

Académie d'Orléans –Tours  
Université François-Rabelais

# FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

Année 2012

N°

Thèse

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

Diplôme d'Etat

Par

*Benjamin SCHIPPER*

*né le 2 Aout 1982 à Boulogne Billancourt*

Présentée et soutenue publiquement le 16 avril 2012

## TITRE

**ETUDE COMPARATIVE IN VITRO DE L'ETANCHEITE DES SONDES  
D'INTUBATION A BALLONNET CONIQUE VERSUS ROND OU CUBIQUE  
SOUS PRESSION NÉGATIVE**

## Jury

Président de Jury : **Monsieur le Professeur J. FUSCIARDI**  
Membres du jury : **Monsieur le Professeur M. LAFFON**  
**Monsieur le Professeur C. DESTRIEUX**  
**Monsieur le Docteur F. ESPITALIER**

UNIVERSITE FRANCOIS RABELAIS  
**FACULTE DE MEDECINE DE TOURS**

**DOYEN**

**Professeur Dominique PERROTIN**

**VICE-DOYEN**

Professeur Daniel ALISON

**ASSESEURS**

Professeur Christian ANDRES, Recherche  
Docteur Brigitte ARBEILLE, Moyens  
Professeur Christian BINET, Formation Médicale Continue  
Professeur Laurent BRUNEREAU, Pédagogie  
Professeur Patrice DIOT, Recherche clinique

**SECRETAIRE GENERALE**

Madame Fanny BOBLETER

\*\*\*\*\*

**DOYENS HONORAIRES**

Professeur Emile ARON (†) – 1962-1966  
*Directeur de l'Ecole de Médecine - 1947-1962*  
Professeur Georges DESBUQUOIS (†)- 1966-1972  
Professeur André GOUAZÉ - 1972-1994  
Professeur Jean-Claude ROLLAND – 1994-2004

**PROFESSEURS EMERITES**

Professeur Alain AUTRET  
Professeur Jean-Claude BESNARD  
Professeur Patrick CHOUTET  
Professeur Guy GINIES  
Professeur Olivier LE FLOCH  
Professeur Chantal MAURAGE  
Professeur Léandre POURCELOT  
Professeur Michel ROBERT  
Professeur Jean-Claude ROLLAND

**PROFESSEURS HONORAIRES**

MM. Ph. ANTHONIOZ - A. AUDURIER – Ph. BAGROS - G. BALLON – P.BARDOS - J.BARSOTTI  
A. BENATRE - Ch. BERGER –J. BRIZON - Mme M. BROCHIER - Ph. BURDIN -L.CASTELLANI  
J.P. FAUCHIER - B. GRENIER – M. JAN –P. JOBARD - J.-P. LAMAGNERE - F. LAMISSE –  
J.LANSAC J. LAUGIER - G. LELORD - G. LEROY - Y. LHUINTRE - M. MAILLET - Mlle  
C.MERCIER - E/H. METMAN J. MOLINE - Cl. MORAINÉ - H. MOURAY - J.P. MUH - J.MURAT-  
Mme T. PLANIOL - Ph. RAYNAUD Ch. ROSSAZZA - Ph. ROULEAU - A. SAINDELLE -  
J.J.SANTINI - D. SAUVAGE - M.J. THARANNE J. THOUVENOT - B. TOUMIEUX - J. WEILL.

## PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

MM.	ALISON Daniel	Radiologie et Imagerie médicale
	ANDRES Christian	Biochimie et Biologie moléculaire
	ARBEILLE Philippe	Biophysique et Médecine nucléaire
	AUPART Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Mme	AUTRET-LECA Elisabeth	Pharmacologie fondamentale ; Pharmacologie clinique
MM.	BABUTY Dominique	Cardiologie
Mmes	BARILLOT Isabelle	Cancérologie ; Radiothérapie
	BARTHELEMY Catherine	Physiologie
MM.	BAULIEU Jean-Louis	Biophysique et Médecine nucléaire
	BERNARD Louis	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
	BEUTTER Patrice	Oto-Rhino-Laryngologie
	BINET Christian	Hématologie ; Transfusion
	BODY Gilles	Gynécologie et Obstétrique
	BONNARD Christian	Chirurgie infantile
	BONNET Pierre	Physiologie
Mme	BONNET-BRILHAULT Frédérique	Physiologie
MM.	BOUGNOUX Philippe	Cancérologie ; Radiothérapie
	BRUNEREAU Laurent	Radiologie et Imagerie médicale
	BUCHLER Matthias	Néphrologie
	CALAIS Gilles	Cancérologie ; Radiothérapie
	CAMUS Vincent	Psychiatrie d'adultes
	CHANDENIER Jacques	Parasitologie et Mycologie
	CHANTEPIE Alain	Pédiatrie
	CHARBONNIER Bernard	Cardiologie
	COLOMBAT Philippe	Hématologie ; Transfusion
	CONSTANS Thierry	Médecine interne ; Gériatrie et Biologie du vieillissement
	CORCIA Philippe	Neurologie
	COSNAY Pierre	Cardiologie
	COTTIER Jean-Philippe	Radiologie et Imagerie médicale
	COUET Charles	Nutrition
	DANQUECHIN DORVAL Etienne	Gastroentérologie ; Hépatologie
	DE LA LANDE DE CALAN Loïc	Chirurgie digestive
	DE TOFFOL Bertrand	Neurologie
	DEQUIN Pierre-François	Thérapeutique ; médecine d'urgence
	DESTRIEUX Christophe	Anatomie
	DIOT Patrice	Pneumologie
	DU BOUEXIC de PINIEUX Gonzague	Anatomie & Cytologie pathologiques
	DUMONT Pascal	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
	FAUCHIER Laurent	Cardiologie
	FAVARD Luc	Chirurgie orthopédique et traumatologique
	FETISSOF Franck	Anatomie et Cytologie pathologiques
	FOUQUET Bernard	Médecine physique et de Réadaptation
	FRANCOIS Patrick	Neurochirurgie
	FUSCIARDI Jacques	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale ; médecine
d'urgence		
	GAILLARD Philippe	Psychiatrie d'Adultes
	GOGA Dominique	Chirurgie maxillo-faciale et Stomatologie
	GOUDEAU Alain	Bactériologie - Virologie ; Hygiène hospitalière
	GOUPILLE Philippe	Rhumatologie
	GRUEL Yves	Hématologie ; Transfusion
	GUILMOT Jean-Louis	Chirurgie vasculaire ; Médecine vasculaire

	GUYETANT Serge	Anatomie et Cytologie pathologiques
	HAILLOT Olivier	Urologie
	HALIMI Jean-Michel	Thérapeutique ; médecine d'urgence (Néphrologie et
		Immunologie clinique)
	HERAULT Olivier	Hématologie ; transfusion
	HERBRETEAU Denis	Radiologie et Imagerie médicale
Mme	HOMMET Caroline	Médecine interne, Gériatrie et Biologie du vieillissement
MM.	HUTEN Noël	Chirurgie générale
	LABARTHE François	Pédiatrie
	LAFFON Marc	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale ; médecine
d'urgence		
	LANSON Yves	Urologie
	LARDY Hubert	Chirurgie infantile
	LASFARGUES Gérard	Médecine et Santé au Travail
	LEBRANCHU Yvon	Immunologie
	LECOMTE Pierre	Endocrinologie et Maladies métaboliques
	LECOMTE Thierry	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie
	LEMARIE Etienne	Pneumologie
	LESCANNE Emmanuel	Oto-Rhino-Laryngologie
	LINASSIER Claude	Cancérologie ; Radiothérapie
	LORETTE Gérard	Dermato-Vénérologie
	MACHET Laurent	Dermato-Vénérologie
	MAILLOT François	Médecine Interne
	MARCHAND Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
	MARRET Henri	Gynécologie et Obstétrique
	MULLEMAN Denis	Rhumatologie
	NIVET Hubert	Néphrologie
	PAGES Jean-Christophe	Biochimie et biologie moléculaire
	PAINTAUD Gilles	Pharmacologie fondamentale, Pharmacologie clinique
	PATAT Frédéric	Biophysique et Médecine nucléaire
	PERROTIN Dominique	Réanimation médicale ; médecine d'urgence
	PERROTIN Franck	Gynécologie et Obstétrique
	PISELLA Pierre-Jean	Ophthalmologie
	QUENTIN Roland	Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière
	RICHARD-LENOBLE Dominique	Parasitologie et Mycologie
	ROBIER Alain	Oto-Rhino-Laryngologie
	ROINGEARD Philippe	Biologie cellulaire
	ROSSET Philippe	Chirurgie orthopédique et traumatologique
	ROYERE Dominique	Biologie et Médecine du développement et de la
		Reproduction
	RUSCH Emmanuel	Epidémiologie, Economie de la Santé et Prévention
	SALAME Ephrem	Chirurgie digestive
	SALIBA Elie	Biologie et Médecine du développement et de la
Reproduction		
Mme	SANTIAGO-RIBEIRO Maria	Biophysique et Médecine Nucléaire
	SIRINELLI Dominique	Radiologie et Imagerie médicale
	THOMAS-CASTELNAU Pierre	Pédiatrie
	TOUTAIN Annick	Génétique
	VAILLANT Loïc	Dermato-Vénérologie
	VELUT Stéphane	Anatomie
	WATIER Hervé	Immunologie.

## **PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE**

Mme LEHR-DRYLEWICZ Anne-Marie Médecine Générale

## **PROFESSEURS ASSOCIES**

MM. HUAS Dominique Médecine Générale  
LEBEAU Jean-Pierre Médecine Générale  
MALLET Donatien Soins palliatifs  
POTIER Alain Médecine Générale

## **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS**

Mme ARBEILLE Brigitte Biologie cellulaire  
M. BARON Christophe Immunologie  
Mme BAULIEU Françoise Biophysique et Médecine nucléaire  
M. BERTRAND Philippe Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication  
Mme BLANCHARD-LAUMONIER Emmanuelle Biologie cellulaire  
M BOISSINOT Eric Physiologie  
MM. BRILHAULT Jean Chirurgie orthopédique et traumatologique  
CORTESE Samuele Pédiopsychiatrie  
Mmes DUFOUR Diane Biophysique et Médecine nucléaire  
EDER Véronique Biophysique et Médecine nucléaire  
FOUQUET-BERGEMER Anne-Marie Anatomie et Cytologie pathologiques  
GAUDY-GRAFFIN Catherine Bactériologie - Virologie ; Hygiène hospitalière  
M. GIRAUDEAU Bruno Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication  
Mme GOUILLEUX Valérie Immunologie  
MM. GUERIF Fabrice Biologie et Médecine du développement et de la reproduction  
GYAN Emmanuel Hématologie, transfusion  
M. HOARAU Cyrille Immunologie  
M. HOURIOUX Christophe Biologie cellulaire  
Mme LARTIGUE Marie-Frédérique Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière  
Mmes LE GUELLEC Chantal Pharmacologie fondamentale ; Pharmacologie clinique  
MACHET Marie-Christine Anatomie et Cytologie pathologiques  
MM. MARCHAND-ADAM Sylvain Pneumologie  
MEREGHETTI Laurent Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière  
M.M PIVER Eric Biochimie et biologie moléculaire  
Mme SAINT-MARTIN Pauline Médecine légale et Droit de la santé  
M. VOURC'H Patrick Biochimie et Biologie moléculaire

## **MAITRES DE CONFERENCES**

Mlle BOIRON Michèle Sciences du Médicament  
ESNARD Annick Biologie cellulaire  
M. LEMOINE Maël Philosophie  
Mlle MONJAUZE Cécile Sciences du langage - Orthophonie  
M. PATIENT Romuald Biologie cellulaire

### **MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE**

M. ROBERT Jean Médecine Générale

### **CHERCHEURS C.N.R.S. - INSERM**

MM. BIGOT Yves Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239  
BOUAKAZ Ayache Chargé de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM  
930  
Mmes BRUNEAU Nicole Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM  
930  
CHALON Sylvie Directeur de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM  
930  
MM. COURTY Yves Chargé de Recherche CNRS – U 618  
GAUDRAY Patrick Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239  
GOUILLEUX Fabrice Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239  
Mmes GOMOT Marie Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM  
930  
HEUZE-VOURCH Nathalie Chargée de Recherche INSERM – U 618  
MM. LAUMONNIER Frédéric Chargé de Recherche INSERM - UMR CNRS-INSERM  
930  
LE PAPE Alain Directeur de Recherche CNRS – U 618  
Mmes MARTINEAU Joëlle Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM  
930  
POULIN Ghislaine Chargée de Recherche CNRS – UMR CNRS-INSERM 930

### **CHARGES D'ENSEIGNEMENT**

#### ***Pour l'Ecole d'Orthophonie***

Mme DELORE Claire Orthophoniste  
M GOUIN Jean-Marie Praticien Hospitalier  
M. MONDON Karl Praticien Hospitalier  
Mme PERRIER Danièle Orthophoniste

#### ***Pour l'Ecole d'Orthoptie***

Mme LALA Emmanuelle Praticien Hospitalier  
M. MAJZOUB Samuel Praticien Hospitalier

#### ***Pour l'Ethique Médicale***

Mme BIRMELE Béatrice Praticien Hospitalier

## SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté,  
de mes chers condisciples  
et selon la tradition d'Hippocrate,  
je promets et je jure d'être fidèle aux lois de  
l'honneur et de la probité dans  
l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent,  
et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon  
travail.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux  
ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira  
les secrets qui me seront confiés et mon état ne  
servira pas  
à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres,  
je rendrai à leurs enfants  
l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime  
si je suis fidèle à mes promesses.  
Que je sois couvert d'opprobre  
et méprisé de mes confrères  
si j'y manque.

# **REMERCIEMENTS**

## **A mon Maitre et Président de jury**

**Monsieur le Professeur Jacques FUSCIARDI**

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier

Chef du service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Trousseau, CHRU Tours

Je vous remercie pour l'intérêt que vous avez porté à ce travail et vous exprime ma profonde gratitude pour l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence de mon jury.

Je vous remercie également pour votre confiance et pour la formation que j'ai reçu tout au long de mon cursus. J'ai pu apprécier votre humanité et votre grande intégrité.

Soyez assuré de ma reconnaissance et de mon profond respect.

## **A mon Maître et Directeur de thèse**

**Monsieur le Professeur Marc LAFFON**

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier

Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Bretonneau, CHRU Tours

Votre disponibilité et votre enthousiasme n'ont d'égaux que la richesse de votre enseignement.  
Vous savez transmettre votre énergie à tous ceux qui vous entourent.

Je vous remercie de m'avoir guidé pas à pas lors de ce travail et de m'avoir familiarisé avec la démarche scientifique.

Soyez remercié pour votre bienveillance et votre dynamisme.

## **A mon Juge**

**Monsieur le Professeur Christophe DESTRIEUX**

Professeur des Universités, Praticien Hospitalier

Service de Neurochirurgie, Hôpital Bretonneau, CHRU Tours

Vous avez très aimablement accepté de faire partie du jury de cette thèse et je vous en suis profondément reconnaissant.

Je vous remercie de l'accueil que vous m'avez réservé dans votre service de neurochirurgie.

Recevez ici l'expression de mon respect et de ma sincère gratitude.

## **A mon Juge**

**Monsieur le Docteur Fabien ESPITALIER**

Praticien Hospitalier

Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Trousseau, CHRU Tours

C'est pour moi un grand plaisir de te compter parmi les membres de mon jury de thèse.

Lors des stages où tu me supervisais, j'ai su apprécier aussi bien tes qualités humaines que professionnelles. Tes compétences et ton humilité font de toi un modèle pour nombre d'entre nous. Tu es un véritable moteur pour la formation universitaire.

Sois assuré de toute mon amitié.

A Diane, pour tout l'amour que tu me portes.

A Yoel, pour le bonheur que tu nous transmets. Tu fais de nous des parents comblés par ta gentillesse et ta joie de vivre.

A mes parents, pour leur soutien depuis toujours.

A Johanna, pour sa prévenance.

A ma grand-mère, pour l'affection qu'elle porte à ses petits et arrière petits enfants.

A ma belle-famille, pour son accueil chaleureux.

Aux copains de Tours : Laure, les Jonathans , Sarah, Olivia, Dan, Bertrand, Florence, Mélanie et Jérémie, Laurent.

A Jeff, Aurelie, Max, Malco, Laia, Blandine, Lionel, Raf, Pat, Guillaume, Manu, Adrien.

A mes cointrnes et à tous ceux avec qui j'ai pris plaisir à travailler pendant ces 5 années.

## RESUME

*Introduction* : Les ballonnets de forme ronde en chlorure de polyvinyle (PVC) des sondes d'intubation ne protègent pas des micro-inhalations potentiellement source de pneumopathies acquises sous ventilation mécanique. L'objectif de notre étude était de comparer l'étanchéité *in vitro* de trois formes de ballonnet (rond, cubique, et conique), lors de l'application d'une dépression trachéale, facteur 14 favorisant les micro-inhalations, après quantification *in vivo* de celle-ci.

*Matériel et Méthodes* : *In vivo*, la dépression trachéale était enregistrée chez 9 patients en fin d'anesthésie par un cathéter positionné en amont de l'extrémité de la sonde d'intubation. Cette pression était notée lors de trois phases : lors d'une aspiration trachéale réalisée avant d'alléger la narcose, lors de la reprise de la ventilation spontanée, et lors d'une phase d'agitation ou juste avant l'extubation. *In vitro*, l'étanchéité de trois formes de ballonnets - ronde (Hi-Lo® Mallinckrodt®), cubique (Hi-Contour® Mallinckrodt®) et conique (Taperguard® Mallinckrodt®) - a été évaluée. Pour chaque forme de ballonnet, ont été testés différentes tailles de sonde avec diamètre interne - 7, 7<sup>1/2</sup>, 8 mm - et également, différents niveaux de dépression - correspondant à ceux retrouvés *in vivo*. Les sondes d'intubation étaient introduites dans une trachée artificielle verticale et un volume d'eau constant (3,6 ml) était maintenu au dessus du ballonnet pendant toute la procédure. L'étanchéité était quantifiée par le débit de fuite en ml/h à travers les ballonnets. Un test de Kruskal-Wallis était utilisé suivi d'un test de Student-Newman-Keuls si  $p < 0,05$ .

*Résultats* : *In vivo*, les médianes [extrêmes] des dépressions trachéales étaient : lors de l'aspiration de -63 mmHg [-42 ; -106 mmHg], lors de la reprise de ventilation de -6 mmHg [-4 ; -10 mmHg], lors d'une phase d'agitation ou juste avant l'extubation de -15 mmHg [-5 ; -30 mmHg]. *In vitro*, la fuite des ballonnets coniques lors d'une dépression de -6 et -15 mmHg était inférieure à celle des ballonnets ronds et cubiques. Lors d'une dépression de -63 mmHg, la fuite des ballonnets coniques et cubiques était inférieure à celle des ballonnets ronds (pour les sondes de 7<sup>1/2</sup> et 8 mm). Lors d'une dépression de -15 et -63 mmHg, la fuite des ballonnets cubiques était inférieure à celle des ballonnets ronds (pour les sondes de 7<sup>1/2</sup> et 8 mm).

*Conclusion* : *In vitro*, les ballonnets en PVC de forme conique ont une meilleure étanchéité que les ballonnets de forme ronde ou cubique pour des dépressions trachéales rencontrées en clinique. Lors de l'aspiration trachéale, les ballonnets de forme conique gardent une meilleure étanchéité que les ballonnets de forme ronde.

Mots clés : ballonnet intra-trachéal, étanchéité, aspiration, pression négative.

## ABSTRACT

*Purpose* : Round endotracheal tube cuff in polyvinyl chloride (PVC) does not provide full prevention against micro-aspirations leading to a risk of ventilator-acquired pneumonia. The aim of our study was to compare *in vitro* watertight integrity of three different cuff shapes (round, cubic, and conic), following tracheal depressions previously quantified *in vivo*.

*Methods* : *In vivo*, tracheal depression was recorded in 9 patients at the end of general anaesthesia using a catheter placed at the distal tip of endotracheal tube. Tracheal pressure was recorded during three phases: whilst performing a tracheal suction, during the resumption of spontaneous ventilation and during the stage of awakening or just before extubation. *In vitro*, Water-resistance of three different cuff shapes – round (Mallinckrodt® Hi-Lo®), cubic (Mallinckrodt® Hi-Contour®), and conical (Mallinckrodt® TaperGuard ®) - was tested . Test were performed for each shape with different internal diameters of endotracheal tube - 7, 7<sup>1/2</sup>, 8 mm - and different levels of simulated negative tracheal pressure - corresponding to those measured *in vivo*. Endotracheal tubes were introduced in a vertical artificial trachea and a constant volume of water (3.6 ml) was maintained above the cuff throughout the procedure. Watertight integrity was quantified by leakage noted through the cuff expressed as ml/h. Statistical analysis used Kruskal-Wallis's test followed by Student-Newman-Keuls's test if significant (*p* value <0.05).

*Results* : *In vivo*, median [range] tracheal depression was -63 mmHg [-42, -106 mmHg] during a tracheal suctioning, -6 mmHg [-4, -10 mmHg] during resumption of spontaneous ventilation, and -15 mmHg [-5, -30 mmHg] during the stage of awakening or just before extubation. *In vitro*, for tracheal pressure of -6 mmHg and -15 mmHg, leakage from conic cuff was lower than from cubic or round cuff. At tracheal pressure of -63 mmHg, leakages from conic and cubic cuff were lower than from round cuff (for endotracheal tube size 7<sup>1/2</sup> and 8 mm). At tracheal pressure of -15 mmHg and -63 mmHg, leakage from cubic cuff were lower than from round cuff (for endotracheal tube size 7<sup>1/2</sup> and 8 mm).

*Discussion* : *In vitro*, conic endotracheal tube cuff demonstrate safer watertight integrity than round or cubic cuffs at usual tracheal negative pressure during spontaneous ventilation or during the stage of awakening. During a tracheal suctioning, conic endotracheal tube cuff demonstrate safer watertight integrity than round cuffs.

*Keywords* : endotracheal tube cuff, watertight integrity, tracheal suction, negative pressure.

## INTRODUCTION

Les sondes d'intubation en chlorure de polyvinyle (PVC) avec ballonnet à haut volume et basse pression (HVBP) ont été développées afin de réduire les dommages sur la muqueuse trachéale secondaire à l'utilisation de ballonnet à haute pression (1). L'objectif était de diminuer la pression du ballonnet en augmentant son volume et donc la surface de contact avec la trachée de façon à maintenir une étanchéité. Si l'utilisation de ces ballonnets a permis de diminuer l'incidence des lésions ischémiques trachéales tout en respectant une étanchéité gazeuse satisfaisante pour la ventilation mécanique, leur utilisation a révélé pour principal inconvénient une perméabilité au liquide plus importante qu'avec les sondes à ballonnet haute pression. Cette protection imparfaite des voies aériennes a été mise en évidence chez des patients sous anesthésie générale, intubés, et ventilés (2,3). Chez ces patients, lors d'une instillation laryngée de liquide coloré, on pouvait noter une absence de fuite avec les sondes à ballonnet haute pression alors que cette fuite était systématique avec les sondes à ballonnet HVBP. Ce manque d'étanchéité s'explique par la formation de micro-canaux, provenant des replis de la paroi du ballonnet HVBP, qui ont été objectivés par fibroscopie (3) mais aussi par tomodensitométrie (4). Ces micro-canaux résultent du fait que le volume maximal d'un ballonnet HVBP étant supérieur à celui de la trachée, le dépliement de celui-ci ne peut être complet et entraîne des replis de la paroi du ballonnet.

Le manque d'étanchéité des ballonnets HVBP prédispose donc le patient de réanimation aux micro-inhalations et par conséquent aux pneumopathies acquises sous ventilation mécanique (PAVM). Le mécanisme physiopathologique des PAVM correspond en effet à une colonisation

bactérienne de l'oropharynx contaminant l'ensemble de l'arbre trachéobronchique (5). Chez les patients intubés, le passage des sécrétions dans la trachée provient de l'espace sous glottique délimité en haut par les cordes vocales et en bas par le ballonnet. Cette zone, difficilement accessible à l'aspiration ou à la déglutition, est donc à haut risque de transmission bactérienne. Les conséquences de ces PAVM sont majeures sur la mortalité des patients, la consommation d'antibiotiques et la durée d'hospitalisation. (6,7)

Plusieurs travaux expérimentaux *in vitro* avec les sondes à ballonnet HVBP ont évalué les différents paramètres impliqués dans ce manque d'étanchéité au liquide (8). La fuite s'avère d'autant plus importante que la pression d'insufflation des ballonnets est faible. L'application d'une pression expiratoire positive (PEP), en maintenant un gradient de pression allant à l'encontre du passage de liquide dans la trachée, diminue l'inhalation de moitié. Il existe en effet une relation inversement proportionnelle entre l'étanchéité du ballonnet et le niveau de PEP (9). A l'opposé, une dépression trachéale favorise les fuites par un mécanisme d'aspiration. Celle-ci est fréquemment rencontrée en réanimation lors d'épreuves de ventilation spontanée ou lors d'aspirations trachéales. Dans ces travaux, l'application d'une pression négative, simulant une ventilation spontanée et variant de - 1,5 à -7,5 mmHg, majore les fuites (8,9). Ces fuites sont amplifiées lorsqu'une aspiration trachéale est réalisée avec une mesure moyenne de dépression trachéale de - 30 mmHg. Toutefois, la principale limite de ces études expérimentales consiste dans l'absence de données *in vivo* étayant le choix de ces niveaux de dépression.

Le clinicien dispose depuis peu de sondes d'intubation Taperguard® (Covidien Imaging France) dont le ballonnet HVBP possède la caractéristique d'être asymétrique et de forme

conique. L'objectif de leur concepteur était d'améliorer l'étanchéité au liquide en évitant la formation de micro-canaux. Comme nous l'avons déjà mentionné, la formation des micro-canaux lors de l'insufflation du ballonnet est liée à la dimension plus grande du diamètre du ballonnet par rapport à celui de la trachée. Plus cette différence est importante, plus la formation de replis et donc de micro-canaux est inévitable. En réalisant, un ballonnet asymétrique en forme de cône avec un diamètre décroissant de moitié sur sa hauteur, la formation de replis devient impossible sur la tranche de section dont le diamètre est proche de celui de la trachée. Ce changement de forme du ballonnet devrait donc améliorer son étanchéité au liquide et diminuer le risque de PAVM.

A ce jour, des données expérimentales *in vivo*, publiées essentiellement sous forme de résumé, confirment une meilleur étanchéité au liquide de ces ballonnets HVBP de forme conique (10). Chez des cochons ventilés et intubés avec ces ballonnets, l'administration de bleu de méthylène associée à une solution acide en sus glottique, s'accompagne d'un moindre passage du colorant dans la trachée ainsi que d'une diminution de l'inflammation des voies aériennes qui est objectivée lors de l'autopsie <sup>1</sup>. Chez des patients obèses ayant bénéficié d'un ballonnet de forme conique lors d'une chirurgie d'un by-pass, il n'est pas mis en évidence d'inhalation trachéale à la fibroscopie alors que cette inhalation est notée chez la moitié des patients intubés avec un ballonnet HVBP standard <sup>2</sup>.

<sup>1</sup> Lichtenthal P, Borg U, Maul D. Pre-Clinical Research Services, Fort Collins, University of Arizona. United States.

<sup>2</sup> Mulier JPJ, Van den Brande F, Dillemans B, Van Cauwenberge S. Tracheal cuff leak in morbid obese patients intubated with a taperguard. *Anaesthesiology*, Sint Jan Brugge-Oostende, Bruges, Belgium.

Un travail confirmant une meilleure étanchéité au liquide de cette nouvelle forme de ballonnet lors de pressions négatives trachéales est nécessaire pour justifier leur utilisation afin de prévenir des micro-inhalations chez le patient de réanimation. En effet, les pressions trachéales négatives, facteurs favorisant les fuites, sont fréquentes chez le patient intubé lors d'une ventilation spontanée, d'une désadaptation du respirateur, ou d'une aspiration trachéale.

Ainsi l'objectif de notre étude était, après recueil des pressions trachéales *in vivo* de patients lors d'une anesthésie générale, de comparer *in vitro* l'efficacité de l'étanchéité au liquide de 3 formes ronde, cubique, ou conique de ballonnet à HVBP et ce pour des pressions négatives trachéales dans des valeurs correspondantes à celles retrouvées en clinique.

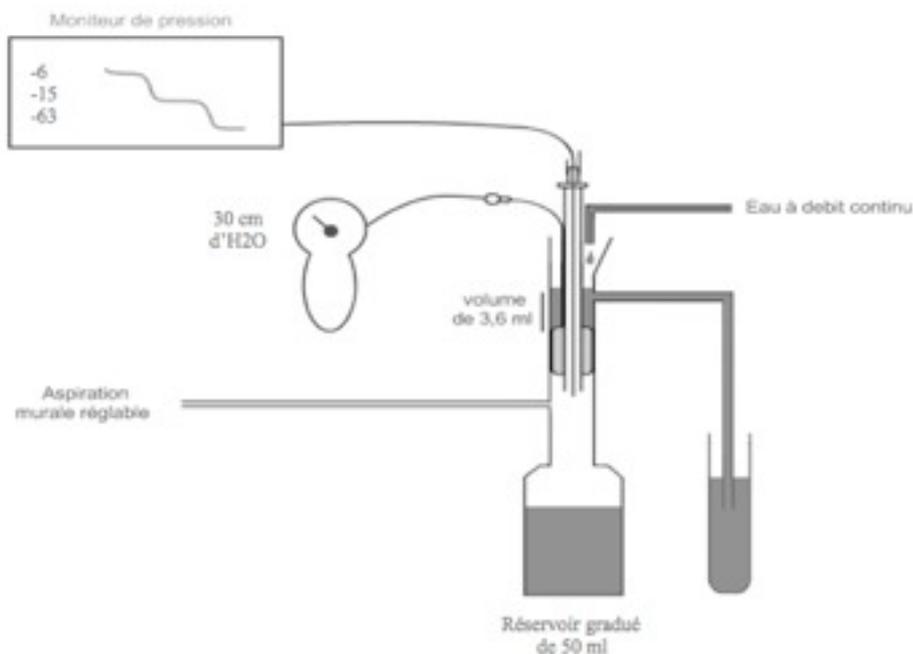
## **MATERIEL ET METHODES**

### **Evaluation des pressions trachéales négatives chez le patient intubé lors de l'aspiration trachéale et du réveil d'anesthésie.**

Ont été inclus dans notre étude neuf patients majeurs, après obtention de leur consentement, bénéficiant d'une intervention chirurgicale sous anesthésie générale avec intubation orotrachéale non sélective et possibilité d'un réveil en salle d'intervention. Les critères d'exclusion étaient la chirurgie ne permettant pas un accès aux voies respiratoires en peropératoire et le refus du patient. La technique d'anesthésie était laissée au choix de l'anesthésiste et la procédure d'extubation était conforme aux pratiques habituelles respectant les recommandations. Le monitoring comprenait, outre celui recommandé par la SFAR concernant le patient sous anesthésie générale, celui de la pression trachéale par un cathéter de 19G à usage unique, positionné 1 cm en amont de l'extrémité de la sonde d'intubation. Les paramètres colligés étaient, en plus des caractéristiques morphologiques : la pression trachéale lors d'une aspiration réalisée avant d'alléger la narcose en fin d'intervention, la pression trachéale lors de la reprise de la ventilation spontanée et le volume courant maximal obtenu lors de cette phase et la pression trachéale lors la ventilation spontanée juste avant l'extubation ou lors d'une phase d'agitation. Ainsi trois périodes étaient distinguées : l'aspiration trachéale, la ventilation spontanée avant réveil, la ventilation spontanée juste avant l'extubation ou lors d'une phase d'agitation.

## Evaluation de l'étanchéité des ballonnets in vitro.

Pour évaluer l'efficacité de l'étanchéité des différents ballonnets testés, nous avons utilisé une trachée artificielle en PVC mise en position verticale et d'un diamètre de 2,2 cm schématisé Fig. 1. Ce diamètre a été choisi puisqu'il représente le diamètre moyen d'une trachée chez un adulte de sexe masculin (11). La trachée communiquait sur son bord inférieur avec un réservoir gradué d'une contenance maximale de 50 ml. La sonde d'intubation était positionnée dans la trachée artificielle, puis le ballonnet était gonflé à une pression de 30 mmHg monitorée en continu. De l'eau était ensuite mise au dessus du ballonnet. Un système de vase communiquant permettait d'obtenir en permanence une hauteur d'eau constante, correspondant à un volume de 3,6 ml équivalent à l'espace sous glottique. Celui ci correspond à l'espace se situant entre la partie supérieure du ballonnet et les cordes vocales. Une dépression calibrée dans la trachée était réalisée par l'intermédiaire d'une aspiration murale. Cette dépression était monitorée en continue par un capteur de pression trachéale.



**Fig. 1** Représentation schématique du modèle in vitro.

L'étanchéité était évaluée en mesurant la fuite par le calcul du débit d'eau arrivant dans le réservoir. La durée de l'évaluation était de 10 minutes. Celle-ci pouvait être écourtée à partir du moment où le réservoir avait atteint sa contenance maximale de 50 ml. Avec ce dispositif, 3 ballonnets en PVC de forme différente ont été évalués. Ils correspondaient à trois types de sondes commercialisées par le laboratoire COVIDIEN, la sonde Hi-Lo® à ballonnet rond, la sonde Hi-Contour® à ballonnet cubique, et la sonde Taperguard® à ballonnet conique. Pour chaque type de sonde, nous avons testés 3 tailles : 7.0 (n = 5), 7.5 (n = 5), 8.0 (n = 5). Chaque échantillon était soumis à 3 niveaux de dépressions intratrachéales : - 6, - 15, et - 63 mmHg, correspondant *in vivo* respectivement à une ventilation spontanée avant réveil, une ventilation spontanée après réveil ou une agitation du patient et une aspiration trachéale. Il en a résulté un total de 135 procédures.

L'analyse et le recueil des données ont été réalisés par les logiciels Excel® et StatView® (SAS Institut, Cary, NC). Les résultats sont exprimés en médiane [extrêmes]. Pour les comparaisons, nous avons utilisé le test de Kruskal-Wallis qui était suivi, en cas de valeur significative, d'un test de Student-Newman-Keuls. Une valeur de  $p < 0,05$  a été retenue.

## **RESULTATS**

### **Evaluation des pressions trachéales négatives chez le patient intubé lors de l'aspiration trachéale et du réveil d'anesthésie.**

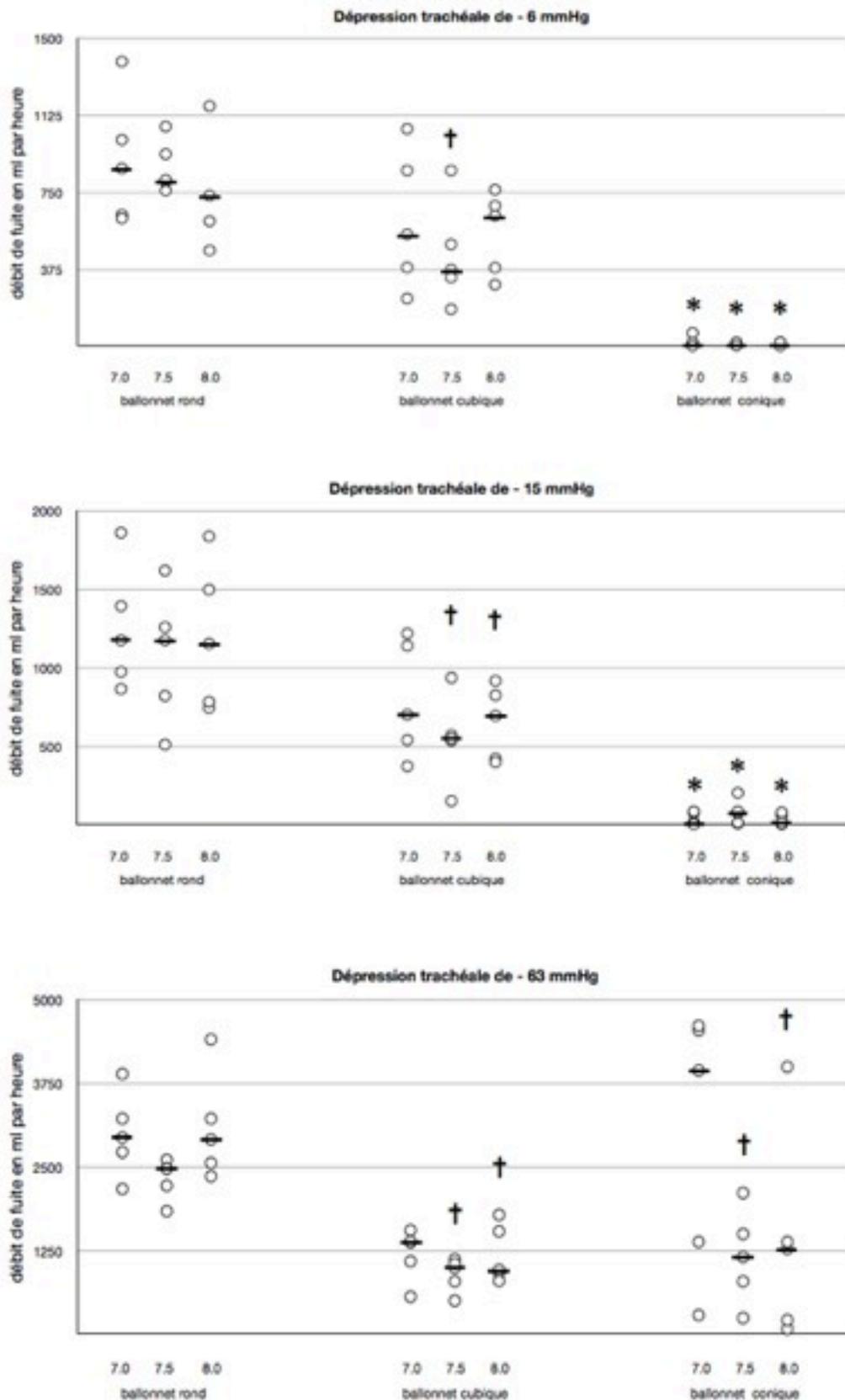
Lors de l'aspiration, les dépressions trachéales étaient de - 63 mmHg [- 106 ; - 42 mmHg]. En phase de réveil ou lors de la ventilation spontanée calme, avec un volume courant moyen à 63 % du volume courant théorique (8 ml/kg), les dépressions recueillies étaient de - 6 mmHg [- 4 ; - 10 mmHg]. Elles étaient de -15 mmHg [- 5 ; - 30 mmHg] lors de la ventilation spontanée juste avant l'extubation ou lors d'une phase d'agitation.

### **Evaluation de l'étanchéité des ballonnets *in vitro*.**

Les débits de fuite par heure des ballonnets ronds, cubiques, et coniques, en fonction de la taille des sondes d'intubation et du niveau de dépression trachéale, sont résumés dans la figure 2. Il apparaît que les débits des ballonnets coniques pour des dépressions trachéales de - 6 et - 15 mmHg étaient plus faibles que ceux des ballonnets ronds et cubiques ( $p < 0,05$ ). Lorsque la dépression était de - 63 mmHg, les débits des ballonnets coniques étaient plus faibles que les débits des ballonnets ronds avec les sondes d'intubation de diamètre de 7.5 et 8.0 mm ( $p < 0,05$ ). Il n'a pas été mis en évidence de différence de fuite entre les ballonnets cubiques et coniques à - 63 mmHg de dépression. Nous devons également noter que les débits de fuite des ballonnets cubiques étaient plus faibles que ceux des ballonnets ronds pour les

sondes de diamètre de 7.5 et 8.0 mm et pour des valeurs de dépressions de - 15 et - 63 mmHg (p<0,05).

Aux mêmes niveaux de dépression et avec des ballonnets de forme identique, nous n'avons pas mis en évidence de différence de fuite en fonction de la taille des sondes.



**Fig. 2** Ce graphique représente le débit de fuite des ballonnets ronds, cubiques, et coniques en fonction de la taille de la sonde d'intubation utilisée (7.0, 7.5, 8.0 mm) et du niveau de dépression trachéale étudié (-6, -15, -63 mmHg). Le trait correspond à la valeur de la médiane. \* =  $p < 0,05$  ballonnet conique versus ballonnet rond et cubique. † =  $p < 0,05$  ballonnet cubique ou conique versus ballonnet rond.

## DISCUSSION

Dans notre étude, nous avons montré *qu'in vivo* chez des patients intubés bénéficiant d'une anesthésie générale, les dépressions trachéales étaient majeures lors de l'aspiration trachéale et bien plus importantes que celles qui survenaient lors de la reprise de la ventilation spontanée ou lors d'une phase d'agitation. En effet, les dépressions trachéales lors de l'aspiration variaient entre - 42 et - 106 mmHg, alors que les dépressions trachéales lors du réveil variaient entre - 4 et - 30 mmHg. *In vitro*, lors d'une dépression simulant une reprise de la ventilation spontanée ou une phase d'agitation, nous avons montré que les ballonnets HVBP en PVC de forme conique, procuraient une meilleure étanchéité au liquide que les ballonnets ronds ou cubiques de même matière. Nous avons également montré que ces ballonnets de forme conique mais aussi ceux de forme cubique procuraient une meilleure étanchéité au liquide que les ballonnets ronds lors d'une dépression simulant une aspiration trachéale. Ces résultats suggèrent que chez le patient intubé, et notamment celui en réanimation en phase d'agitation ou régulièrement aspiré dans sa trachée, une diminution des micro-inhalations pourrait être obtenue par l'utilisation de sondes avec un ballonnet HVBP en PVC de forme conique.

Pour ce qui concerne notre étude *in vivo*, celle-ci a été réalisée en anesthésie et non en réanimation. Toutefois, les différentes pressions négatives notées peuvent être extrapolées à celle des patients de réanimation. En effet, les situations de reprise de ventilation spontanée ou d'agitations sont similaires. La méthode de mesure *in vivo* de la pression trachéale à l'aide d'un cathéter en amont de l'extrémité de la sonde d'intubation a déjà été validée (8). L'autre

méthode d'estimation des pressions des voies aériennes aurait pu être l'analyse directe par le moniteur du respirateur, mais nous ne l'avons pas utilisée car celle ci entraîne une sous-estimation des pressions en raison de l'artéfact induit par la compliance du circuit.

Il existe peu de données valides en réanimation quant aux niveaux de dépression régnant dans les voies respiratoires chez les patients intubés. Les dépressions rapportées, pour ce qui concerne la ventilation spontanée avec une méthode de mesure similaire à la nôtre, se situent entre - 1,5 à - 5 mmHg (8). Ces données sont superposables à nos résultats lors de la reprise d'une ventilation spontanée.

Il n'existe pas de données concernant les dépressions trachéales lors d'une phase d'agitation, nous ne pouvons donc pas faire de points de comparaison. Dans notre étude *in vivo*, en phase d'agitation, nous avons recueillis des valeurs allant jusqu'à - 30 mmHg.

Pour ce qui concerne l'aspiration trachéale, la plupart des études, notent des dépressions trachéales plus importantes que lors de la ventilation spontanée mais avec un niveau de dépression rapporté inférieur à - 30 mmHg. Ceci n'est donc pas superposable à ce que nous avons observés puisque nos valeurs extrêmes se situent entre - 42 à - 106 mmHg. Cette différence peut s'expliquer par le choix non imposé du calibre des sondes d'aspiration. En effet, la différence des diamètres externes de la sonde d'aspiration et internes de la sonde d'intubation influence le niveau de dépression en modifiant les flux d'air autour de ces derniers. Cette différence peut aussi provenir de l'utilisation d'un système clos alors que nous avons utilisé dans notre étude *in vivo* un système d'aspiration ouvert. Les niveaux de dépression que nous avons notés dans notre étude *in vivo* auraient été plus faibles si nous avions utilisé un système d'aspiration clos. En effet, avec un tel système, la pression des voies aériennes en début d'aspiration est toujours positive puisque celle ci est égale au minimum à

la PEP alors qu'elle est à zéro avec un système ouvert. L'utilisation d'un système d'aspiration clos aurait donc entraîné une diminution des niveaux de dépressions trachéales.

Nous avons utilisé un modèle *in vitro* pour l'évaluation des ballonnets constitué d'une trachée artificielle en PVC en position verticale. Si ce modèle ne simule pas toute la complexité des conditions physiologiques régnant autour d'un ballonnet au contact d'une trachée humaine, il a déjà été utilisé pour tester l'efficacité des ballonnets des sondes d'intubation (8,9). Les résultats issus de ce modèle ont été confirmés par des études *in vivo* permettant de déterminer des stratégies de prévention des PAVM (12). La position verticale de la trachée artificielle et la faible viscosité de l'eau par rapport à celle des sécrétions oropharyngées rend le modèle très pertinent quand à l'évaluation de l'étanchéité des ballonnets. L'utilisation d'eau gélifiée aurait été possible mais aurait potentiellement minoré nos résultats (4). L'originalité de notre modèle est le niveau constant d'une colonne de liquide de 3,6 ml au-dessus du ballonnet se rapprochant au maximum de la réalité clinique. En effet, ce niveau correspondant à la pression hydrostatique régnant au dessus du ballonnet lorsque les sécrétions s'accumulent dans l'espace sous glottique.

Seules deux études *in vitro* ont examiné l'influence de la pression trachéale négative sur l'étanchéité des ballonnets en PVC (8,9). Mais aucune de ces études n'a évalué le ballonnet de forme conique. Les sondes évaluées possédaient un ballonnet rond ou cubique. Nous montrons, pour la première fois *in vitro*, la supériorité de l'étanchéité du ballonnet HVBP en PVC de forme conique lors d'une pression trachéale négative de - 6 et - 15 mmHg par rapport aux ballonnets HVBP en PVC ronds ou cubiques. Cette supériorité, lors d'une dépression de - 63 mmHg, n'est retrouvée que par rapport aux ballonnets ronds.

Ainsi, notre étude plaide pour l'utilisation en réanimation de ballonnet HVBP en PVC de forme conique dans la prévention des PAVM. Nos résultats *in vitro* et ceux de Young et al. (8) sont concordants pour mettre en évidence que l'étanchéité des ballonnets des sondes d'intubation n'est plus assurée pour des dépressions supérieures à - 40 mmHg. Nous confirmons donc que l'aspiration trachéale est une manœuvre à haut risque de micro-inhalation et, en conséquence, que toute diminution de cette dépression doit être entreprise. L'une des premières mesures pour parvenir à cette diminution est d'utiliser un système clos. Comme nous l'avons déjà explicité auparavant, les niveaux de dépression avec un tel système sont plus faibles grâce au maintien d'une PEP lors de l'aspiration. Il a été par ailleurs prouvé que la PEP permet de diminuer la fuite autour des ballonnets en PVC (9). Une autre mesure concerne le choix du calibre de la sonde d'aspiration. En effet, l'association américaine de réanimation respiratoire préconise l'utilisation d'une sonde d'aspiration d'un calibre inférieur de 50 % au diamètre interne de la sonde d'intubation. Ceci s'explique par le fait que les niveaux de dépression sont d'autant plus élevés que la différence de calibre entre la sonde d'intubation et la sonde d'aspiration est faible. En effet, plus l'air peut circuler autour des sondes, moins l'aspiration est forte. L'utilisation d'une sonde d'aspiration d'un calibre inférieur de 50 % au diamètre interne de la sonde d'intubation entraîne donc une diminution de la dépression trachéale, et par conséquent moins d'atélectasie et moins d'hypoxie (13). La prise en compte de ce paramètre doit nous conduire, dans notre pratique clinique, à utiliser pour une sonde d'intubation N° 7.0 une aspiration trachéale de 10 French (embout de couleur noire) ou pour une sonde d'intubation N° 8.0 une aspiration trachéale de 12 French (embout de couleur blanche).

Nous n'avons pas noté *in vitro* de différence d'étanchéité entre les tailles de sonde d'intubation pour des formes de ballonnet identiques. Pourtant, il avait été mis en évidence *in vitro* que, pour une même trachée, la fuite était d'autant plus importante que la taille de la sonde est grande (9). L'explication était que, plus la taille de la sonde se rapprochait de celle de la trachée, plus le ballonnet, une fois gonflé, était surdimensionné avec pour conséquence inéluctable la formation de micro-canaux. L'absence de différence dans notre étude peut s'expliquer par le fait que dans notre modèle la pression trachéale était négative. Cette pression, étant un facteur favorisant la fuite, ne permet pas de mettre en évidence une différence d'étanchéité peu importante entre les tailles de sonde. Quoiqu'il en soit, l'impact de la différence de calibre entre la trachée et la sonde sur la majoration de la fuite, notamment en pression positive, plaide en faveur du ballonnet de forme conique puisque celui-ci s'adapte à la paroi trachéale et cela quelque soit sa taille.

Une seule étude *in vivo* a évalué l'utilisation de sondes d'intubation avec des ballonnets de forme conique mais ces ballonnets étaient composés de polyuréthane (14). Il s'agissait de patients intubés et ventilés en postopératoire de chirurgie cardiaque. Cette étude a mis en évidence une diminution des pneumopathies précoces chez les patients intubés avec ces ballonnets coniques en polyuréthane par rapport aux patients intubés avec un ballonnet rond en PVC. Toutefois, si cette étude confirmait l'importance de l'étanchéité des ballonnets dans la genèse des PAVM, elle ne permettait pas pour autant d'étayer l'intérêt de la forme conique du ballonnet. En effet, il a été démontré que les ballonnets ronds en polyuréthane, dont la paroi est plus fine, ont une meilleure étanchéité que les ballonnets ronds en PVC (15,16). Nous ne pouvons donc pas extrapoler ces résultats aux ballonnets de forme conique en PVC.

De plus, le coût plus élevé des ballonnets en polyuréthane et la porosité potentielle de cette matière (données non publiées) ont fait arrêter leur commercialisation.

Ainsi, l'ensemble de nos résultats plaide pour la réalisation d'une aspiration oropharyngée et surtout de l'espace sous glottique avant toute aspiration trachéale dans la prévention des PAVM. Au vu de la difficulté de la réalisation de ce geste en sous glottique, les cliniciens disposent depuis quelques années de sondes d'intubation munies d'un orifice d'aspiration situé au-dessus du ballonnet. Celles-ci sont d'évaluation assez récente mais une méta-analyse a montré une diminution de 50 % des PAVM lorsqu'on les utilisait (17).

En conclusion, notre travail *in vitro* sur les ballonnets HVBP en PVC montre que ces ballonnets de forme conique ont une meilleure étanchéité que ceux de forme ronde ou cubique pour des dépressions trachéales rencontrées lors de la ventilation spontanée ou lors d'une phase d'agitation. Lors de l'aspiration trachéale, les ballonnets de forme conique gardent une meilleure étanchéité que les ballonnets de forme ronde. L'intérêt du ballonnet HVBP en PVC de forme conique, en terme de diminution de l'incidence des PAVM du patient en réanimation, devra être confirmé *in vivo*.

## **BIBLIOGRAPHIE**

- 1) Cooper JD, Grillo HC. Analysis of problems related to cuffs on intratracheal tubes. *Chest* 1972 ; 62 Suppl 21S-27S.
- 2) Pavlin EG, VanNimwegan D, Hornbein TF. Failure of a high-compliance low-pressure cuff to prevent aspiration. *Anesthesiology* 1975 ; 42 : 216-9.
- 3) Seegobin RD, van Hasselt GL. Aspiration beyond endotracheal cuffs. *Can Anaesth Soc J* 1986 ; 33 : 273-9.
- 4) Dullenkopf A, Gerber A, Weiss M. Fluid leakage past tracheal tube cuffs : evaluation of the new Microcuff endotracheal tube. *Intensive Care Med* 2003 : 1849-53.
- 5) Young PJ, Ridley SA. Ventilator-associated pneumonia. Diagnosis, pathogenesis and prevention. *Anaesthesia* 1999 ; 54 : 1183-97.
- 6) Chastre J, Fagon JY. Ventilator-associated pneumonia. *Am J Respir Crit Care Med* 2002 ; 165 : 867-903.
- 7) Markowicz P, Wolff M, Djedaïni K, Cohen Y, Chastre J, Delclaux C, Merrer J, Herman B, Veber B, Fontaine A, Dreyfuss D. Multicenter prospective study of ventilator-associated pneumonia during acute respiratory distress syndrome. Incidence, prognosis, and risk factors. ARDS Study Group. *Am J Respir Crit Care Med* 2000 ; 161 : 1942-8.
- 8) Young PJ, Rollinson M, Downward G, Henderson S. Leakage of fluid past the tracheal tube cuff in a benchtop model. *Br J Anaesth* 1997 ; 78 : 557-62.
- 9) Ouanes I, Lyazidi A, Danin PE, Rana N, Di Bari A, Abroug F, Louis B, Brochard L. Mechanical influences on fluid leakage past the tracheal tube cuff in a benchtop model. *Intensive Care Med* 2011 ; 37 : 695-700.
- 10) Zanella A, Scaravilli V, Isgro S, Milan M, Cressoni M, Patroniti N, Fumagalli R, Pesenti A. Fluid leakage across tracheal tube cuff, effect of different cuff material, shape, and positive expiratory pressure : a bench-top study. *Intensive Care Med* 2011 ; 37 : 343-7.

- 11) Mehta S, Myat HM. The cross-sectional shape and circumference of the human trachea. *Ann R Coll Surg Engl* 1984 ; 66 : 356-8.
- 12) Dave MH, Koepfer N, Madjdpour C, Frotzler A, Weiss M. Tracheal fluid leakage in benchtop trials : comparison of static versus dynamic ventilation model with and without lubrication. *J Anesth* 2010 ; 24 :247-52.
- 13) American Association for Respiratory Care. AARC Clinical Practice Guidelines. Endotracheal suctioning of mechanically ventilated patients with artificial airways 2010. *Respir Care* 2010 ; 55 : 758-64.
- 14) Poelaert J, Depuydt P, De Wolf A, Van de Velde S, Herck I, Blot S. Polyurethane cuffed endotracheal tubes to prevent early postoperative pneumonia after cardiac surgery : a pilot study. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008 ; 135 : 771-6.
- 15) Pitts R, Fisher D, Sulemanji D, Kratochvil J, Jiang Y, Kacmarek R. Variables affecting leakage past endotracheal tube cuffs: a bench study. *Intensive Care Med.* 2010 ; 36 : 2066-73.
- 16) Nseir S, Zerimech F, De Jonckheere J, Alves I, Balduyck M, Durocher A. Impact of polyurethane on variations in tracheal cuff pressure in critically ill patients: a prospective observational study. *Intensive Care Med.* 2010 ; 36 : 1156-63.
- 17) Dezfulian C, Shojania K, Collard HR, Kim HM, Matthay MA, Saint S. Subglottic secretion drainage for preventing ventilator-associated pneumonia : a meta-analysis. *Am J Med* 2005 Jan ; 118 : 11-8.

## ANNEXE

Tableau représentant les valeurs minimale et maximale ainsi que la médiane des débits de fuite des ballonnets ronds, cubiques, et coniques en fonction de la taille de la sonde d'intubation utilisée (7.0, 7.5, 8.0 mm) et du niveau de dépression trachéale étudié (-6, -15, -63 mmHg).

	<b>ballonnet rond</b>								
	7.0			7.5			8.0		
	-6	-15	-63	-6	-15	-63	-6	-15	-63
<b>valeur minimale</b>	623	865	2174	759	510	1840	467	744	2369
<b>médiane</b>	867	1176	2942	811	1176	2479	735	1154	2913
<b>valeur maximale</b>	1389	2863	3896	1071	1622	2608	1172	1840	4412
	<b>ballonnet cubique</b>								
	7.0			7.5			8.0		
	-6	-15	-63	-6	-15	-63	-6	-15	-63
<b>valeur minimale</b>	232	372	561	180	150	500	300	398	796
<b>médiane</b>	545	701	1376	373	550	993	636	694	962
<b>valeur maximale</b>	1060	1220	1554	857	937	1119	763	917	1786
	<b>ballonnet conique</b>								
	7.0			7.5			8.0		
	-6	-15	-63	-6	-15	-63	-6	-15	-63
<b>valeur minimale</b>	1	1	285	3	6	240	1	1	78
<b>médiane</b>	12	16	3947	9	72	1154	1	12	1277
<b>valeur maximale</b>	64	84	4615	18	202	2113	18	78	4000

Académie d'Orléans – Tours

Université François-Rabelais

## Faculté de Médecine de TOURS

**SCHIPPER Benjamin**

**Thèse n°**

21 pages – 2 figures – 1 annexe

### **Résumé :**

*Introduction :* Les ballonnets de forme standard en chlorure de polyvinyle des sondes d'intubation ne protègent pas des inhalations. En effet, il existe avec ces ballonnets un risque non nul de passage des sécrétions oropharyngées dans la trachée entraînant de ce fait le développement d'une pneumopathie acquise sous ventilation mécanique. L'un des facteurs favorisant l'inhalation consiste en la présence d'une pression négative dans la trachée. L'objectif de notre étude était de comparer dans un modèle *in vitro* l'étanchéité d'un nouveau ballonnet de forme conique à ceux de forme standard, et notamment lors de l'application d'une pression négative. *Matériel et Méthodes :* Dans un modèle *In vitro*, l'étanchéité de ballonnets de forme ronde, cubique, et conique a été évaluée (respectivement, sonde Hi-Lo®, Hi-Contour®, Taperguard® - Covidien). Les sondes d'intubation étaient introduites dans une trachée artificielle verticale. Un volume d'eau était maintenu au dessus du ballonnet pendant toute la procédure. L'étanchéité était quantifiée par le débit de fuite d'eau en ml/h à travers ces ballonnets. Ils étaient soumis à 3 niveaux de pression négative : -6, -15 et -63 mmHg simulant respectivement, soit une reprise de ventilation spontanée, soit une agitation, soit une aspiration trachéale. Pour chaque forme de ballonnet, trois tailles de sonde ont été testées. Un test de Kruskal-Wallis était utilisé et suivi d'un test de Student-Newman-Keuls si  $p < 0,05$ . *Résultats :* La fuite des ballonnets coniques, lors d'une dépression de -6 et -15 mmHg, était inférieure à celle des ballonnets ronds et cubiques. Lors d'une dépression de -63 mmHg, la fuite des ballonnets coniques était inférieure à celle des ballonnets ronds. Lors d'une dépression de -15 et -63 mmHg, la fuite des ballonnets cubiques était inférieure à celle des ballonnets ronds. *Conclusion :* *In vitro*, les ballonnets de forme conique en PVC ont une meilleure étanchéité que les ballonnets de forme ronde ou cubique lors d'une reprise de la ventilation spontanée ou lors d'une phase d'agitation. Les ballonnets de forme conique restent également plus étanches que les ballonnets de forme ronde lors d'une aspiration trachéale.

**Mots clés :** ballonnet intra-trachéal, étanchéité, aspiration, pression négative.

### **Jury :**

Président de Jury : Monsieur le Professeur J. FUSCIARDI  
Membres du jury : Monsieur le Professeur M. LAFFON  
Monsieur le Professeur C. DESTRIEUX  
Monsieur le Docteur F. ESPITALIER

**Date de la soutenance : le 16 avril 2012**