne p correspond à la valeur du p de chaque configuration par rapport à la configuration de référence (Circuit à valve/Etanche/600ml).

### 3.2.1. Avec le circuit à valve expiratoire

Avec l'utilisation d'un circuit à valve, on observe une humidification suffisante dans toutes les conditions et avec tous les humidificateurs. Il existe quelques différences selon les situations et les humidificateurs mais sans réelles pertinences cliniques. L'humidité absolue est comprise entre 33 mg/l [30-33] et 40 mg/l [40-41]. Même dans les conditions les plus extrêmes comme avec une fuite ou avec un haut volume courant, l'humidification est observée suffisante.

### 3.2.2. Avec le circuit à fuite intentionnelle

Lorsque l'on utilise un circuit à fuite intentionnelle, on observe que dans certaines conditions, les humidificateurs peuvent être mis en échec.

En conditions optimales avec un volume courant de 600 ml et sans fuite non intentionnelle, les quatre humidificateurs permettent une humidification suffisante (HA

entre 35 mg/l [35-35] et 39 mg/l [39-39]). En revanche, avec un volume courant de 1000 ml, deux humidificateurs n'atteignent pas une humidification suffisante : le HC550 avec une HA à 31 mg/l [31-31] (sans fuite non intentionnelle) et à 27 mg/l [27-28] (avec fuite non intentionnelle) et le AIRcon avec une HA à 31 mg/l [31-31] (sans fuite non intentionnelle) et 29 mg/l [28-29] (avec fuite non intentionnelle).

En cas de fuite non intentionnelle, le AIRcon est mis en défaut (HA à 27 mg/l [27-28] et 29 mg/l [28-29]) quel que soit le niveau de volume courant.

A noter qu'on observe pour le HC550 une humidité absolue diminuée et insuffisante en cas de volume courant élevé, mais non affectée par une fuite non intentionnelle (HA à 37 mg/l [37-37]).

Les humidificateurs MR810 et D900 permettent une humidification suffisante à savoir supérieure à 33 mg/l quelles que soient les conditions en circuit à fuite intentionnelle sans jamais dépasser le seuil critique potentiellement dangereux de 44 mg/l (HA entre 36 mg/l [36-36] et 40 mg/l [40-40]).

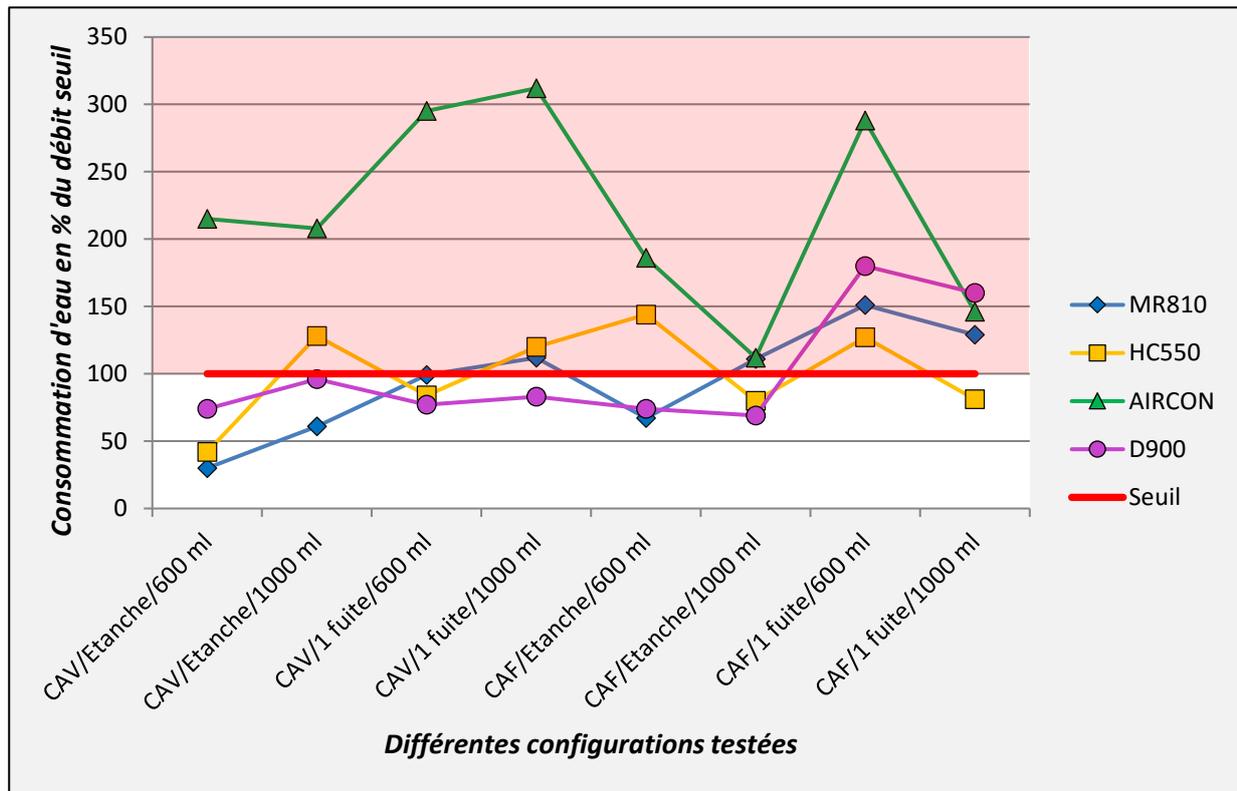
### 3.3. Consommation de l'eau du réservoir

Les résultats en pourcentage du débit seuil sont présentés dans la figure 20 et le tableau VI. Pour mémoire, le débit seuil correspond au débit nécessaire pour vider le réservoir en 8 heures.

Il n'existe aucun humidificateur capable de ne pas consommer trop d'eau dans toutes les situations. En effet, par exemple, dans la situation avec un circuit à fuite intentionnelle, un volume courant de 600 ml et une fuite non intentionnelle, tous les humidificateurs consomment trop d'eau.

A noter que quelles que soient les conditions, on observe avec le AIRcon une consommation d'eau supérieure au débit seuil déterminé de 25 ml/h (soit au-dessus de 100% du seuil).

**Figure 20** : Graphique représentant la consommation d'eau en pourcentage du débit seuil en fonction des différentes configurations testées.



Chaque courbe correspond à un humidificateur différent (MR810, HC550, AIRcon et D900).

Les résultats sont rendus en % du débit seuil. Le débit seuil est fixé comme le débit d'utilisation d'eau pour vider le réservoir en 8 heures.

Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite non intentionnelle, le volume courant est de 600 ou 1000 ml.

La ligne rouge correspond à 100% du débit seuil. Au-dessus de 100%, on considère le débit d'utilisation d'eau comme trop important.

### 3.3.1. Avec le circuit à valve expiratoire

On observe avec le D900 une consommation toujours acceptable (entre 74% et 96% du débit seuil d'utilisation d'eau).

Avec le AIRcon la consommation d'eau est observée dans toutes les situations au-dessus du débit seuil acceptable (entre 208% et 312% du débit seuil).

Avec le MR810 on observe une consommation d'eau acceptable sauf en cas de fuite non intentionnelle avec un haut volume courant (1000ml) où la consommation d'eau est à 112 % du débit seuil.

Pour le HC550, la consommation d'eau est observée trop importante en cas de volume courant élevé à 1000 ml (128% et 112%), avec ou sans fuite non intentionnelle.

### 3.3.2. Avec le circuit à fuite intentionnelle

Avec le AIRcon la consommation d'eau est observée dans toutes les situations au-dessus du débit seuil acceptable (entre 112% et 288% du débit seuil).

Hormis le HC550, aux résultats surprenants, on observe qu'en cas de fuite non intentionnelle tous les humidificateurs utilisent trop d'eau à savoir des consommations d'eau mesurées entre 129 % et 288 % du seuil.

La consommation d'eau du HC550 est fluctuante et semble être plutôt influencée par une élévation du volume courant que par la présence d'une fuite non intentionnelle.

**Tableau VI : Tableau des résultats de la consommation d'eau en % du débit seuil dans chacune des configurations et avec les quatre humidificateurs testés.**

<u>Consommation d'eau – en % du débit seuil</u>				
	CAV/Etanche/600 ml	CAV/Etanche/1000 ml	CAV/1 fuite/600 ml	CAV/1 fuite/1000 ml
MR810	30	61	99	112
HC550	42	128	84	120
AIRcon	215	208	295	312
D900	74	96	77	83
	CAF/Etanche/600 ml	CAF/Etanche/1000 ml	CAF/1 fuite/600 ml	CAF/1 fuite/1000 ml
MR810	67	111	151	129
HC550	144	80	127	81
AIRcon	186	112	288	146
D900	74	69	180	160

*Le débit seuil est fixé comme le débit d'utilisation d'eau pour vider le réservoir en 8 heures. Quatre humidificateurs chauffants différents sont testés (MR810, HC550, AIRcon et D900). Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite, le volume courant est de 600 ou 1000 ml.*

## 4. Discussion

### 4.1. Principaux résultats

Nous avons créé pour la première fois dans ce travail un banc de test de la qualité de l'humidification des humidificateurs chauffants de domicile avec possibilité de simulation de différentes situations cliniques.

Ce banc de test nous a permis de confirmer notre hypothèse à savoir qu'il est impossible de maintenir une bonne humidification dans certaines conditions de ventilation mécanique. Cette impossibilité est due à des limites de qualité des humidificateurs mais aussi à des situations cliniques entraînant de très hauts débits insufflés, comme en cas de fuites ou de hauts volumes courants, pour lesquelles tous les humidificateurs étudiés ne permettent pas d'atteindre les objectifs recommandés d'humidification.

### 4.2. Forces et limites de cette étude

#### 4.2.1. Forces de cette étude

##### *4.2.1.1. Construction du banc de test*

La création du banc a demandé plusieurs adaptations et présente bien évidemment quelques limites. Une recherche et une documentation à partir d'autres bancs de test existants nous a permis sont élaboration. Il s'agit, à notre connaissance, de la première construction d'un banc de test des humidificateurs chauffants combinant plusieurs situations de ventilation avec, entre autres, la possibilité d'ajout d'une fuite non intentionnelle et la possibilité d'utiliser différents circuits respiratoires.

Nishida et son équipe ont réalisé en 2001 [6] un banc de test de différents humidificateurs (MR730 de Fisher & Paykel, ConchaTherm IV de Hudson et HummaxII de METRAN), en fonction de la ventilation minute (5, 10 ou 15 l/min), de la fréquence respiratoire et du temps inspiratoire. Ils ont observé que plus le volume minute augmente, moins bonne est l'humidification pour tous les humidificateurs sauf HummaxII. Dans cette étude, les auteurs n'ont pas utilisé d'enceinte climatique autour des poumons tests et ils ont utilisé uniquement un circuit double branche.

En 2005, Miyoshi et son équipe [79] ont réalisé un banc de test en VNI pour mettre en évidence notamment l'effet des fuites non intentionnelles autour du masque sur l'humidification. Les fuites ont été simulées par des orifices de tailles différentes et mesurées entre 1 et 44 l/min. Ils ont utilisé un circuit double branche relié à des poumons tests et à différents ventilateurs (de réanimation ou de domicile). Deux humidificateurs ont été testés (MR290 de Fisher & Paykel et PMH 1000 de WILMed). En cas de fuite, l'humidité relative était maintenue alors que l'humidité absolue était diminuée (pour des fuites de 35 l/min, l'humidité absolue était de 22 mg/l avec le PMH 1000 et de 30 mg/l avec le MR290). Les conditions ambiantes étaient surveillées (température de 24°C et humidité relative de 50%). Dans cette étude, ils n'ont pas testé de circuit simple branche à fuite intentionnelle.

Holland et ses collègues ont conduit en 2007 [64] une étude sur banc afin de tester, en VNI, les conséquences sur l'humidification d'une variation de la pression inspiratoire, d'une variation de la fréquence respiratoire et d'une variation du rapport I/E. Avec un humidificateur chauffant de type HC100 (Fisher & Paykel), ils ont observé une diminution de l'humidité relative en cas d'augmentation de la pression inspiratoire. Dans cette étude ils ont utilisé uniquement un circuit à fuite intentionnelle. L'ajout de fuites non intentionnelles n'a pas été étudié. Le plateau était défini comme une durée de 5 minutes sans variation de température de plus de 0,3°C et sans variation de l'humidité relative de plus de 2%.

En 2009, Lellouche et ses collègues [57] ont construit un banc de test visant à étudier les performances d'humidification, en VNI, avec soit un humidificateur chauffant, soit un filtre échangeur de chaleur et d'humidité, soit en l'absence d'humidification, et en fonction entre autres de la température ambiante et de la ventilation minute. Les résultats du banc de test avec les humidificateurs chauffants (MR850, Aerodyne et MR730) ont montré une moins bonne humidification quand la température ambiante augmente et quand la ventilation minute augmente. Dans cette étude, l'impact des fuites non intentionnelles n'est pas étudié. Différents ventilateurs de réanimation ont été testés utilisant des gaz médicaux secs.

Enfin, Roux et son équipe ont réalisé en 2015 [14] un banc de test afin d'évaluer l'efficacité d'un humidificateur chauffant de type MR810 (Fisher & Paykel) en fonction

de différents débits d'air (20, 30, 40, 50 et 60 L/min) et en fonction de différents niveaux de réglage de température de la plaque chauffante. L'augmentation du débit provoquait une diminution de l'humidité absolue et de l'humidité relative. Seul le niveau de réglage de la température le plus élevé permettait une bonne humidification quels que soient les débits. Dans cette étude, ils n'ont pas simulé de fuites non intentionnelles et ils ont utilisé un circuit simple branche ouvert vers l'extérieur. Ils n'ont pas utilisé d'enceinte climatique.

#### *4.2.1.2. Simulation de la température du corps humain*

L'une des principales originalités a été effectivement l'utilisation d'une enceinte climatique autour des poumons tests qui nous a permis de coller au mieux aux conditions réelles avec une température de 34°C. Nous avons choisi la température de 34°C qui correspond à la température dans le corps humain au niveau de la carène. En effet, en ventilation invasive, les voies aériennes sont court-circuitées jusqu'à la carène, le reste de l'humidification au-delà de la carène étant réalisé par le corps humain. Le choix de l'enceinte climatique nous a permis de maintenir cette température constante de manière fiable. Les poumons tests ont donc été placés dans cette enceinte et un orifice externe permettait de faire sortir les circuits respiratoires à température ambiante. Ce point est majeur, car nous avons montré au début de nos manipulations que l'absence d'enceinte climatique fausse les résultats.

En effet, nous avons tout d'abord fait les mesures avec les poumons tests placés à température ambiante sans enceinte climatique. Cependant ces résultats n'étaient pas exploitables car il se créait une condensation dans le circuit du fait d'une trop grande différence de température entre l'extérieur du circuit et l'intérieur. Cette condensation induisait une saturation de la sonde hygrométrique faussant ainsi les résultats. Nous avons ensuite fabriqué, à l'aide d'un carton, une « enceinte » chauffée par une lampe halogène. Une première série de résultats est sortie mais leur fiabilité restait incertaine. En effet le maintien d'une température constante était très complexe. Finalement nous avons montré qu'il était nécessaire d'avoir une enceinte climatique pour plus de rigueur, ce qui complique le banc de test et

malheureusement peut être le facteur limitant pour certaines équipes ou pour les industriels à reproduire le banc.

Toutefois le banc est, in fine, simple d'utilisation avec du matériel facilement accessible notamment l'hygromètre (hygromètre Testo 635, Lenzkirch, Germany).

#### *4.2.1.3. Constance des mesures*

Dans notre travail, les mesures ont été réalisées dans le même laboratoire et avec le même matériel. Les intervenants et manipulateurs n'ont pas changé car il s'agissait d'un médecin et d'un technicien qui étaient présents pendant toutes les mesures.

#### *4.2.2. Limites de cette étude*

##### *4.2.2.1. Température ambiante*

Il a été difficile au cours de cette étude de maintenir une température ambiante constante d'autant plus que la présence de l'enceinte climatique dans la pièce augmentait rapidement la température ambiante. Or, on sait que la température ambiante peut diminuer les performances des humidificateurs notamment quand elle est élevée [7]. Cependant, ces études avaient été faites avec des poumons tests placés à température ambiante. Dans notre étude, les poumons tests étaient placés à une température constante de 34°C, la température ambiante a donc peut-être moins d'impact sur les résultats.

##### *4.2.2.2. Situations extrêmes testées*

Les conditions de test des humidificateurs ont été poussées dans les extrêmes, permises à ce jour par le développement majeur des turbines des ventilateurs.

Tout d'abord en ce qui concerne les fuites non intentionnelles : sur notre banc, les fuites sont à la fois inspiratoires et expiratoires et surviennent de manière continue

sur toute l'inspiration. En conditions réelles, on sait que les fuites peuvent être inspiratoires et/ou expiratoires et qu'elles ne sont pas nécessairement sur toute la durée de l'expiration ou de l'inspiration [80].

En ce qui concerne le volume courant, nous l'avons mis à 1000ml ce qui correspond là aussi à des conditions extrêmes. Toutefois, ces conditions extrêmes peuvent se rencontrer en VNI, mais aussi sur trachéotomie en ventilation à fuite quand un malade parle par exemple [77].

#### *4.2.2.3. Limite d'un banc par rapport à un malade*

Cette étude étant réalisée sur banc, elle ne permet pas complètement de prendre en compte les évènements qui peuvent intervenir au cours de la ventilation chez des patients. Par exemple les obstructions des voies aériennes supérieures ou les asynchronismes sont fréquents en ventilation et n'ont pas été reproduits sur ce banc. Or ces évènements peuvent modifier l'humidification. Nous avons au laboratoire créé ce banc simulant l'obstruction des voies aériennes supérieures [81]. Cependant, nous avons jugé peu utile de le rajouter à notre banc de simulation car nous avons considéré que les évènements des voies aériennes supérieures aggravant plutôt la situation, cela n'aurait fait qu'accentuer nos résultats.

De plus, sur banc de test l'expiration est différente d'une expiration en conditions réelles où l'humidité des gaz expirés est récupérée pour un tiers par la muqueuse des voies respiratoires [12,19]. Ces conditions ne peuvent pas être reproduites sur un banc de test avec des poumons artificiels. En effet avec des poumons artificiels l'humidité de l'expiration n'est pas récupérée pour l'inspiration suivante. Ainsi l'humidification avec un poumon test est probablement moins bonne qu'avec un vrai poumon. On peut donc penser qu'en situation réelle l'humidification peut être plus efficace qu'avec des poumons tests.

Une autre différence par rapport à la réalité d'un malade est que les conditions du banc, souvent extrêmes, comme une fuite importante, sont rarement constantes sur une journée. Même si une ventilation à très haut volume courant et à fuite peut se

rencontrer dans certaines situations (phonation d'un malade ventilé à fuite sur trachéotomie [77]), les situations que nous avons simulées seront épisodiques et probablement les conséquences sur l'humidification seront moins importantes que celles mises en évidence avec les résultats de ce banc.

#### *4.2.2.4. Choix limité des humidificateurs testés*

Seulement quatre humidificateurs ont été testés dans cette étude, le but de cette étude n'étant pas de comparer les humidificateurs sur leurs performances d'humidification mais de montrer que certaines situations extrêmes peuvent mettre en échec l'humidification. Nous avons décidé de choisir dans ce banc de test des humidificateurs fréquemment utilisés sur le marché, de différents fabricants, récents et avec des caractéristiques différentes (système d'autorégulation ou non). Il est à noter que nous avons choisi aussi parmi les humidificateurs les plus performants et qu'il existe à ce jour de multiples autres types d'humidificateurs, notamment certains intégrés aux ventilateurs. Avec d'autres humidificateurs nous aurions peut-être trouvé d'autres résultats, mais ceci est un des messages de notre travail et il faudra répéter les mesures avec d'autres humidificateurs.

#### *4.2.2.5. Choix des données analysées*

Enfin, chaque manipulation n'a été réalisée qu'une seule fois et nous avons arrêté les mesures après 10 minutes de plateau. Afin de limiter des possibles aléas de mesures, on aurait pu réaliser les manipulations à plusieurs reprises afin de s'assurer de la concordance des résultats. On aurait également pu faire durer chaque mesure plus longtemps après avoir atteint le plateau comme cela a été fait dans d'autres bancs de test [7,57]. Cependant l'extrême stabilité des résultats au plateau montrait que le choix d'une période plus longue n'apportait pas de différences.

### 4.3. Interprétation des résultats

#### 4.3.1. Performance d'humidification

Comme cela a déjà été montré dans d'autres études sur banc, lorsque l'on augmente le volume courant, en mode volumétrique, on observe une diminution des performances d'humidification [6,7,40]. Nous confirmons ici ces résultats avec des humidificateurs de domicile. Ces résultats sont expliqués par deux phénomènes. Premièrement, plus le volume courant est augmenté, plus l'air passe rapidement dans la chambre d'humidification et donc par conséquent l'humidification est moins bonne car la quantité d'air à humidifier en un temps donné est plus importante et le contact avec l'eau moins prolongé. Deuxièmement, l'air passe dans la chambre avec une certaine turbulence ce qui a déjà été montré comme ayant un impact négatif sur l'humidification[63].

A la différence de la ventilation invasive, la VNI peut entraîner plus de fuites non intentionnelles entre le ventilateur et le malade notamment autour du masque. En mode barométrique, la réponse à ces fuites est une augmentation du débit de la turbine pour maintenir la pression réglée. Ainsi, nous confirmons aussi que l'humidification se fait plus difficilement lorsqu'il survient une fuite non intentionnelle, ceci pour les mêmes explications que l'augmentation du volume courant.

Surtout, notre étude est la première, à notre connaissance, à montrer que l'humidification à ce jour disponible sur le marché pour le domicile peut être mise en défaut par des conditions assez banales comme les fuites non intentionnelles ou l'augmentation du volume courant, et ce malgré des normes ISO strictes et claires [38].

Ces limites des humidificateurs n'étaient pas dues à des mauvais réglages ni à une mauvaise utilisation de notre part. Afin d'atteindre une humidification adéquate dans cette étude, nous avons choisi le niveau maximum de température de la plaque pour les humidificateurs réglables manuellement. Les humidificateurs avec système d'autorégulation fonctionnaient également à leur maximum de puissance. La question se pose donc des conséquences de l'utilisation des humidificateurs à pleine puissance et du coût que cela induit (consommation d'électricité, coût des

consommables, durée de vie des humidificateurs). A titre d'exemple, l'humidificateur D900 qui montre les meilleures performances dans les tests réalisés dans cette étude est un humidificateur coûteux (presque 3000 euros), consommant beaucoup d'énergie et pour lequel le réservoir d'eau demande à être changé tous les 30 jours ce qui ajoute une certaine pénibilité d'entretien et un coût non négligeable. Ainsi, l'utilisation d'un circuit à fuite intentionnelle demande aux humidificateurs de travailler à une puissance importante et d'autant plus en cas de fuites non intentionnelles qui sont fréquentes ce qui pourrait mettre en péril leur durée de vie, leur fonctionnement et majorer leur coût.

Enfin une notion importante qu'il convient de développer est décrite par Holland et son équipe en 2007 [64]. Il est dit que plus on augmente le niveau de réglage de la température de l'humidificateur, plus l'air qui sort de l'humidificateur est chauffé et humidifié. Cependant, cela a pour conséquence de majorer la différence de température et d'humidité entre l'air ambiant et l'air qui passe dans les tuyaux, ce qui va créer une condensation d'eau sous forme de gouttelettes dans le circuit. Ceci peut avoir des conséquences cliniques plus ou moins graves comme des pannes machine, des auto-déclenchements ou des asynchronismes. Pour limiter cela il faudrait augmenter la température ambiante ou utiliser encore plus de matériel comme les « chaussettes » autour des tuyaux ou des circuits à fils chauffants. Ces solutions ont été proposées par les industriels, mais très souvent la puissance de l'humidification est diminuée afin de minimiser cette condensation d'eau, avec comme effet néfaste une diminution de l'humidification et les risques de sous-humidification que cela induit.

Avec l'humidificateur MR810, nous avons également fait les mesures en réglant la température sur le niveau faible et sur le niveau moyen. Dans les deux cas les résultats étaient mauvais ne permettant pas d'apporter une humidification suffisante quelles que soient les conditions (résultats en annexe – Annexes 5 et 6).

#### 4.3.2. Utilisation de l'eau du réservoir

Au domicile, la consommation d'eau est un point plus important qu'en réanimation. En effet en réanimation il y a une surveillance continue, régulière et codifiée des patients. L'eau du réservoir est fréquemment surveillée et le réservoir d'eau de l'humidificateur rempli dès que nécessaire.

Au domicile la situation est différente, les aidants sont présents mais la surveillance est moins régulière notamment la nuit. Si le réservoir d'eau venait à se vider plus vite que prévu il ne sera pas nécessairement rempli immédiatement. Par ailleurs, la formation des aidants à la gestion d'un malade trachéotomisé au domicile (obligatoire en France depuis 1999 par le décret n° 99-426 du 27 mai 1999) n'intègre pas de formation technique à la gestion du ventilateur et de ses accessoires comme l'humidification.

Nous montrons aussi dans notre travail que dans la plupart des cas l'eau est utilisée plus rapidement en cas de circuit à fuite intentionnelle et en cas de fuites non intentionnelles.

Pour les humidificateurs avec système d'autorégulation, on peut expliquer cela par le fait que l'humidification étant plus difficile, les humidificateurs ont besoin d'augmenter davantage la température de la plaque chauffante sous le réservoir d'eau. Ainsi, l'eau étant plus chauffée, elle s'évapore plus rapidement. Cela permet d'assurer une humidification suffisante dans la plupart des cas mais consomme plus rapidement l'eau du réservoir.

Par ailleurs, les réservoirs d'eau des humidificateurs contiennent peu d'eau. Entre 200 ml pour le réservoir utilisé avec l'humidificateur AIRcon, et 500 ml pour le réservoir du D900. Les humidificateurs de Fischer & Paykel utilisent le réservoir HC325 qui contient 400 ml d'eau au maximum.

Cette donnée de consommation d'eau excessive n'a jamais été étudiée faute de critère clair et de recommandation. Nous avons choisi d'utiliser comme critère générique une consommation d'eau en pourcentage du débit seuil qui correspond lui-même au débit d'utilisation d'eau pour vider le réservoir en 8 heures. Ce critère

générique permet une comparaison entre les humidificateurs, quelle que soit la taille de sa cuve. Ce critère est bien évidemment artificiel mais il nous semble qu'il reflète au mieux la réalité du quotidien.

Afin de pallier à l'utilisation trop rapide de l'eau et donc au remplissage trop fréquent du réservoir, les fabricants proposent un système de remplissage automatique. Il s'agit d'une poche d'eau que l'on fait pendre au-dessus du réservoir et qui est reliée à celui-ci par une tubulure. Ainsi, de manière similaire à une perfusion, l'eau va remplir le réservoir au goutte à goutte au fur et à mesure de son utilisation. Ce système parfois utilisé en réanimation reste cependant très encombrant et plus difficile d'utilisation en ventilation au domicile.

#### 4.4. Perspectives et applications cliniques

Bien qu'il soit difficile avec des données recueillies en conditions *in vitro* de les extrapoler en conditions réelles, malgré un banc les reproduisant le plus fidèlement possible, cela permet d'avoir quelques axes de réflexion.

A la suite de l'expérience d'une occlusion de sonde survenue en unité de soins intensifs chez un patient trachéotomisé ventilé avec un circuit à fuite intentionnelle, nous avons décidé de faire cette étude. Nous avons évoqué comme principale hypothèse une mauvaise humidification liée à l'utilisation d'un circuit à fuite intentionnelle même si d'autres causes peuvent avoir joué un rôle (majoration des sécrétions du fait d'une infection, réservoir d'eau vide, dysfonctionnement de l'humidificateur...). Au vu des résultats, l'hypothèse principale reste possible mais également ces conséquences à savoir un manque d'eau dans la chambre d'humidification ou un dysfonctionnement des humidificateurs chauffants lié à une utilisation à pleine puissance.

#### 4.4.1. Choix du système d'humidification et sa surveillance

Compte tenu des résultats retrouvés dans cette étude, nous pensons qu'il est licite d'alerter les consommateurs sur l'utilisation des humidificateurs chauffants chez des patients trachéotomisés au domicile.

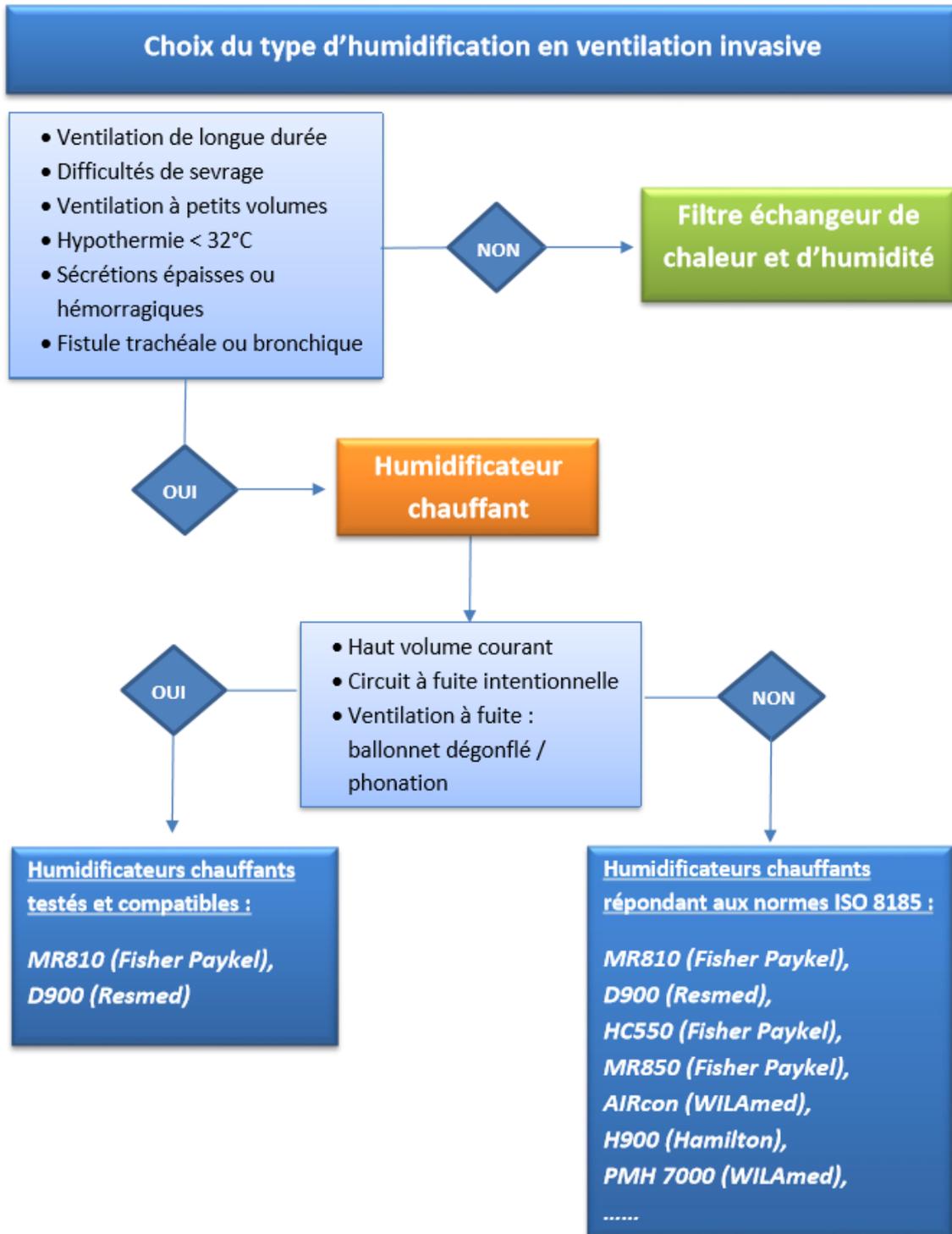
Par ailleurs, nous nous sommes renseignés sur les moyens d'humidification actuellement utilisés chez les patients sous ventilation invasive sur trachéotomie au domicile. L'utilisation d'un filtre échangeur de chaleur et d'humidité seul est souvent le cas. Quand un humidificateur chauffant est utilisé, les prestataires livrent au domicile, pour des questions de coût et en l'absence de prescription précise, des humidificateurs de PPC ou VNI comme le HC150 de Fisher & Paykel (environ 200 euros), moins performants que les humidificateurs testés dans cette étude car non adaptés à la ventilation invasive (hors normes ISO 8185).

Au vu des résultats de cette étude, il nous semble intéressant de proposer un algorithme de choix du système d'humidification en fonction des conditions de ventilation (voir figure 21).

En cas de conditions extrêmes (ventilation à fuite ou haut volume courant), nous préconisons de régler d'emblée l'humidificateur chauffant à son maximum.

Une surveillance accrue devra être faite du niveau d'eau du réservoir afin de ne pas laisser un réservoir vide. L'utilisation d'une poche de remplissage au goutte à goutte pourra être proposée en cas d'utilisation trop rapide de l'eau, ou en cas de longue durée sans surveillance possible du réservoir comme pendant la nuit.

**Figure 21** : Algorithme décisionnel pour orienter le choix du système d'humidification en ventilation invasive :



#### 4.4.2. Evaluation de l'humidification

Au lit du malade, en cas d'atélectasies, d'infections à répétition ou de bouchons de sonde, nous proposons d'intégrer la qualité de l'humidification dans la recherche des causes.

De nombreuses méthodes ont été utilisées pour vérifier si l'humidification apportée au patient est suffisante ou non. Elles restent cependant imprécises car subjectives et peu reproductibles. On évoque par exemple le fait de caractériser les sécrétions, ou de quantifier le volume des sécrétions, ou la fréquence du recours à l'instillation de sérum physiologique. Cependant ces données dépendent des soignants, de la fréquence des aspirations, des infections, etc... On évoque aussi l'observation de la condensation qui se forme sur les tuyaux du circuit respiratoire [15,28,49,82], mais cela se révèle être une mauvaise méthode notamment en cas de température ambiante élevée [7].

Une meilleure solution serait d'utiliser un hygromètre thermomètre mais cela n'est pas possible actuellement au lit du patient. Cependant, cet appareil est peu coûteux, simple d'utilisation et pourrait être proposé en ventilation invasive chronique au domicile mais aussi en réanimation.

#### 4.4.3. Applications en réanimation

Les résultats de cette étude ciblent particulièrement les patients ventilés au domicile sur trachéotomie. Les fuites non intentionnelles sont fréquentes au domicile où la surveillance est moins importante que dans une unité de soins intensifs. Elles peuvent même être permanentes en cas de sonde de trachéotomie sans ballonnet ou avec un ballonnet dégonflé.

Cette étude donne cependant des axes pour les patients ventilés en réanimation. On ne peut pas complètement les appliquer car nous avons fait les mesures dans cette étude avec un ventilateur de domicile (Trilogy 100). Il diffère des ventilateurs de réanimation qui ne sont pas à turbine et qui utilisent des gaz médicaux très secs tandis que les ventilateurs de domicile puisent l'air ambiant. Ainsi on sait que sans

humidification, les gaz sortant d'un ventilateur de réanimation n'ont pas la même humidité absolue que les gaz sortant d'un ventilateur de domicile (5mg/l contre 13 mg/l) [57]. Cependant on peut penser que si avec un ventilateur de réanimation les gaz envoyés à l'inspiration sont très secs, ils sont d'autant plus difficiles à humidifier que dans le cas d'un ventilateur de domicile. Ainsi si l'humidification se fait moins bien en cas de fuites ou de haut volume courant, il en sera de même avec un ventilateur de réanimation. Néanmoins, les ventilateurs de réanimation ne fonctionnant pas avec une turbine, ils n'induisent donc peut-être pas autant d'augmentation de débit d'air en cas de fuite comme le font les ventilateurs de domicile ce qui, comme développé plus haut, semble être la cause d'une moins bonne humidification. D'autres études semblent nécessaires en utilisant les ventilateurs de réanimation afin de répondre à cette question.

## Conclusion

---

Les résultats de notre étude ont mis en évidence que dans certaines conditions extrêmes, mais fréquentes, de ventilation, les humidificateurs chauffants les plus fréquemment utilisés peuvent être mis en défaut. Nous avons testé quatre humidificateurs et quelques conditions de ventilation dans cette étude mais notre banc de test pourra être utilisé pour multiplier les mesures avec d'autres humidificateurs et de nombreuses autres conditions de ventilation et permettre une validation des humidificateurs avant mise sur le marché. Nos outils de mesure pourraient aussi être envisagés au lit du malade, mais ceci nécessitera des études cliniques futures.

## Bibliographie

---

- 1 Lassen HCA. A preliminary report on the 1952 epidemic of poliomyelitis in Copenhagen with special reference to the treatment of acute respiratory insufficiency. *Lancet Lond Engl* 1953;**1**:37–41.
- 2 Marshall J, Spalding JM. Humidification in positive-pressure respiration for bulbo-spinal paralysis. *Lancet Lond Engl* 1953;**265**:1022–4.
- 3 Spalding JM. Humidifier for patients breathing spontaneously. *Lancet Lond Engl* 1956;**271**:1140.
- 4 Wilkes AR. Humidification in intensive care: are we there yet? *Respir Care* 2014;**59**:790–3.
- 5 Larsson A, Gustafsson A, Svanborg L. A new device for 100 per cent humidification of inspired air. *Crit Care Lond Engl* 2000;**4**:54–60.
- 6 Nishida T, Nishimura M, Fujino Y, *et al.* Performance of heated humidifiers with a heated wire according to ventilatory settings. *J Aerosol Med Off J Int Soc Aerosols Med* 2001;**14**:43–51.
- 7 Lellouche F, Taillé S, Maggiore SM, *et al.* Influence of ambient and ventilator output temperatures on performance of heated-wire humidifiers. *Am J Respir Crit Care Med* 2004;**170**:1073–9.
- 8 Schumann S, Stahl CA, Möller K, *et al.* Moisturizing and mechanical characteristics of a new counter-flow type heated humidifier. *Br J Anaesth* 2007;**98**:531–8.
- 9 Pelosi P, Severgnini P, Selmo G, *et al.* In vitro evaluation of an active heat-and-moisture exchanger: the Hygrovent Gold. *Respir Care* 2010;**55**:460–6.
- 10 Cerpa F, Cáceres D, Romero-Dapueto C, *et al.* Humidification on Ventilated Patients: Heated Humidifications or Heat and Moisture Exchangers? *Open Respir Med J* 2015;**9**:104–11.
- 11 American Association for Respiratory Care, Restrepo RD, Walsh BK. Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012. *Respir Care* 2012;**57**:782–8.
- 12 Sortor Leger S. [Upper airways humidification in patients using home mechanical ventilation]. *Rev Mal Respir* 2005;**22**:1065–70.
- 13 Lellouche F. *Optimisation de l'humidification des gaz au cours de la ventilation mécanique*. Sous la direction du Pr. Laurent Brochard. Université Paris-Est Créteil Val de Marne (UPEC) 2007.

- 14 Roux NG, Plotnikow GA, Villalba DS, *et al.* Evaluation of an active humidification system for inspired gas. *Clin Exp Otorhinolaryngol* 2015;**8**:69–75.
- 15 Al Ashry HS, Modrykamien AM. Humidification during mechanical ventilation in the adult patient. *BioMed Res Int* 2014;**2014**:715434.
- 16 McFadden ER, Pichurko BM, Bowman HF, *et al.* Thermal mapping of the airways in humans. *J Appl Physiol Bethesda Md* 1985 1985;**58**:564–70.
- 17 Chamney AR. Humidification requirements and techniques. Including a review of the performance of equipment in current use. *Anaesthesia* 1969;**24**:602–17.
- 18 Branson RD, Gentile MA. Is humidification always necessary during noninvasive ventilation in the hospital? *Respir Care* 2010;**55**:209–216; discussion 216.
- 19 Branson. Humidification for Patients with Artificial Airways. *Respir Care* 1999;**44**:630–42.
- 20 Shelly MP, Lloyd GM, Park GR. A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. *Intensive Care Med* 1988;**14**:1–9.
- 21 Chalon J, Loew DA, Malebranche J. Effects of dry anesthetic gases on tracheobronchial ciliated epithelium. *Anesthesiology* 1972;**37**:338–43.
- 22 Burton JD. Effects of dry anaesthetic gases on the respiratory mucous membrane. *Lancet Lond Engl* 1962;**1**:235–8.
- 23 Chalon J, Patel C, Ali M, *et al.* Humidity and the anesthetized patient. *Anesthesiology* 1979;**50**:195–8.
- 24 Marfatia S, Donahoe PK, Hendren WH. Effect of dry and humidified gases on the respiratory epithelium in rabbits. *J Pediatr Surg* 1975;**10**:583–92.
- 25 Rashad K, Wilson K, Hurt HH, *et al.* Effect of humidification of anesthetic gases on static compliance. *Anesth Analg* 1967;**46**:127–33.
- 26 Kilgour E, Rankin N, Ryan S, *et al.* Mucociliary function deteriorates in the clinical range of inspired air temperature and humidity. *Intensive Care Med* 2004;**30**:1491–4.
- 27 Forbes AR. Humidification and mucous flow in the intubated trachea. *Br J Anaesth* 1973;**45**:118.
- 28 Beydon L, Tong D, Jackson N, *et al.* Correlation between simple clinical parameters and the in vitro humidification characteristics of filter heat and moisture exchangers. Groupe de Travail sur les Respirateurs. *Chest* 1997;**112**:739–44.
- 29 Martin C, Perrin G, Gevaudan MJ, *et al.* Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit. *Chest* 1990;**97**:144–9.

- 30 Villafane MC, Cinnella G, Lofaso F, *et al.* Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices. *Anesthesiology* 1996;**85**:1341–9.
- 31 Jaber S, Pigeot J, Fodil R, *et al.* Long-term effects of different humidification systems on endotracheal tube patency: evaluation by the acoustic reflection method. *Anesthesiology* 2004;**100**:782–8.
- 32 Kapadia FN. Factors associated with blocked tracheal tubes. *Intensive Care Med* 2001;**27**:1679–81.
- 33 Roustan JP, Kienlen J, Aubas P, *et al.* Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 1992;**18**:97–100.
- 34 Subayi L, Chergui K, Beydon L. [Heat and moisture exchanging filters for conditioning of inspired gases in adult anesthesia and resuscitation]. *Ann Fr Anesthésie Réanimation* 1998;**17**:699–708.
- 35 Hess DR, Kallstrom TJ, Mottram CD, *et al.* Care of the ventilator circuit and its relation to ventilator-associated pneumonia. *Respir Care* 2003;**48**:869–79.
- 36 Gross JL, Park GR. Humidification of inspired gases during mechanical ventilation. *Minerva Anesthesiol* 2012;**78**:496–502.
- 37 American National Standards Institute. Standard for Humidifiers and Nebulizers for Medical Use. ASI. 1979 ;Z79.9 -1979.
- 38 International Organization of Standard. Humidifiers for medical use. ISO 8185. 1997 ; 60 :14.
- 39 Spence M, Melville AW. A new humidifier. *Anesthesiology* 1972;**36**:89–93.
- 40 Solomita M, Daroowalla F, Leblanc DS, *et al.* Y-piece temperature and humidification during mechanical ventilation. *Respir Care* 2009;**54**:480–6.
- 41 Gilmour IJ, Boyle MJ, Rozenberg A, *et al.* The effect of heated wire circuits on humidification of inspired gases. *Anesth Analg* 1994;**79**:160–4.
- 42 Boisson C, Viviani X, Arnaud S, *et al.* Changing a hydrophobic heat and moisture exchanger after 48 hours rather than 24 hours: a clinical and microbiological evaluation. *Intensive Care Med* 1999;**25**:1237–43.
- 43 International Organization of Standard. Anaesthetic and respiratory equipment - Heat and moisture exchangers (HMEs) for humidifying respired gases in humans. ISO 9360:2001.

- 44 Lellouche F, Taillé S, Lefrançois F, *et al.* Humidification performance of 48 passive airway humidifiers: comparison with manufacturer data. *Chest* 2009;**135**:276–86.
- 45 Boyer A, Thiéry G, Lasry S, *et al.* Long-term mechanical ventilation with hygroscopic heat and moisture exchangers used for 48 hours: a prospective clinical, hygrometric, and bacteriologic study. *Crit Care Med* 2003;**31**:823–9.
- 46 Ricard JD, Le Mière E, Markowicz P, *et al.* Efficiency and safety of mechanical ventilation with a heat and moisture exchanger changed only once a week. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;**161**:104–9.
- 47 Thomachot L, Leone M, Razzouk K, *et al.* Randomized clinical trial of extended use of a hydrophobic condenser humidifier: 1 vs. 7 days. *Crit Care Med* 2002;**30**:232–7.
- 48 Lellouche F, Maggiore SM, Deye N, *et al.* Effect of the humidification device on the work of breathing during noninvasive ventilation. *Intensive Care Med* 2002;**28**:1582–9.
- 49 Ricard JD, Markowicz P, Djedaini K, *et al.* Bedside evaluation of efficient airway humidification during mechanical ventilation of the critically ill. *Chest* 1999;**115**:1646–52.
- 50 Doyle A, Mariyaselvam M, Wijewardena G, *et al.* The simultaneous use of a heat and moisture exchanger and a heated humidifier causes critical airway occlusion in less than 24 hours. *J Crit Care* 2015;**30**:863.e1-3.
- 51 Siempos II, Vardakas KZ, Kopterides P, *et al.* Impact of passive humidification on clinical outcomes of mechanically ventilated patients: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Crit Care Med* 2007;**35**:2843–51.
- 52 Cohen IL, Weinberg PF, Fein IA, *et al.* Endotracheal tube occlusion associated with the use of heat and moisture exchangers in the intensive care unit. *Crit Care Med* 1988;**16**:277–9.
- 53 Misset B, Escudier B, Rivara D, *et al.* Heat and moisture exchanger vs heated humidifier during long-term mechanical ventilation. A prospective randomized study. *Chest* 1991;**100**:160–3.
- 54 Storre JH, Bohm P, Dreher M, *et al.* Clinical impact of leak compensation during non-invasive ventilation. *Respir Med* 2009;**103**:1477–83.
- 55 Wiest GH, Fuchs FS, Brueckl WM, *et al.* In vivo efficacy of heated and non-heated humidifiers during nasal continuous positive airway pressure (nCPAP)-therapy for obstructive sleep apnoea. *Respir Med* 2000;**94**:364–8.  
doi:10.1053/rmed.1999.0729
- 56 Pépin JL, Leger P, Veale D, *et al.* Side effects of nasal continuous positive airway pressure in sleep apnea syndrome. Study of 193 patients in two French sleep centers. *Chest* 1995;**107**:375–81.

- 57 Lellouche F, Maggiore SM, Lyazidi A, *et al.* Water content of delivered gases during non-invasive ventilation in healthy subjects. *Intensive Care Med* 2009;**35**:987–95.
- 58 Esquinas Rodriguez AM, Scala R, Soroksky A, *et al.* Clinical review: humidifiers during non-invasive ventilation--key topics and practical implications. *Crit Care Lond Engl* 2012;**16**:203.
- 59 Nava S, Navalesi P, Gregoretti C. Interfaces and humidification for noninvasive mechanical ventilation. *Respir Care* 2009;**54**:71–84.
- 60 Wood KE, Flaten AL, Backes WJ. Inspissated secretions: a life-threatening complication of prolonged noninvasive ventilation. *Respir Care* 2000;**45**:491–3.
- 61 British Thoracic Society Standards of Care Committee. Non-invasive ventilation in acute respiratory failure. *Thorax* 2002;**57**:192–211.
- 62 Jaber S, Chanques G, Matecki S, *et al.* Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during non-invasive ventilation. *Intensive Care Med* 2002;**28**:1590–4.
- 63 Wenzel M, Wenzel G, Klauke M, *et al.* [Characteristics of several humidifiers for CPAP-therapy, invasive and non-invasive ventilation and oxygen therapy under standardised climatic conditions in a climatic chamber]. *Pneumol Stuttg Ger* 2008;**62**:324–9.
- 64 Holland AE, Denehy L, Buchan CA, *et al.* Efficacy of a heated passover humidifier during noninvasive ventilation: a bench study. *Respir Care* 2007;**52**:38–44.
- 65 Carter BG, Whittington N, Hochmann M, *et al.* The effect of inlet gas temperatures on heated humidifier performance. *J Aerosol Med Off J Int Soc Aerosols Med* 2002;**15**:7–13.
- 66 Chikata Y, Oto J, Onodera M, *et al.* Humidification performance of humidifying devices for tracheostomized patients with spontaneous breathing: a bench study. *Respir Care* 2013;**58**:1442–8.
- 67 Chikata Y, Onodera M, Imanaka H, *et al.* Temperature of gas delivered from ventilators. *J Intensive Care* 2013;**1**:6.
- 68 Haute Autorité de Santé. *Ventilation mécanique à domicile. Dispositifs médicaux et prestations associées pour traitement de l'insuffisance respiratoire. Révision de catégories homogènes de dispositifs médicaux.* Saint-Denis La Plaine : HAS ; 2012
- 69 Gonzalez J, Sharshar T, Hart N, *et al.* Air leaks during mechanical ventilation as a cause of persistent hypercapnia in neuromuscular disorders. *Intensive Care Med* 2003;**29**:596–602.

- 70 Gonzalez-Bermejo J, Morelot-Panzini C, Arnol N, *et al.* Prognostic value of efficiently correcting nocturnal desaturations after one month of non-invasive ventilation in amyotrophic lateral sclerosis: a retrospective monocentre observational cohort study. *Amyotroph Lateral Scler Front Degener* 2013;**14**:373–9.
- 71 Borel JC, Sabil A, Janssens J-P, *et al.* Intentional leaks in industrial masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation: a bench test study. *Chest* 2009;**135**:669–77.
- 72 Rabec C, Rodenstein D, Leger P, *et al.* Ventilator modes and settings during non-invasive ventilation: effects on respiratory events and implications for their identification. *Thorax* 2011;**66**:170–8.
- 73 Storre JH, Seuthe B, Fiechter R, *et al.* Average volume-assured pressure support in obesity hypoventilation: A randomized crossover trial. *Chest* 2006;**130**:815–21.
- 74 Amato MB, Barbas CS, Bonassa J, *et al.* Volume-assured pressure support ventilation (VAPSV). A new approach for reducing muscle workload during acute respiratory failure. *Chest* 1992;**102**:1225–34.
- 75 Windisch W, Storre JH. Target volume settings for home mechanical ventilation: great progress or just a gadget? *Thorax* 2012;**67**:663–5.
- 76 Gonzalez-Bermejo J, Prigent H. [Optimising speech during artificial ventilation]. *Rev Mal Respir* 2005;**22**:683–6.
- 77 Prigent H, Samuel C, Louis B, *et al.* Comparative effects of two ventilatory modes on speech in tracheostomized patients with neuromuscular disease. *Am J Respir Crit Care Med* 2003;**167**:114–9.
- 78 Nomori H. Tracheostomy tube enabling speech during mechanical ventilation. *Chest* 2004;**125**:1046–51.
- 79 Miyoshi E, Fujino Y, Uchiyama A, *et al.* Effects of gas leak on triggering function, humidification, and inspiratory oxygen fraction during noninvasive positive airway pressure ventilation. *Chest* 2005;**128**:3691–8.
- 80 Luján M, Sogo A, Grimau C, *et al.* Influence of dynamic leaks in volume-targeted pressure support noninvasive ventilation: a bench study. *Respir Care* 2015;**60**:191–200.
- 81 Zhu K, Roisman G, Aouf S, *et al.* All APAPs Are Not Equivalent for the Treatment of Sleep Disordered Breathing: A Bench Evaluation of Eleven Commercially Available Devices. *J Clin Sleep Med JCSM Off Publ Am Acad Sleep Med* 2015;**11**:725–34.
- 82 Branson RD, Gomaa D, Rodriguez D. Management of the artificial airway. *Respir Care* 2014;**59**:974-989-990.

# Annexes

---

**Annexe 1** : Tableau des résultats de l'humidité relative en % dans chacune des configurations et avec les quatre humidificateurs testés.

**Annexe 2** : Graphique représentant l'humidité relative en % en fonction des différentes configurations testées.

**Annexe 3** : Résultats de l'analyse statistique (valeur p) comparant par la méthode ANOVA la moyenne de l'humidité absolue en mg/l des différentes configurations entre elles pour chaque humidificateur (à gauche) et des différents humidificateurs testés entre eux pour chaque configuration (à droite).

**Annexe 4** : Résultats de l'analyse statistique (valeur p) comparant par la méthode ANOVA la moyenne de l'humidité relative en % des différentes configurations entre elles pour chaque humidificateur (à gauche) et des différents humidificateurs testés entre eux pour chaque configuration (à droite).

**Annexe 5** : Tableau des résultats de l'humidité absolue en mg/l et de l'humidité relative en % dans chacune des configurations pour le MR810 selon le niveau de température de la plaque chauffante.

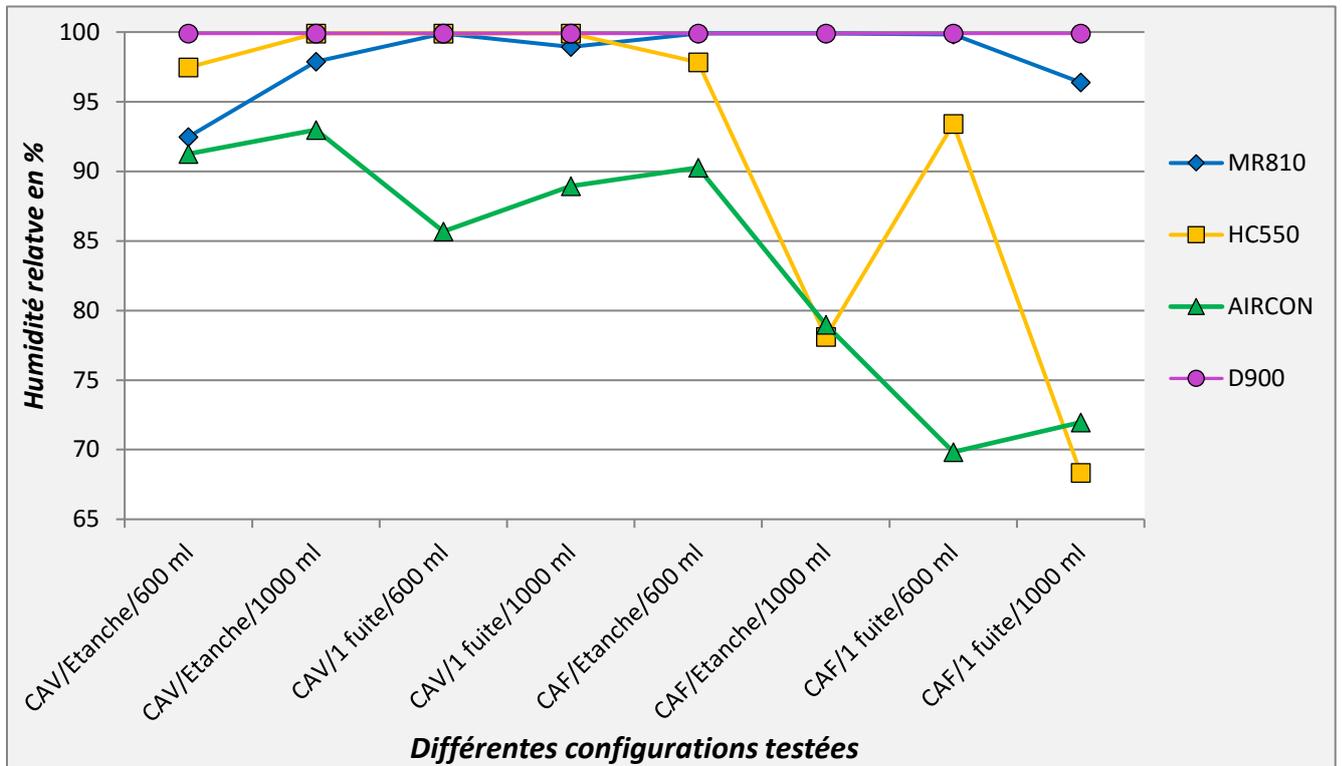
**Annexe 6** : Graphique représentant l'humidité absolue en mg/l en fonction des différentes configurations testées pour le MR810 selon le niveau de température de la plaque chauffante.

**Annexe 1 : Tableau des résultats de l'humidité relative en % dans chacune des configurations et avec les quatre humidificateurs testés.**

Humidité relative - HR - %								
	CAV/Etanche/600 ml		CAV/Etanche/1000 ml		CAV/1 fuite/600 ml		CAV/1 fuite/1000 ml	
	Médiane [IC 95%]		Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p
MR810	92 [92-93]	réf.	98 [98-98]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	99 [99-99]	<0,001
HC550	97 [95-99]	réf.	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001
AIRcon	92 [91-92]	réf.	93 [93-93]	<0,001	86 [78-86]	<0,001	89 [89-89]	<0,001
D900	100 [99-100]	réf.	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001
	CAF/Etanche/600 ml		CAF/Etanche/1000 ml		CAF/1 fuite/600 ml		CAF/1 fuite/1000 ml	
	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p	Médiane [IC 95%]	p
MR810	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	96 [96-97]	<0,001
HC550	98 [97-98]	<0,001	78 [78-79]	<0,001	94 [93-94]	<0,001	68 [68-69]	<0,001
AIRcon	90 [90-91]	<0,001	79 [79-80]	<0,001	70 [70-72]	<0,001	72 [71-73]	<0,001
D900	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001	100 [100-100]	<0,001

Quatre humidificateurs chauffants différents sont testés (MR810, HC550, AIRcon et D900).  
 Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite, le volume courant est de 600 ou 1000 ml.  
 La colonne p correspond à la valeur du p de chaque configuration par rapport à la configuration de référence (Circuit à valve/Etanche/600ml).

**Annexe 2 : Graphique représentant l'humidité relative en % en fonction des différentes configurations testées.**



Chaque courbe correspond à un humidificateur différent (MR810, HC550, AIRcon et D900). Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite non intentionnelle, le volume courant est de 600 ou 1000 ml.





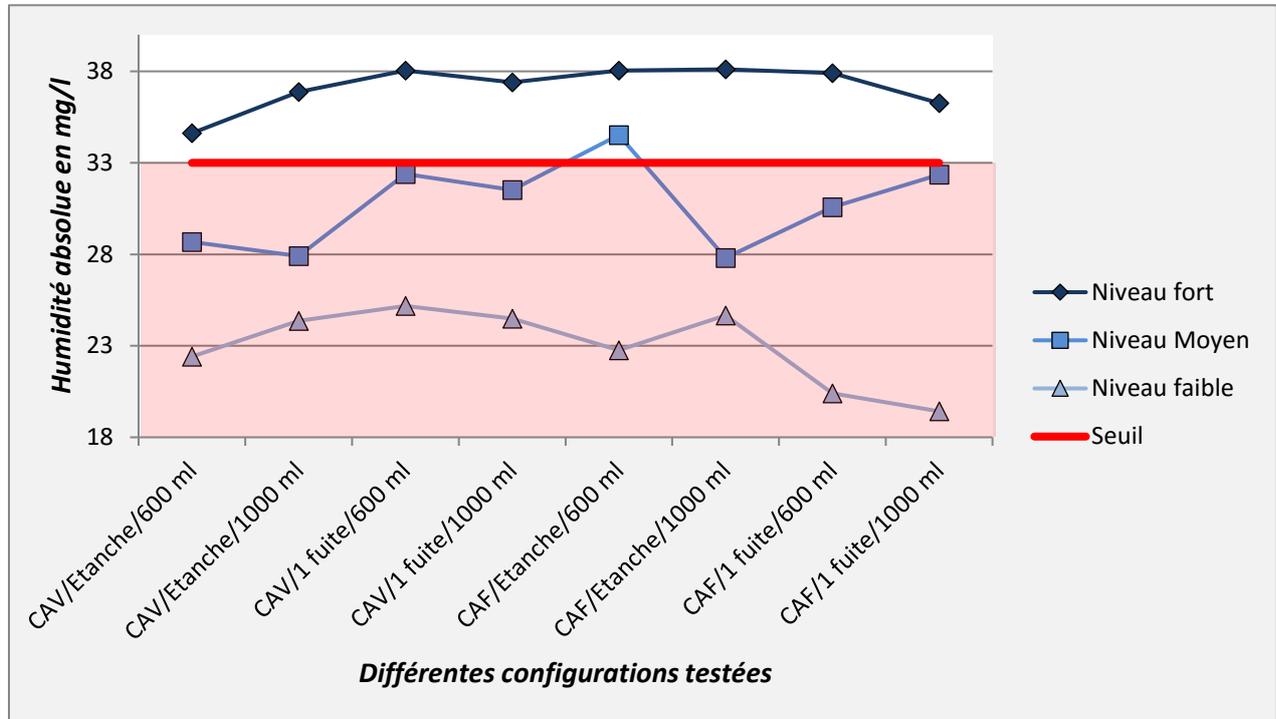
**Annexe 5 : Tableau des résultats de l'humidité absolue en mg/l et de l'humidité relative en % dans chacune des configurations pour le MR810 selon le niveau de température de la plaque chauffante.**

<b>Humidité absolue – HA – en mg/l</b>				
<i>Médiane [IC 95%]</i>				
	<b>CAV/Etanche/600 ml</b>	<b>CAV/Etanche/1000 ml</b>	<b>CAV/1 fuite/600 ml</b>	<b>CAV/1 fuite/1000 ml</b>
MR810 – Niveau faible	22 [22-23]	24 [24-25]	25 [25-25]	24 [24-25]
MR810 – Niveau moyen	29 [28-29]	28 [27-28]	32 [32-32]	32 [31-32]
MR810 – Niveau fort	35 [35-35]	37 [37-37]	38 [38-38]	37 [37-37]
	<b>CAF/Etanche/600 ml</b>	<b>CAF/Etanche/1000 ml</b>	<b>CAF/1 fuite/600 ml</b>	<b>CAF/1 fuite/1000 ml</b>
MR810 – Niveau faible	23 [23-23]	25 [24-25]	20 [20-20]	19 [19-20]
MR810 – Niveau moyen	35 [34-35]	28 [27-28]	31 [30-31]	32 [31-33]
MR810 – Niveau fort	38 [38-38]	38 [38-38]	38 [38-38]	36 [36 -36]
<b>Humidité relative – HR – en %</b>				
<i>Médiane [IC 95%]</i>				
	<b>CAV/Etanche/600 ml</b>	<b>CAV/Etanche/1000 ml</b>	<b>CAV/1 fuite/600 ml</b>	<b>CAV/1 fuite/1000 ml</b>
MR810 – Niveau faible	60 [60-61]	66 [65-67]	68 [68-68]	67 [66-68]
MR810 – Niveau moyen	79 [78-79]	76 [74-76]	87 [87-87]	85 [85-86]
MR810 – Niveau fort	92 [92-93]	98 [98-98]	100 [100-100]	99 [99-99]
	<b>CAF/Etanche/600 ml</b>	<b>CAF/Etanche/1000 ml</b>	<b>CAF/1 fuite/600 ml</b>	<b>CAF/1 fuite/1000 ml</b>
MR810 – Niveau faible	63 [62-64]	68 [68-69]	56 [56-57]	54 [54-55]
MR810 – Niveau moyen	92 [92-92]	76 [75-77]	83 [83-83]	88 [86-88]
MR810 – Niveau fort	100 [100-100]	100 [100-100]	100 [100-100]	96 [96-97]

*Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite, le volume courant est de 600 ou 1000 ml.*

*Trois niveaux de réglage de la température de la plaque chauffante sont possibles (niveau faible, niveau moyen et niveau fort).*

**Annexe 6 : Graphique représentant l'humidité absolue en mg/l en fonction des différentes configurations testées pour le MR810 selon le niveau de température de la plaque chauffante.**



Chaque courbe correspond à un niveau de température de la plaque chauffante pour le MR810.

Le seuil en rouge correspond aux recommandations de l'AARC et la zone rouge correspond à une humidité absolue insuffisante à savoir inférieure à 33 mg/l.

Le circuit est à valve (CAV) ou à fuite (CAF), il est étanche (sans fuite non intentionnelle) ou avec une fuite non intentionnelle, le volume courant est de 600 ou 1000 ml.

AARC = American Association for Respiratory Care

# CRÉATION D'UN BANC DE TEST DES HUMIDIFICATEURS CHAUFFANTS EN VENTILATION INVASIVE

*Noémie HAZIOT*

## Résumé

**Introduction :** En ventilation invasive, les voies aériennes supérieures sont court-circuitées et ne participent plus à l'humidification des gaz nécessaire afin d'éviter des conséquences comme l'occlusion de la sonde. En cas d'augmentation du débit d'air notamment en présence de fuites (intentionnelles ou non), l'humidification apportée par les humidificateurs peut être inefficace.

Le but de cette étude est d'évaluer sur un banc de test la qualité de l'humidification des humidificateurs chauffants dans différentes conditions de ventilation.

**Méthodologie :** Nous avons testé quatre humidificateurs chauffants dans huit configurations : circuit à valve expiratoire ou à fuite intentionnelle, volume courant de 600 ou 1000 ml, ajout ou non d'une fuite non intentionnelle. L'humidité absolue (HA) était mesurée au niveau de la pièce en Y, en amont des poumons tests qui étaient placés dans une enceinte climatique à 34°C, afin de simuler la température corporelle.

**Résultats :** Avec le circuit à valve, l'HA est systématiquement supérieure aux recommandations de 33 mg/l (de 33 mg/l [30-33] à 40 mg/l [40-41]). Avec le circuit à fuite intentionnelle, quand le volume courant est de 600 ml et sans fuite non intentionnelle, l'HA est mesurée de 35 mg/l [35-35] à 39 mg/l [39-39]. En revanche, quand le volume courant est de 1000 ml et/ou en cas de fuite non intentionnelle ajoutée, deux humidificateurs ne parvenaient pas à fournir l'HA recommandée.

**Conclusion :** Cette étude montre que dans certaines conditions de ventilation, comme en cas de fuites ou de haut volume courant, certains humidificateurs chauffants ne permettent pas une humidification suffisante, pouvant mettre en danger le patient.

**Mots-clés :** Ventilation invasive, humidification, humidificateurs chauffants, circuit à fuite intentionnelle, fuites non intentionnelles.

## Abstract

**Introduction:** Gas humidification is essential during invasive ventilation as upper airways are by-passed and can no longer provide sufficient heat and moisture in order to avoid some serious complications such as tube occlusion. In case of flow rate increase as per example with leaks (intentional or not), humidification provided by heated humidifiers can be altered. The aim of this study is to evaluate through a bench test the quality of humidification of heated humidifiers in different conditions of ventilation.

**Methods:** We tested four heated humidifiers in eight configurations: using a non-vented circuit with an exhalation valve or a vented circuit with an intentional leak, tidal volume of 600 or 1000 ml, with or without a non-intentional leak. The absolute humidity (AH) was measured at the Y-piece just before the artificial lungs placed in a climatic chamber set at 34°C in order to simulate the body temperature.

**Results:** With the non-vented circuit, AH is always measured above recommendations of 33 mg/l (from 33 mg/l [30-33] to 40 mg/l [40-41]). With the vented circuit, for tidal volume of 600 ml and without non-intentional leak, AH is measured between 35 mg/l [35-35] and 39 mg/l [39-39]. For tidal volume of 1000 ml and/or in case of non-intentional leak, two humidifiers show a decrease in AH below recommendations.

**Conclusion:** This bench test shows that under certain conditions of ventilation such as high tidal volume or in case of leaks, some heated humidifiers do not allow sufficient humidification and can endanger the patient.

**Keywords:** invasive ventilation, humidification, heated humidifiers, vented circuit, non-intentional leaks.