

Année 2022/2023

Thèse

Pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

Diplôme d'État
par

Gatien BISSON

Né le 27/07/1994 à Chambray les tours, 37

*Ventilation mécanique adaptée à des enfants de 1 à 30kg
Quatre respirateurs d'anesthésie versus un respirateur de réanimation
Étude sur banc d'essai*

Présentée et soutenue publiquement le **4 octobre 2023** date devant un jury composé de :

Président du Jury :

Professeur Marc LAFFON, Anesthésiologie et réanimation chirurgicale, médecine d'urgence,
Faculté de médecine – Tours

Membres du Jury :

Professeur Fabien ESPITALIER, Anesthésiologie et réanimation, médecine d'urgence,
Faculté de médecine – Tours

Dr Antoine BOUISSOU, Pédiatre, PH, CHU - Tours

Dr Valentin MICHAUD, Anesthésie réanimation et médecine péri-opératoire, CCA, Faculté
de médecine – Tours

Directeur de thèse :

Dr Ameer Malik ZEBOUCHI, Anesthésie réanimation et médecine péri-opératoire, PA, CHU
– Tours

UNIVERSITE DE TOURS
FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

DOYEN
Pr Patrice DIOT

VICE-DOYEN
Pr Henri MARRET

ASSESEURS
Pr Denis ANGOULVANT, *Pédagogie*
Pr Mathias BUCHLER, *Relations internationales*
Pr Theodora BEJAN-ANGOULVANT, *Moyens – relations avec l'Université*
Pr Clarisse DIBAO-DINA, *Médecine générale*
Pr François MAILLOT, *Formation Médicale Continue*
Pr Patrick VOUREC'H, *Recherche*

RESPONSABLE ADMINISTRATIVE
Mme Carole ACCOLAS

DOYENS HONORAIRES
Pr Emile ARON (†) – 1962-1966
Directeur de l'Ecole de Médecine - 1947-1962
Pr Georges DESBUQUOIS (†) – 1966-1972
Pr André GOUAZE (†) – 1972-1994
Pr Jean-Claude ROLLAND – 1994-2004
Pr Dominique PERROTIN – 2004-2014

PROFESSEURS EMERITES
Pr Daniel ALISON
Pr Gilles BODY
Pr Philippe COLOMBAT
Pr Etienne DANQUECHIN-DORVAL
Pr Luc FAVARD
Pr Bernard FOUQUET
Pr Yves GRUEL
Pr Gérard LORETTE
Pr Loïc VAILLANT

PROFESSEURS HONORAIRES
P. ANTHONIOZ – P. ARBEILLE – A. AUDURIER – A. AUTRET – C. BARTHELEMY – J.L. BAULIEU – C. BERGER – JC. BESNARD – P. BEUTTER – C. BONNARD – P. BONNET – P. BOUGNOUX – P. BURDIN – L. CASTELLANI – J. CHANDENIER – A. CHANTEPIE – B. CHARBONNIER – P. CHOUTET – T. CONSTANS – C. COUET – L. DE LA LANDE DE CALAN – P. DUMONT – J.P. FAUCHIER – F. FETISSOF – J. FUSCIARDI – P. GAILLARD – G. GINIES – D. GOGA – A. GOUDEAU – J.L. GUILMOT – O. HAILLOT – N. HUTEN – M. JAN – J.P. LAMAGNERE – F. LAMISSE – Y. LANSON – O. LE FLOCH – Y. LEBRANCHU – E. LECA – P. LECOMTE – AM. LEHR-DRYLEWICZ – E. LEMARIE – G. LEROY – M. MARCHAND – C. MAURAGE – C. MERCIER – J. MOLINE – C. MORAIN – J.P. MUH – J. MURAT – H. NIVET – D. PERROTIN – L. POURCELOT – R. QUENTIN – P. RAYNAUD – D. RICHARD-LENOBLE – A. ROBIER – J.C. ROLLAND – P. ROSSET – D. ROYERE – A. SAINDELLE – E. SALIBA – J.J. SANTINI – D. SAUVAGE – D. SIRINELLI – J. WEILL

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

ANDRES Christian.....	Biochimie et biologie moléculaire
ANGOULVANT Denis	Cardiologie
APETOH Lionel	Immunologie
AUPART Michel.....	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
BABUTY Dominique	Cardiologie
BACLE Guillaume.....	Chirurgie orthopédique et traumatologique
BAKHOS David	Oto-rhino-laryngologie
BALLON Nicolas	Psychiatrie ; addictologie
BARBIER François.....	Médecine intensive et réanimation
BARILLOT Isabelle	Cancérologie ; radiothérapie
BARON Christophe	Immunologie
BEJAN-ANGOULVANT Théodora	Pharmacologie clinique
BERHOUE Julien	Chirurgie orthopédique et traumatologique
BERNARD Anne	Cardiologie
BERNARD Louis	Maladies infectieuses et maladies tropicales
BLANCHARD-LAUMONNIER Emmanuelle	Biologie cellulaire
BLASCO Hélène.....	Biochimie et biologie moléculaire
BONNET-BRILHAULT Frédérique	Physiologie
BOURGUIGNON Thierry	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
BRILHAULT Jean	Chirurgie orthopédique et traumatologique
BRUNEREAU Laurent	Radiologie et imagerie médicale
BRUYERE Franck.....	Urologie
BUCHLER Matthias.....	Néphrologie
CAILLE Agnès	Biostat., informatique médical et technologies de communication
CALAIS Gilles.....	Cancérologie, radiothérapie
CAMUS Vincent.....	Psychiatrie d'adultes
CORCIA Philippe.....	Neurologie
COTTIER Jean-Philippe	Radiologie et imagerie médicale
DEQUIN Pierre-François.....	Thérapeutique
DESMIDT Thomas.....	Psychiatrie
DESOUBEUX Guillaume.....	Parasitologie et mycologie
DESTRIEUX Christophe	Anatomie
DI GUISTO Caroline	Gynécologie obstétrique
DIOT Patrice.....	Pneumologie
DU BOUEXIC de PINIEUX Gonzague	Anatomie & cytologie pathologiques
DUCLUZEAU Pierre-Henri	Endocrinologie, diabétologie, et nutrition
EHRMANN Stephan	Médecine intensive – réanimation
EL HAGE Wissam.....	Psychiatrie adultes
ELKRIEF Laure.....	Hépatologie – gastroentérologie
ESPITALIER Fabien.....	Anesthésiologie et réanimation, médecine d'urgence
FAUCHIER Laurent	Cardiologie
FOUGERE Bertrand	Gériatrie
FRANCOIS Patrick.....	Neurochirurgie
FROMONT-HANKARD Gaëlle	Anatomie & cytologie pathologiques
GATAULT Philippe.....	Néphrologie
GAUDY-GRAFFIN Catherine.....	Bactériologie-virologie, hygiène hospitalière
GOUPILLE Philippe	Rhumatologie
GUERIF Fabrice	Biologie et médecine du développement et de la reproduction
GUILLON Antoine.....	Médecine intensive – réanimation
GUILLON-GRAMMATICO Leslie.....	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
GUYETANT Serge	Anatomie et cytologie pathologiques
GYAN Emmanuel.....	Hématologie, transfusion
HALIMI Jean-Michel.....	Thérapeutique
HANKARD Régis.....	Pédiatrie
HERAULT Olivier	Hématologie, transfusion
HERBRETEAU Denis	Radiologie et imagerie médicale
HOURIOUX Christophe.....	Biologie cellulaire
IVANES Fabrice	Physiologie
LABARTHE François	Pédiatrie
LAFFON Marc	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale, médecine d'urgence
LARDY Hubert.....	Chirurgie infantile
LARIBI Saïd.....	Médecine d'urgence
LARTIGUE Marie-Frédérique	Bactériologie-virologie
LAURE Boris	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
LECOMTE Thierry.....	Gastroentérologie, hépatologie

LEGRAS Antoine.....	Chirurgie thoracique
LESCANNE Emmanuel.....	Oto-rhino-laryngologie
LEVESQUE Éric.....	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale, médecine d'urgence
LINASSIER Claude	Cancérologie, radiothérapie
MACHET Laurent	Dermato-vénéréologie
MAILLOT François	Médecine interne
MARCHAND-ADAM Sylvain	Pneumologie
MARRET Henri	Gynécologie-obstétrique
MARUANI Annabel.....	Dermatologie-vénéréologie
MEREGHETTI Laurent.....	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
MITANCHEZ Delphine	Pédiatrie
MOREL Baptiste.....	Radiologie pédiatrique
MORINIERE Sylvain.....	Oto-rhino-laryngologie
MOUSSATA Driffa	Gastro-entérologie
MULLEMAN Denis.....	Rhumatologie
ODENT Thierry.....	Chirurgie infantile
OUAISSI Mehdi	Chirurgie digestive
OULDAMER Lobna.....	Gynécologie-obstétrique
PAINTAUD Gilles	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
PATAT Frédéric	Biophysique et médecine nucléaire
PERROTIN Franck	Gynécologie-obstétrique
PISELLA Pierre-Jean.....	Ophtalmologie
PLANTIER Laurent.....	Physiologie
REMERAND Francis.....	Anesthésiologie et réanimation, médecine d'urgence
ROINGEARD Philippe.....	Biologie cellulaire
RUSCH Emmanuel.....	Epidémiologie, économie de la santé et prévention
SAINT-MARTIN Pauline.....	Médecine légale et droit de la santé
SALAME Ephrem.....	Chirurgie digestive
SAMIMI Mahtab	Dermatologie-vénéréologie
SANTIAGO-RIBEIRO Maria	Biophysique et médecine nucléaire
SAUTENET-BIGOT Bénédicte.....	Thérapeutique
THOMAS-CASTELNAU Pierre	Pédiatrie
TOUTAIN Annick.....	Génétique
VELUT Stéphane.....	Anatomie
VOURC'H Patrick.....	Biochimie et biologie moléculaire
WATIER Hervé	Immunologie
ZEMMOURA Ilyess	Neurochirurgie

PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

DIBAO-DINA Clarisse
LEBEAU Jean-Pierre

PROFESSEURS ASSOCIES

MALLET Donatien

Soins palliatifs

PROFESSEUR CERTIFIE DU 2ND DEGRE

MC CARTHY Catherine.....

Anglais

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

AUDEMARD-VERGER Alexandra.....	Médecine interne
BISSON Arnaud	Cardiologie (CHRO)
BRUNAUT Paul	Psychiatrie d'adultes, addictologie
CARVAJAL-ALLEGRIA Guillermo.....	Rhumatologie (au 01/10/2021)
CLEMENTY Nicolas	Cardiologie
DOMELIER Anne-Sophie	Bactériologie-virologie, hygiène hospitalière
DUFOUR Diane	Biophysique et médecine nucléaire
FOUQUET-BERGEMER Anne-Marie.....	Anatomie et cytologie pathologiques
GARGOT Thomas	Pédopsychiatrie
GOUILLEUX Valérie.....	Immunologie
HOARAU Cyrille	Immunologie
KERVAREC Thibault.....	Anatomie et cytologie pathologiques
LE GUELLEC Chantal.....	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
LEDUCQ Sophie	Dermatologie
LEFORT Bruno	Pédiatrie
LEJEUNE Julien	Hématologie, transfusion
LEMAIGNEN Adrien	Maladies infectieuses
MACHET Marie-Christine	Anatomie et cytologie pathologiques
MOUMNEH Thomas	Médecine d'urgence
PARE Arnaud.....	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
PIVER Éric.....	Biochimie et biologie moléculaire
ROUMY Jérôme	Biophysique et médecine nucléaire
STANDLEY-MIQUELESTORENA Elodie.....	Anatomie et cytologie pathologiques
STEFIC Karl.....	Bactériologie
TERNANT David.....	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
VAYNE Caroline	Hématologie, transfusion
VUILLAUME-WINTER Marie-Laure.....	Génétique

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

AGUILLON-HERNANDEZ Nadia.....	Neurosciences
NICOGLOU Antonine	Philosophie – histoire des sciences et des techniques
PATIENT Romuald.....	Biologie cellulaire
RENOUX-JACQUET Cécile	Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES

AUMARECHAL Alain	Médecine Générale
BARBEAU Ludivine.....	Médecine Générale
CHAMANT Christelle	Médecine Générale
ETTORI-AJASSE Isabelle.....	Médecine Générale
LAMARRE Valérie.....	Médecine Générale
LE GALLOU Laurence	Médecine Générale
PAUTRAT Maxime	Médecine Générale
RUIZ Christophe.....	Médecine Générale
SAMKO Boris.....	Médecine Générale

CHERCHEURS INSERM - CNRS - INRAE

BECKER Jérôme.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
BOUAKAZ Ayache	Directeur de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
BOUTIN Hervé.....	Directeur de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
BRIARD Benoît.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1100
CHALON Sylvie.....	Directrice de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
DE ROCQUIGNY Hugues	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1259
ESCOFFRE Jean-Michel.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
GILOT Philippe.....	Chargé de Recherche Inrae – UMR Inrae 1282
GOMOT Marie.....	Chargée de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
GOUILLEUX Fabrice	Directeur de Recherche CNRS – EA 7501 – ERL CNRS 7001
GUEGUINOU Maxime.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1069
HEUZE-VOURCH Nathalie.....	Directrice de Recherche Inserm – UMR Inserm 1100
KORKMAZ Brice.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1100
LATINUS Marianne.....	Chargée de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
LAUMONNIER Frédéric	Directeur de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
LE MERRER Julie	Directrice de Recherche CNRS – UMR Inserm 1253
MAMMANO Fabrizio.....	Directeur de Recherche Inserm – UMR Inserm 1259
MEUNIER Jean-Christophe	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1259
PAGET Christophe	Directeur de Recherche Inserm – UMR Inserm 1100
RAOUL William.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1069
SECHER Thomas.....	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1100
SI TAHAR Mustapha.....	Directeur de Recherche Inserm – UMR Inserm 1100
SUREAU Camille	Directrice de Recherche émérite CNRS – UMR Inserm 1259
TANTI Arnaud	Chargé de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253
WARDAK Claire.....	Chargée de Recherche Inserm – UMR Inserm 1253

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

Pour l'éthique médicale

BIRMELE Béatrice.....Praticien Hospitalier

Pour la médecine manuelle et l'ostéopathie médicale

LAMANDE Marc

Pour l'orthophonie

BATAILLE Magalie.....Orthophoniste
CLOUTOUR Nathalie.....Orthophoniste
CORBINEAU Mathilde.....Orthophoniste
EL AKIKI Carole

HARIVEL OUALLI Ingrid.....Orthophoniste

IMBERT Mélanie

SIZARET Eva

Orthophoniste

Pour l'orthoptie

BOULNOIS Sandrine.....Orthoptiste

Remerciements

Au Pr Laffon, merci d'avoir présidé ce travail de thèse, pour vos enseignements depuis mon master en 2015 à ce jour. Merci de m'avoir fait découvrir l'anesthésie, et donné envie d'évoluer dans cette spécialité.

Au Dr Zebouchi, merci d'avoir accepté de diriger cette thèse, de m'avoir accompagné tout au long de ce travail et transmis ta curiosité. Merci pour ta bonne humeur.

Au Pr Espitalier merci pour ta bienveillance et ton désir de transmission.

Au Dr Bouissou merci de m'avoir fait l'honneur de juger ce travail.

Au Dr Michaud, merci pour ton engagement dans l'encadrement et la formation des internes.

Au Pr Remerand, merci pour votre implication pour la formation des internes.

Merci Phillipe, pour tes conseils et ta bienveillance. La mécanique bien huilée du bloc Clocheville ne tournerait certainement pas si bien sans toi.

Merci aux Chefs et aux IADE que j'ai pu croiser à Orléans, Saran et Tours pour tous ces moments de transmission au bloc opératoire.

Merci au personnel du biomédical de Bretonneau, pour le prêt du matériel, pour vos conseils, et pour votre sympathie.

Merci à l'équipe de la maternité d'Orléans : Didier, Isabelle, Brigitte et Olivier pour m'avoir transmis cet intérêt de l'anesthésie obstétricale.

Merci à la réa de Blois de m'avoir transmis les bases de la réanimation durant ce semestre si particulier au cœur de la première vague COVID.

Aux amis de fac, Valentin, Chloé, Florian, Victoire, Elise G, Fabien, Pierre-ivan merci pour votre présence depuis le début de ce long chemin.

A Lola et Timothy, merci pour tous ce que l'on a pu partager après tant d'années. Et si vous vous installez à la Rochelle, pensez bien à la chambre d'amis, j'aime bien le coin.

Jeremy, Solène, Mathieu, Etienne, Élise C, merci d'avoir été présent tout au long de l'internat avec votre bonne humeur. Et même si je râle quand vous me traînez au squash, en vrai je suis content d'être venu. Merci.

Aux co-internes d'anesthésie, Elo, Fanny, Sophie, Sonia, Ourielle, Jonas, Pierre, Lucas, Stéphane et Léo merci pour ces stages et ces cours de qualité partagés avec vous.

Claude, merci à toi de m'avoir transmis tant de choses au travers du judo, plus qu'un sport, une véritable éducation physique et morale.

Merci à Etienne et Emmanuelle pour les apérotravaux, et pour tous ces moments importants passés vos côtés.

Apolline, Marie, Nathan, Paul, Christelle et Manon, merci pour tous les projets que nous avons pu partager ensemble et toute ces années passées avec vous. Merci à tous les autres scouts et à nos chefs qui nous ont vu grandir.

Merci à toi, Vincent pour tous ces moments plus ou moins glorieux partager avec toi. N'oublie pas de passer à la maison quand tu passes dans le coin, la porte est ouverte.

Merci à Mathieu, Thibault, Louis et à tous les anciens tourangeaux, merci pour tous ces bons moments, j'espère pouvoir vous retrouver encore longtemps

Merci à tous les Pérot de m'avoir fait une place parmi vous. Merci à Isabelle d'être présente à chaque instant, de nous guider dans notre vie et de l'aide que tu as pu nous apporter pour la maison. Merci Daniel de nous partager ta bonne humeur.

A Cyril, Sylvie et la toute famille Haaser merci de m'avoir accueilli parmi vous.

A mes grands-parents Bisson et Daveau qui peuvent être fiers de ces grandes et belles familles.

A Laurence et Gael, des parents formidables. Vous pouvez, vous aussi, être fiers de la magnifique famille que vous avez fondée. Merci d'avoir fait de nous ce que nous sommes devenus. Vous avez su nous accompagner et nous encourager dans les moments de doute. Quand même quatre P1 et trois ECN, on vous aura mis à l'épreuve. Merci d'être encore là pour continuer de veiller sur nous d'une autre manière. Et je n'oublie pas... « il n'y a pas que médecine dans la vie ».

A mes frères Ronan et Arnaud, qui ont pu quelques fois être des exemples pour moi. Je vous attends quand vous voulez sur le tapis.

A mes belles sœurs Charline et Audrey merci de prendre soins de mes frères, bon courage. Hâte de pouvoir profiter d'une ribambelle de mini-Bisson avec vous.

A Coraline, la femme de ma vie. Merci d'être à mes côtés chaque jour, de m'accompagner, me soutenir et me faire grandir à chaque instant passé auprès de toi. J'ai hâte de pouvoir continuer à construire de nouveaux projets avec toi. Je t'aime.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des enseignants et enseignantes
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 aux indigents,
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 parents.

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

Table des matières

Remerciements	7
Serment d'Hippocrate	10
Table des matières	11
Liste des abréviations	12
Résumé	13
Abstract	14
Manuscrit	15
Introduction	16
Matériels et méthodes	18
Résultats	24
Discussion	35
Conclusion	38
Annexes	39
Références	41
Dépôt de sujet de thèse	45

Liste des abréviations

- CA : Capnographe aspiratif
- Filtre Ab : Filtre anti-bactérien
- Filtre Hum : filtre humidificateur
- Pcrête : Pression de crête
- Ped : Pédiatrique
- PEP : Pression expiratoire positive
- Pmax : Pression maximale
- SC : Sans capnographe
- SIOT : Sonde d'intubation orotrachéal
- VILI : Ventilator-induced lung injury
- Vte : Volume courant expiratoire
- Vti : Volume courant inspiratoire

Ventilation mécanique adaptée à des enfants de 1 à 30kg

Quatre respirateurs d'anesthésie versus un respirateur de réanimation

Étude sur banc d'essai

Introduction : En anesthésie pédiatrique, lors de la réalisation d'une procédure sous anesthésie générale, la ventilation est effectuée au moyen d'un respirateur d'anesthésie. En réanimation, il existe des respirateurs dédiés à l'activité pédiatrique, permettant une optimisation des paramètres ventilatoires. Au bloc opératoire, il n'existe pas de machine dédiée à l'anesthésie pédiatrique. L'utilisation de paramètres ventilatoires inadaptés est source de morbi-mortalité élevée. L'objectif de l'étude est de comparer sur banc d'essai les performances spirométriques de quatre respirateurs d'anesthésie et d'un respirateur de réanimation pédiatrique dans le monitoring du volume courant en condition pédiatrique.

Matériel et méthode : Le banc d'essai se composait d'un poumon artificiel (Metron® AS Michigan Instruments), d'un pneumotacographe (PF300, IMT Analytics), et d'un respirateur. Nous avons étudié 4 respirateurs d'anesthésie, l'Aisys CS2 de General Electric®, l'Atlan A350, le Perseus A500 de Dräger® et le Flow-I de Getinge®, et un respirateur de réanimation, le VN600 de Dräger®. Dix conditions de poids ont été étudiées pour notre modèle pédiatrique (1 – 1,5 – 2 – 2,5 – 3 – 6 – 12 – 18 – 24 et 30 kg). La compliance du poumon artificiel était adaptée aux conditions de poids (1,3 à 55ml/cmH₂O). Les paramètres ventilatoires ont été adaptés aux conditions de poids selon les recommandations. (Volume courant 5 à 300ml, fréquence respiratoire 20 à 60c/min). Les tests ont été réalisés en pression et volume contrôlés.

Résultats : Pour des tests réalisés en mode pression contrôlée avec un volume courant cible entre 5 et 60 ml, l'erreur de mesure du volume courant était moindre pour le VN 600 sans [1,6% (0,2 ; 2,9)] ou avec capnographe aspiratif [-4,7% (-6,2 ; -2,7)] par rapport aux respirateurs d'anesthésie Aisys CS2 [-25,0% (-38,6 ; -20,1)], Atlan A350 [-19,4% (-27,2 ; -17,5)], Flow-I [8,0% (1,3 ; 14,2)], et Perseus A500 [-14,4% (-20,3 ; -8,4)]. Pour des tests réalisés en mode volume contrôlé avec un volume courant entre 21 et 300 ml, l'erreur de mesure du volume courant était comparable pour le Flow-I [-1,2% (-3,8 ; 3,1)], le Perseus A500 [-0,5% (-3,1 ; 0,5)], et le VN 600 sans capnographe [5,3% (1,8 ; 6,4)] ou capnographe aspiratif [1,4% (-1,4 ; 2,5)]. Les 2 autres respirateurs d'anesthésie présentent une erreur plus importante, Aisys CS2 [-8,9% (-9,6 ; -8,4)] et Atlan A350 [-9,6% (-16,1 ; -8)].

Conclusion : En ventilation pédiatrique à très faible volume courant, le respirateur de réanimation VN 600 Dräger® présente une erreur de mesure du volume courant inférieure aux respirateurs d'anesthésie Aisys CS2 General Electric®, Atlan A350 Dräger®, Perseus A500 Dräger®, Flow-I Getinge®.

Mots clés : Anesthésie, pédiatrie, respirateurs, monitoring, volume courant, lésions induites par la ventilation mécanique

Mechanical ventilation for children from 1 to 30kg

Four anesthesia ventilators versus one intensive care unit ventilator

Bench study

Introduction : In pediatric patients, when a procedure is performed under general anesthesia, ventilation is provided by an anesthesia ventilator. In the intensive care unit, there are ventilators dedicated to pediatric care, enabling ventilation parameters to be optimized. However, in operating room, there are no machines dedicated to pediatric anesthesia. The use of inappropriate ventilatory parameters is a source of high morbidity and mortality. The aim of this study was to compare the spirometric performances of four anesthesia ventilators and one pediatric resuscitation ventilator in monitoring tidal.

Materials and methods : The bench test consisted of an artificial lung (Metron® AS Michigan Instruments), a pneumotacograph (PF300, IMT Analytics), and a ventilator. We studied 4 anesthesia ventilators, Aisys CS2 General Electric®, Atlan A350 and Perseus A500 Dräger® and Flow-I Getinge®. The intensive care unit ventilator used for comparison was a VN600 Dräger®. Ten weight conditions were studied for our pediatric model (1 - 1.5 - 2 - 2.5 - 3 - 6 -12 - 18 - 24 and 30 kg). Compliance of the artificial lung was adapted to the weight conditions (1.3 to 55ml/cmH₂O) as well as ventilatory parameters according to guidelines. (Tidal volume 5 to 300ml, respiratory rate 20 to 60c/min). Tests were performed under controlled pressure and volume.

Results : For tests performed in pressure-controlled mode with a target tidal volume between 5 and 60 ml, tidal volume measurement error was lower for the VN 600 without [1.6% (0.2; 2.9)] or with aspirating capnograph [-4.7% (-6.2 ; -2.7)] compared to anesthesia ventilators Aisys CS2 [-25.0% (-38.6; -20.1)], Atlan A350 [-19.4% (-27.2; -17.5)], Flow-I [8.0% (1.3; 14.2)], and Perseus A500 [-14.4% (-20.3; -8.4)]. For tests performed in pressure-controlled volume mode with a tidal volume of between 21 and 300 ml, tidal volume measurement error was comparable for Flow-I [-1.2% (-3.8; 3.1)], Perseus A500 [-0.5% (-3.1; 0.5)], and VN 600 with optical capnograph [5.3% (1.8; 6.4)] or aspirating capnograph [1.4% (-1.4; 2.5)]. The other two anaesthesia ventilators showed greater error : Aisys CS2 [-8.9% (-9.6 ; -8.4)] and Atlan A350 [-9.6% (-16.1 ; -8)].

Conclusion : For pediatric ventilation with very low tidal volume, the VN 600 Dräger® intensive care unit ventilator has a lower tidal volume measurement error than the Aisys CS2 General Electric®, Atlan A350 Dräger®, Perseus A500 Dräger®, Flow-I Getinge® anesthesia ventilators.

Key words : Anesthesia, pediatrics, ventilators, monitoring, tidal volume, mechanical ventilation-induced lesions

Ventilation mécanique adaptée à des enfants de 1 à 30kg
Quatre respirateurs d'anesthésie versus un respirateur de
réanimation pédiatrique
Étude sur banc d'essai

Introduction

La prise en charge au bloc opératoire ou en réanimation des enfants nécessite le plus souvent, une assistance ventilatoire invasive (1). Cette dernière peut induire des lésions pulmonaires [« VILI » (ventilator-induced lung injury)]. Les mécanismes en cause, associés ou non, sont : le volotraumatisme conséquence de volume courant trop important, le barotraumatisme dû à des pressions d'insufflation trop élevées, et l'atelectrauma conséquence de lésions de cisaillement faisant suite aux cycles d'ouverture/fermeture des alvéoles au court du cycle respiratoire (2–4). Ces lésions peuvent chez le jeune enfant se compliquer d'une bronchodysplasie pulmonaire source de morbi-mortalité sévère (5,6). Ainsi le contrôle des pressions d'insufflation et du volume courant sont des éléments clés pour la prévention des VILI chez l'enfant ventilé et notamment chez les prématurés et nouveau-nés (7,8).

En réanimation si les médecins disposent de respirateurs qui leurs permettent de s'adapter aux situations cliniques et à l'âge de leurs patients, il n'en est pas de même en anesthésie (9,10). En effet, il n'existe pas de respirateur spécifiquement dédié à la pédiatrie. Ce sont les mêmes chez l'adulte et l'enfant. Les complications respiratoires sont les principales sources de morbi-mortalité chez l'enfant et plus spécifiquement en chirurgie néonatale, ce qui pourrait suggérer que les respirateurs d'anesthésie ne permettent pas une ventilation aussi performante que les respirateurs de réanimation (11–13).

Il existe dans la littérature des études sur banc d'essai relatives aux performances pneumatiques des respirateurs d'anesthésie (14–21). Cependant, ces études ont plusieurs limites concernant leur extrapolation à la ventilation pédiatrique en anesthésie : dans la plupart des études le volume minimal étudié était de 100 ml, et le circuit utilisé ne comportait pas de capnographe. Malgré la compensation faite par la machine d'anesthésie, le prélèvement de gaz qu'induit le capnographe peut modifier le rapport entre le volume délivré et le volume affiché et surtout son absence n'est pas conforme à la pratique clinique. Par ailleurs ces études concernent les respirateurs d'ancienne génération (ABT 4300 Kontron instruments®, Monnal A et Alys de Taema®, Jollytronic et Elsa de Engström®, Ventilaor 710, Servo anesthesia circle 985 et Kion de Siemens®, Primus, Avance, Aisys de General Electric®, Exel, Modulus II plus, Aestiva 300 et Smartvent 7900, Flexima et ADU de Datex-Ohmeda®, NAD 6000, Julian, Zeus, Primus, Apollo, Physiophlex, SA2/RA2, Cicero, Cato de Dräger®). Les respirateurs modernes, plus récents, utilisent des technologies de gestion des gaz (soufflet, turbine, volume reflector, volume exchanger, piston, électrovanne) qui pourraient avoir un impact sur les performances pneumatiques. Il y a peu de détails dans la littérature pouvant étayer cet élément (20). Seules deux études ont évaluées des volumes courants inférieurs à 100 ml (19,21). Elles présentaient également des limites. La première, publiée en 2000 n'évaluait que le mode pression contrôlé, les paramètres ventilatoires utilisés ne sont pas adaptés aux recommandations actuelles, le banc ne comportait ni capnographe, ni

respirateur de réanimation et les respirateurs d'anesthésie étudiés étaient d'ancienne génération (Aestiva 3000 Datex-Ohmeda®, NAD 6000 Dräger®, Servo 900C Siemen Medical®). Dans la deuxième étude publiée en mars 2023, les machines étaient plus récentes et se composaient de respirateurs d'anesthésie et de réanimation (Apollo Dräger®, Avance General Electric®, Flow-I Getinge®, Puritan Bennett 980 Medtronic® et NKV-550 Nihon Kohden®). Cependant cette étude n'évaluait que le mode volume contrôlé.

Ainsi, l'objectif principal de cette étude était de comparer en mode pression et volume contrôlés, sur banc d'essai, un respirateur de réanimation, Babylog VN600 de Dräger® à quatre respirateurs d'anesthésie, Aisys CS2 de General Electric®, Atlan A350 et Perseus A500 de Dräger®, Flow-I de Getinge® pour des réglages adaptés à des enfants de 1 à 30kg concernant l'erreur de mesure du courant sans et avec compensation du volume prélevé par le capnographe. L'objectif secondaire était d'évaluer l'erreur concernant les pressions mesurées par le respirateur.

Matériels et méthodes

Banc d'essai

Le banc d'essai était conforme à la réglementation et aux recommandations de pratiques cliniques en anesthésie et en réanimation (22–26) (**figure 1**).

- Pour les respirateurs d'anesthésie, le banc comportait un respirateur, un filtre antibactérien sur la branche expiratoire, un circuit patient avec à son extrémité une pièce en Y, un filtre humidificateur, un analyseur de gaz aspiratif connecté sur le filtre humidificateur, une interface de connexion composée d'un cobb, un pneumotacographe (PF300, IMT Analytics®) (dernière révision en août 2022), une sonde d'intubation et le poumon test (Metron QA-VT Adult-Infant Ventilator Tester, AS Michigan Instruments®). L'analyseur de gaz était intégré au respirateur pour l'Atlan A350, le Perseus A500 et le Flow-I, en revanche pour l'Aisys CS2 l'analyseur de gaz était constitué d'un module externe (module CARESCAPE E-sCAiO). Un absorbeur à CO₂ neuf était utilisé pour chacun des tests. Le piège à eau et la ligne de prélèvement de l'analyseur de gaz étaient eux aussi changés avant la réalisation des tests. Les circuits patients ne comprenaient pas de piège à eau. Dans un but de reproductibilité, le circuit patient adulte était étendu au maximum pour l'autotest et l'ensemble des mesures.

- Pour le respirateur de réanimation, le banc était composé d'un circuit patient dédié avec à son extrémité une pièce en Y, un débitmètre proximal, et un filtre humidificateur. Le VN 600 ne comportait pas d'analyseur de gaz aspiratif intégré. Deux séries de mesures ont donc été réalisées, l'une sans capnographe, l'autre avec un analyseur de gaz aspiratif externe connecté au filtre humidificateur (module CARESCAPE E-sCAiO). Le reste du banc était identique à celui utilisé avec les respirateurs d'anesthésie (**Annexes 1 et 2**).

Les quatre respirateurs d'anesthésie testés étaient l'Aisys CS2 de General Electric®, l'Atlan A350 et le Perseus A500 de Dräger® et le Flow-i de Getinge®. Le respirateur de réanimation était le VN 600 de Dräger® (27–31) (**Annexe 3**).

Le choix du circuit patient « pédiatrique » ou « adulte », des filtres humidificateurs « petit », « moyen » ou « grand » et la taille de la sonde d'intubation, était adapté aux dix conditions de poids : 1 – 1,5 – 2 – 2,5 – 3 – 6 – 12 – 18 – 24 et 30 kg (**Tableau 1**). La formule pour choisir la taille de la sonde d'intubation était : Taille = (poids/10) + 3 (32,33).

Figure 1. Schéma du banc d'essai avec le respirateur d'anesthésie (Aisys CSC2 de General Electric®, Atlan A350 et Perseus A500 de Dräger, Flow-I de Getinge®) ou de réanimation (Babylog VN600 de Dräger®). Filtre Ab = Filtre antibactérien, Filtre Hum = Filtre humidificateur.

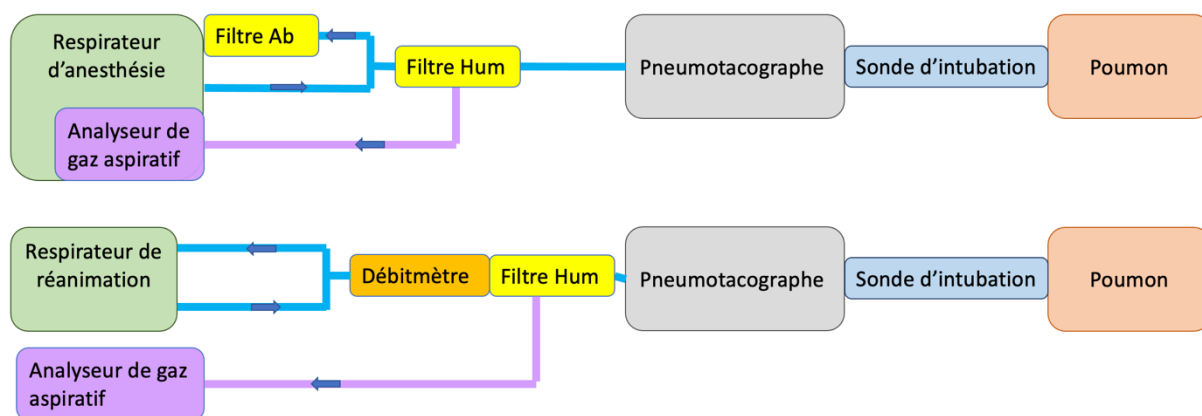


Tableau 1. Choix de la taille des éléments du circuit de ventilation du banc d'essai selon les dix conditions de poids simulées : 1 - 1,5 - 2 - 2,5 - 3 - 6 -12 - 18 - 24 et 30 kg.

Poids (kg)	1	1,5	2	2,5	3	6	12	18	24	30
Circuit patient	Péd.	Péd.	Péd.	Péd.	Péd.	Péd.	Péd.	Péd.	Adulte	Adulte
Filtre humidificateur	Petit	Petit	Petit	Petit	Petit	Moyen	Moyen	Moyen	Grand	Grand
Taille SIOT n°	2,5	3	3	3	3,5	3,5	4	5	5,5	6

Péd. = Pédiatrique, SIOT = sonde d'intubation orotrachéale

Mesures

Lors de la réalisation des tests, la température ambiante, la pression atmosphérique et l'hygrométrie ont été recueillies, afin de normaliser les volumes (**Annexe 4**).

Pour chacun des quatre respirateurs d'anesthésie (Aisys CS2, Atlan A350, Perseus A500 et Flow-I) et du respirateur de réanimation (Babylog VN600), un autotest complet était réalisé conformément aux recommandations du constructeur à chaque modification du circuit patient. Après autotest et avant les mesures, une période de ventilation du banc test de 60 minutes était réalisée afin de garantir la stabilité du banc en température et hygrométrie.

Pour chacune des dix conditions liées au poids de l'enfant simulées, les mesures étaient réalisées en ventilation en volume contrôlé et pression contrôlée, avec un mélange air/oxygène de 30%, une pression de fin d'expiration de +5 cmH₂O, un débit de gaz frais de 1 L.min⁻¹, un rapport du temps inspiratoire/expiratoire de 1/2. Les autres paramètres que sont la fréquence respiratoire, le volume courant, la compliance du poumon test (ml/mH₂O) étaient adaptés au poids (7,8,32–35) (**Tableau 2**). En mode pression contrôlée le niveau de pression inspiratoire était adapté afin d'obtenir un volume courant expiratoire mesuré par le respirateur adapté au poids. La résistance (cmH₂O/L/s) était déterminée par la taille de la sonde d'intubation. Pour chaque série de mesures, les caractéristiques des patients simulées étaient paramétrées sur le respirateur.

Pour évaluer l'effet d'une prise en compte du volume minute prélevé par le capnographe aspiratif, une série de mesures, dans les mêmes conditions que précédemment a été réalisée pour chacun des 4 respirateurs d'anesthésie, avec une compensation du volume minute prélevé par la ligne du capnographe. Ce volume était celui annoncé par le constructeur (**Annexe 2**). Une vérification préalable concordante a été réalisée par le pneumotacographe pour chaque respirateur. La compensation du volume était réalisée par une augmentation de la fréquence respiratoire (FR) en appliquant la formule : $FR = (\text{Volume minute capnographe} + \text{volume minute patient}) / \text{Volume courant}$.

Pour chaque variable mesurée, 3 valeurs lors de 3 séries de mesures différentes étaient renseignées. Après modification du banc ou changement des paramètres respiratoires, une période de stabilisation de 30 secondes a été respectée afin de garantir une stabilité du banc. Entre chaque série, une période de 5 secondes a aussi été respectée.

Les paramètres colligés étaient : les pressions (P maximale, P expiratoire positive) et le volume courant expiratoire mesuré par le pneumotacographe en millilitre en condition ATP (ambient temperature and pressure) et par chacun des respirateurs en condition BTPS (body temperature and pressure, saturated). Afin de pouvoir comparer les données issues du pneumotacographe et des respirateurs nous avons appliqué un facteur correctif pour exprimer les données du pneumotacographe en condition BTPS d'après la formule (36) : $VBTPS = VATP * K$

$$\text{Où } K = \frac{T_{body}}{T_{amb}} * \left(\frac{P_{amb} - PH_{2Oamb}(T_{amb}, H_{amb})}{P_{amb} - PH_{2Obody}(T_{body}, H_{body})} \right) \text{ et } PH_{2Oamb} = \frac{P_{sat}(T) * \text{humidité relative}}{100}$$

avec

VBTPS = Volume à température corporelle, pression atmosphérique et air saturé (ml), VATP = Volume à température et pression ambiante (ml), PH_{2Obody} : pression de vapeur saturante intra-alvéolaire (47mmHg = 42,66hPa) (37), PH_{2Oamb} = pression de vapeur saturante ambiante (hPa), T_{body} = Température corporelle (310,15 Kelvin), T_{amb} : température ambiante (Kelvin), et $P_{sat}(T)$ = pression vapeur saturante à température donnée, calculateur issu du **Guide des instruments météorologiques et des Méthodes d'Observation**, de l'Organisation météorologique mondiale.

Pour chaque variable colligée, il était retenu la moyenne des trois mesures et calculé l'erreur de mesure c'est-à-dire l'écart entre la valeur mesurée par le respirateur et la valeur mesurée par le pneumotacographe. Cette erreur était calculée pour le volume courant comme la différence entre la valeur mesurée par le respirateur par rapport à la valeur mesurée par le pneumotacographe et exprimée en erreur relative (%) $[(V_{T_{respirateur}} - V_{T_{pneumotacographe}} / V_{T_{pneumotacographe}}) \times 100]$. Ainsi un résultat positif témoigne d'une surestimation du volume courant délivré par le respirateur.

Analyse statistique

Les résultats sont exprimés en médiane (interquartile 25 ; 75).

Tableau 2. Adaptation des paramètres de ventilation du respirateur sur le banc d'essais selon le poids simulé.

Poids (kg)	1	1,5	2	2,5	3	6	12	18	24	30
Compliance (ml/mH₂O)	1,3	2	2,5	3,5	4	8	24,5	30	40	55
Fréquences (c/min)	50-55-60	45-50-55	40-45-50	35-40-45	30-35-40	25-30-35	25-30-35	25-30-35	20-25-30	20-25-30
Volume courant (5ml/kg)	5	7,5	10	12,5	15					
Volume courant (7ml/kg)					21	42	84	126	168	210
Volume courant (10ml/kg)					30	60	120	180	240	300

Résultats

Ventilation en pression contrôlée

Mesure du volume courant

Pour des tests réalisés en pression contrôlée avec un volume courant cible entre 5 et 60ml, l'erreur de mesure du volume courant expiratoire était pour l'Aisys CS2 [-25,0% (-38,6 ; -20,1)], l'Atlan A350 [-19,4% (-27,2 ; -17,5)], le Flow-I [8,0% (1,3 ; 14,2)] et le Perseus A500 [-14,4% (-20,3 ; -8,4)] supérieure au VN 600 que ce soit sans capnographe [1,6% (0,2 ; 2,9)] ou avec capnographe aspiratif [-4,7% (-6,2 ; -2,7)].

Pour un volume courant cible entre 5 et 21 ml, une sous-estimation de plus de 20% pour l'Aisys CS2, l'Atlan A350 et le Perseus A500 était notée. Le Flow-I présentait une surestimation entre 10 et 20%. Pour le VN600, il était noté une surestimation inférieure à 5% sans capnographe et une sous-estimation inférieure à 5% avec capnographe.

Lorsque le volume courant cible était entre 30 et 60 ml, l'Aisys CS2, l'Atlan A350 et le Perseus A500 présentaient une sous-estimation de plus de 5%, elle était inférieure pour le Flow-I. Pour le VN600, il était noté une surestimation inférieure à 5% sans capnographe et une sous-estimation inférieure à 5% avec capnographe. (**Figure2**).

L'erreur était d'autant plus importante que le volume courant cible était faible pour les respirateurs d'anesthésie (**Figure 3a**).

Mesure du volume courant avec compensation du débit aspiratif du capnographe

Dans ces conditions, pour les volumes courants inférieurs à 10 ml, la compensation diminuait l'erreur du volume courant de plus de 10% pour le Flow-I et l'Atlan A350. Sur l'ensemble des poids simulés, le Flow-I avait l'erreur la plus faible après compensation. Pour l'Aisys CS2 et le Perseus A500 la compensation n'induisait pas de modification de l'erreur de mesure du volume courant (**Figure 3b**).

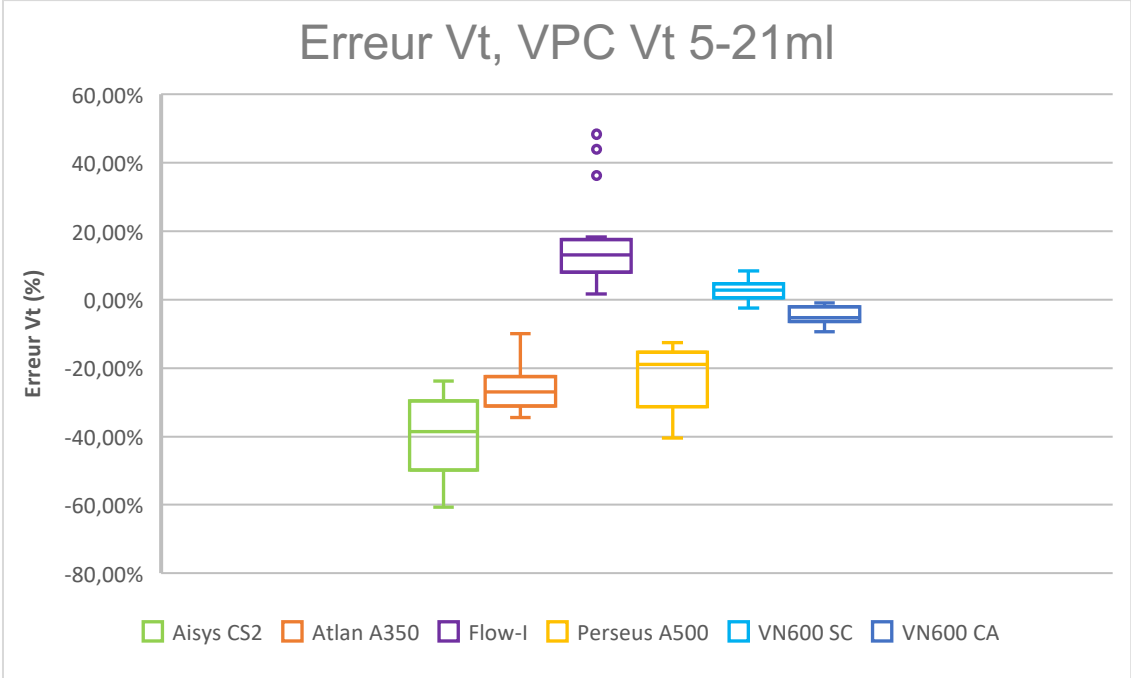
Mesure des pressions

En ventilation en pression contrôlée, l'erreur de mesure de la pression expiratoire positive était systématiquement $<5\%$ pour le VN600, l'Aisys CS2, L'erreur de mesure était plus importante avec l'Atlan A350, le Flow-I et le Perseus A500 mais inférieure à 10% (**Figure 4a**).

Pour ce qui concerne la pression maximale, l'erreur était comprise entre -5 et 5% pour tous les respirateurs (**Figure 4b**).

Figure 2. Erreur de mesure du volume courant expiratoire en ventilation en mode pression contrôlée pour un volume courant cible 5-21 ml (a) et 30-60 ml (b). SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif

a)



b)

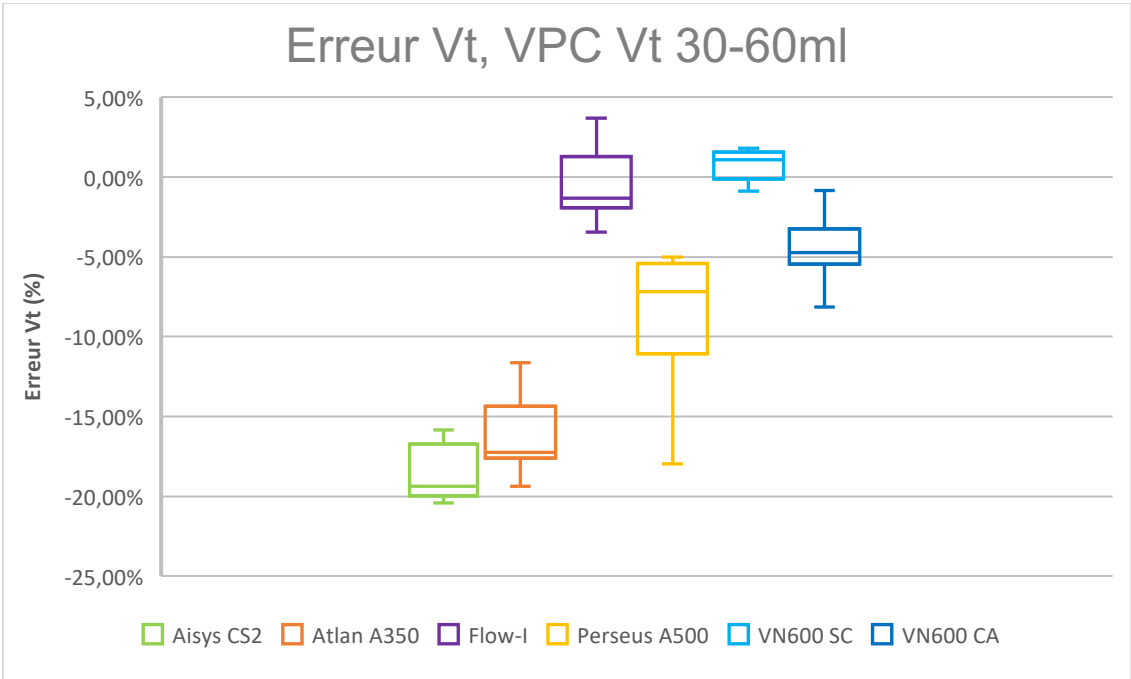
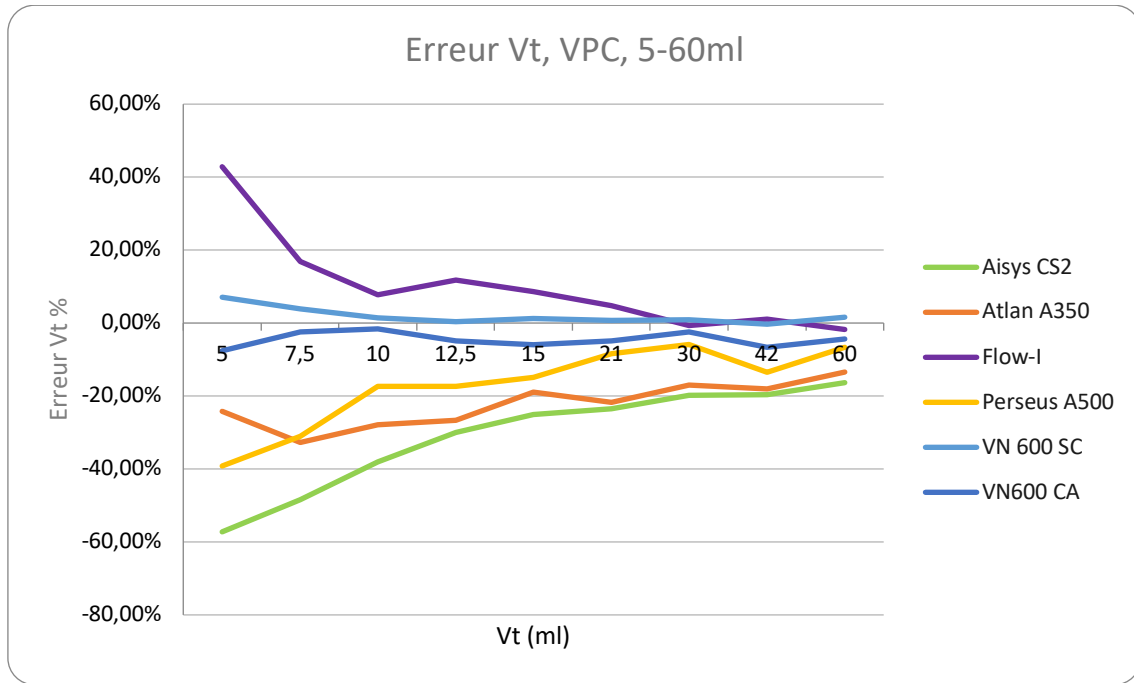


Figure 3. Erreur de mesure du volume courant en ventilation en mode pression contrôlée en fonction du Vt entre 5 et 60 ml sans (a) ou avec (b) compensation du débit aspiratif du capnographe. SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif

a)



b)

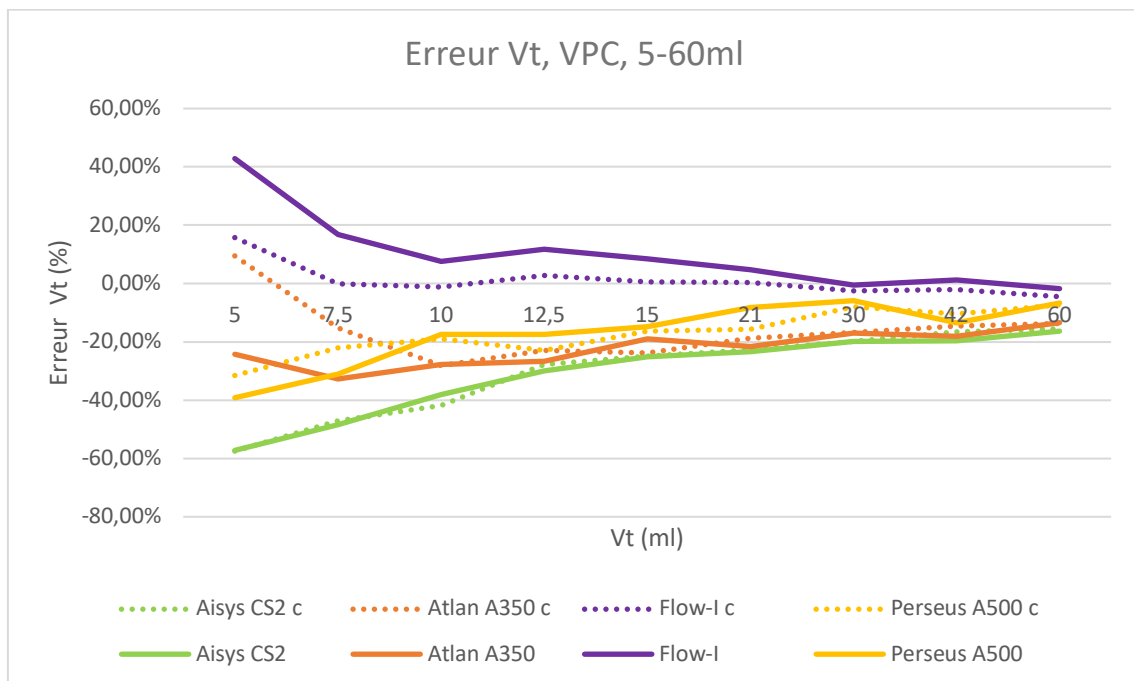
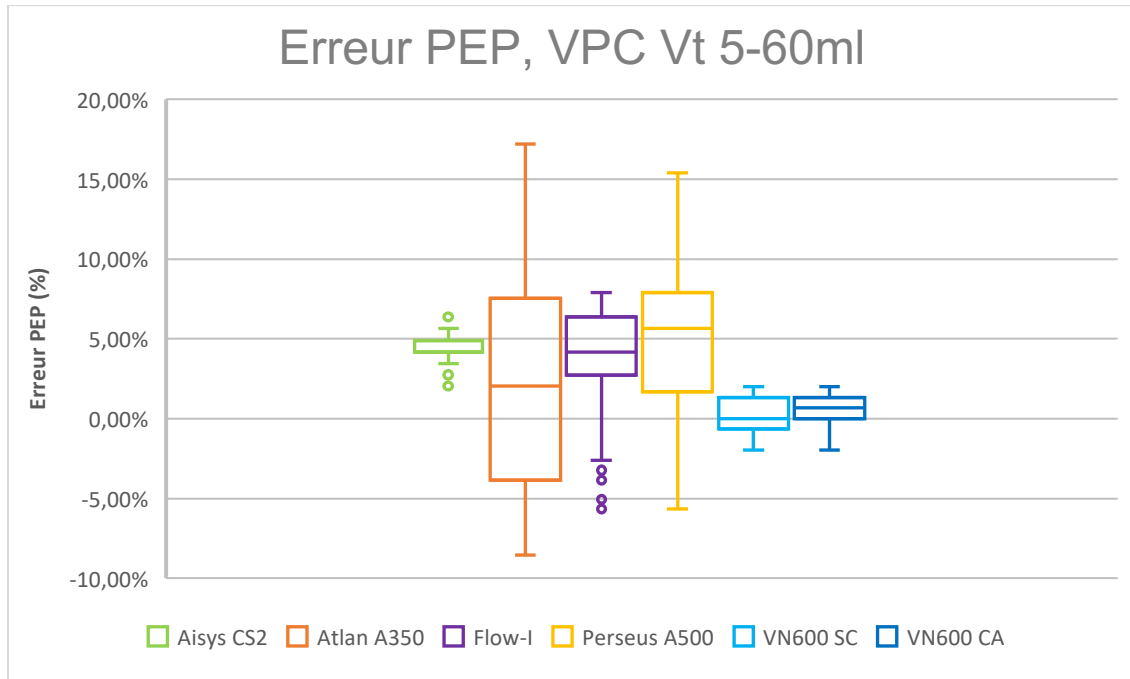
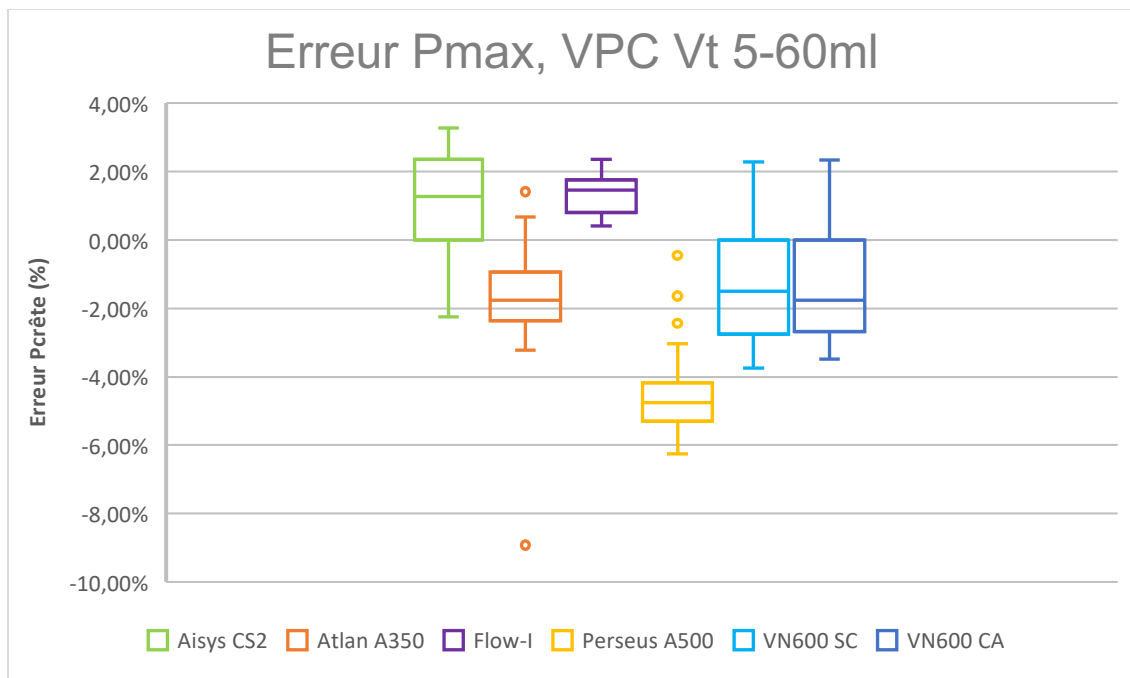


Figure 4. Erreur de mesure des pressions en ventilation en mode pression contrôlée. Plage de volume courant cible : 5-60ml. a) Erreur de mesure de la pression expiratoire positive b) Erreur de mesure de la pression maximale. SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif

a)



b)



Ventilation en volume contrôlé

Mesure du volume courant

Pour des tests réalisés en volume contrôlé avec un volume courant entre 21 et 300 ml, l'erreur de mesure du volume courant était plus importante pour l'Aisys CS2 [-8,9% (-9,6 ; -8,4)] et l'Atlan A350 [-9,6% (-16,1 ; -8)] que pour les deux autres respirateurs d'anesthésie, le Flow-I [-1,2% (-3,8 ; 3,1)] et le Perseus A500 [-0,5% (-3,1 ; 0,5)]. Cette erreur était comparable pour le VN 600 que ce soit sans [5,3% (1,8 ; 6,4)] ou avec [1,4% (-1,4 ; 2,5)] capnographe aspiratif.

Lorsque le volume courant était entre 21 et 60 ml, une sous-estimation de plus de 20% était notée pour l'Aisys CS2 et l'Atlan A350. Elle était inférieure à 10% pour le Perseus A500. Le Flow-I et le VN 600 (avec et sans capnographe) présentaient une erreur comparable inférieure à 5%. Toutefois, le VN 600 sous-estimait la valeur de volume là où le Flow-I la surestimait.

Lorsque le volume courant était entre 84 et 300 ml, l'erreur de mesure du volume courant des quatre respirateurs d'anesthésie diminuait. L'Aisys CS2 et l'Atlan A350 présentaient une sous-estimation entre 5 et 10%. Pour le Flow-I et le Perseus A500 cette sous-estimation était inférieure à 5%. Le VN 600 avait tendance à surestimer le volume courant avec une erreur inférieure à 10% (Figure 5). Au-dessus de 120 ml, l'erreur de mesure du volume demeurait stable pour chacun des respirateurs avec une erreur comprise entre -10 et +10% (**Figure 6a**).

Mesure du volume courant avec compensation du débit aspiratif du capnographe

Dans ces conditions, la compensation du débit aspiratif du capnographe pour les respirateurs d'anesthésie avait peu de conséquence sur l'erreur de mesure du volume courant expiratoire (**Figure 6b**).

Mesure des pressions

En ventilation en volume contrôlé, l'erreur de mesure de la pression expiratoire positive était inférieure à <10% pour tous les respirateurs sauf pour l'Aisys CS2 où elle était surestimée (**Figure 7a**).

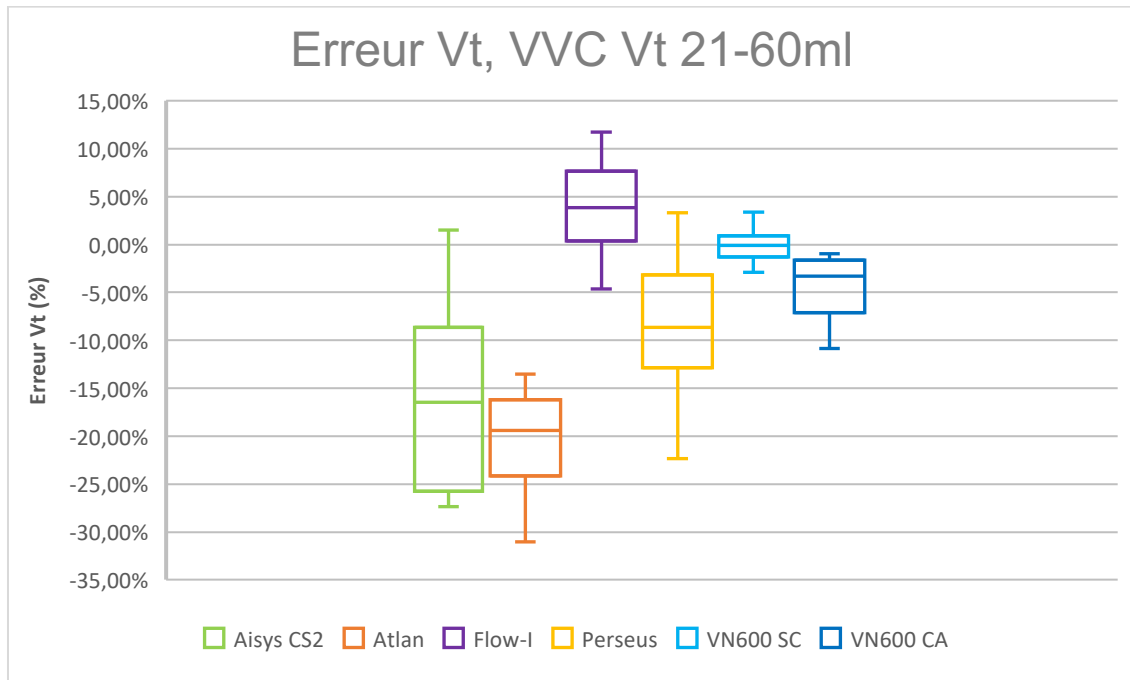
Pour ce qui concerne la pression de crête, la valeur était surestimée pour tous les respirateurs. L'erreur était inférieure à 10% pour l'Atlan A350 et le Perseus A500. L'Aisys CS2 et le Flow-I présentaient une erreur entre 10 et 15%. Le VN600 sans capnographe ou avec capnographe aspiratif présentait une erreur plus importante, supérieure à 20% (**Figure 7b**).

Pour tous les respirateurs on constate une erreur croissante de la mesure de la pression maximale avec l'augmentation du volume courant, avec une erreur supérieure du VN 600 par rapport aux autres respirateurs (**Figure 8**).

Figure 5. Erreur de mesure du volume courant expiratoire en ventilation en mode volume contrôlé pour un volume courant cible de 21-60 ml (a) et de 84-300 ml (b).

SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif

a)



b)

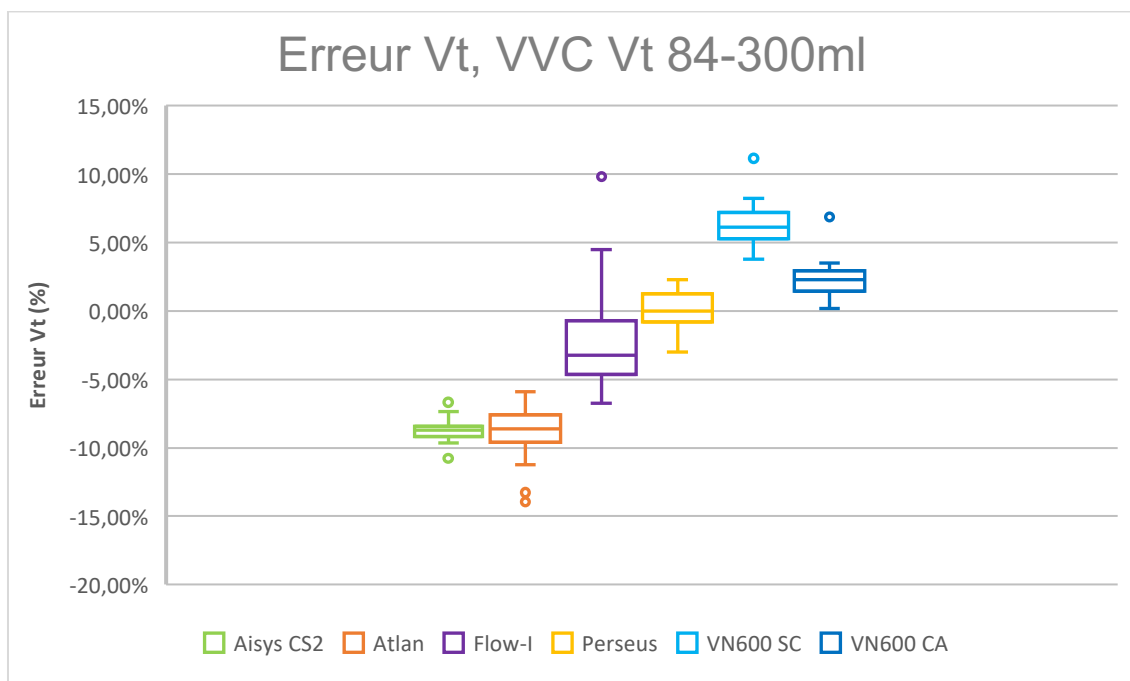


Figure 6. Erreur de mesure du volume courant en ventilation en mode volume contrôlé en fonction du Vt entre 21 et 300 ml sans (a) ou avec (b) compensation du débit aspiratif du capnographe. SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif

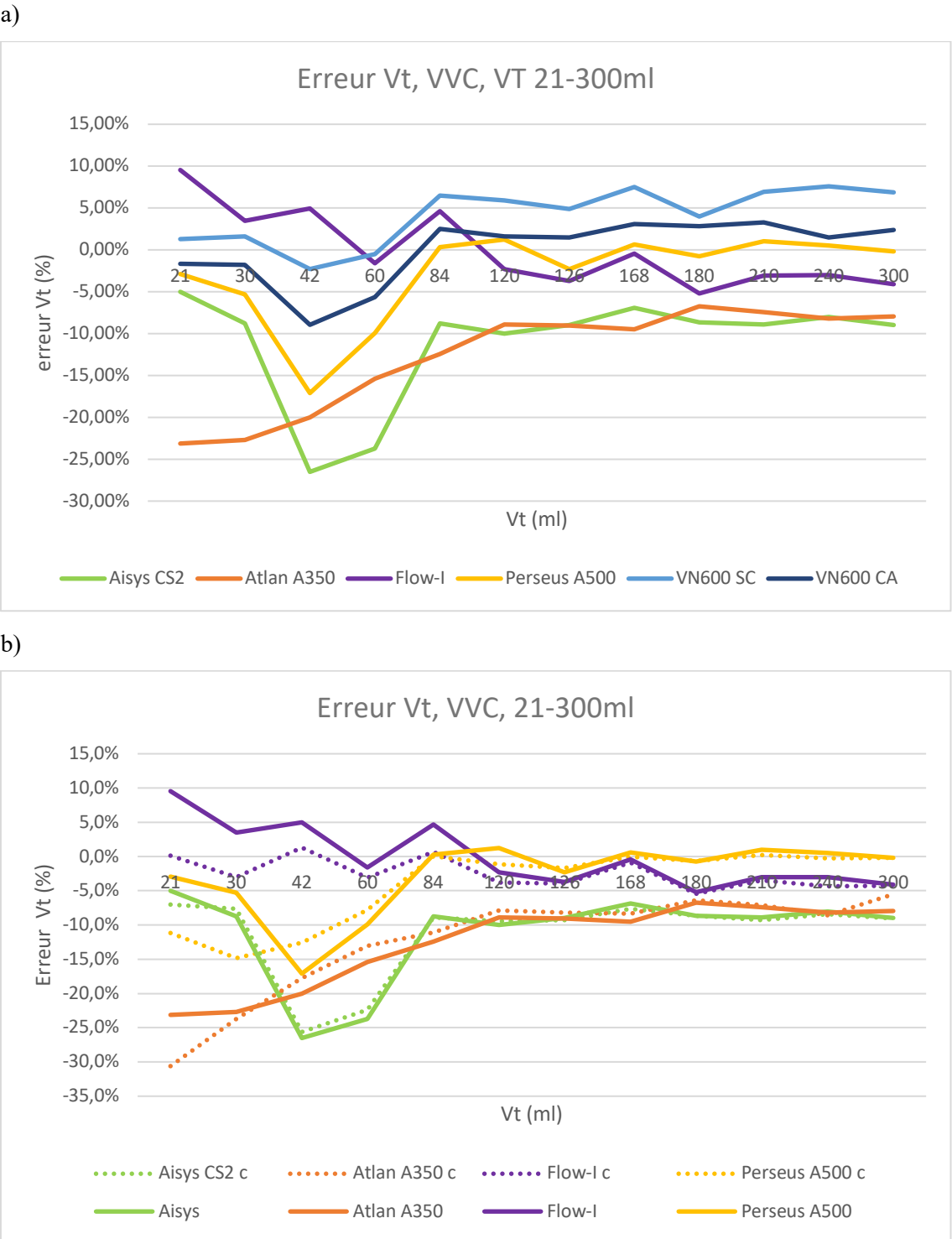


Figure 7. Erreur de mesure des pressions en ventilation en mode volume contrôlé. Plage de volume courant cible : 21-300ml. a) Erreur de mesure de la pression expiratoire positive b) Erreur de mesure de la pression de crête. SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif

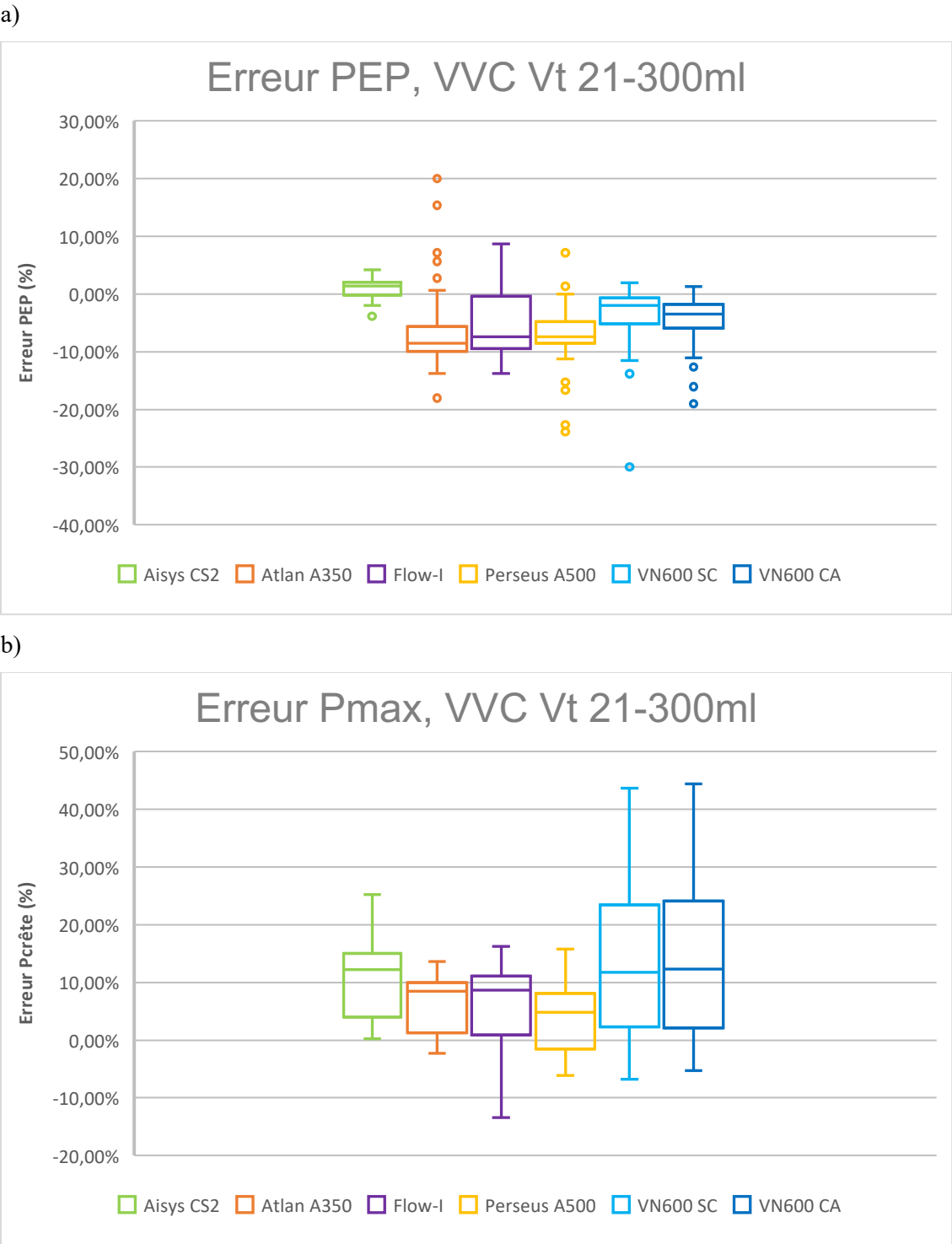
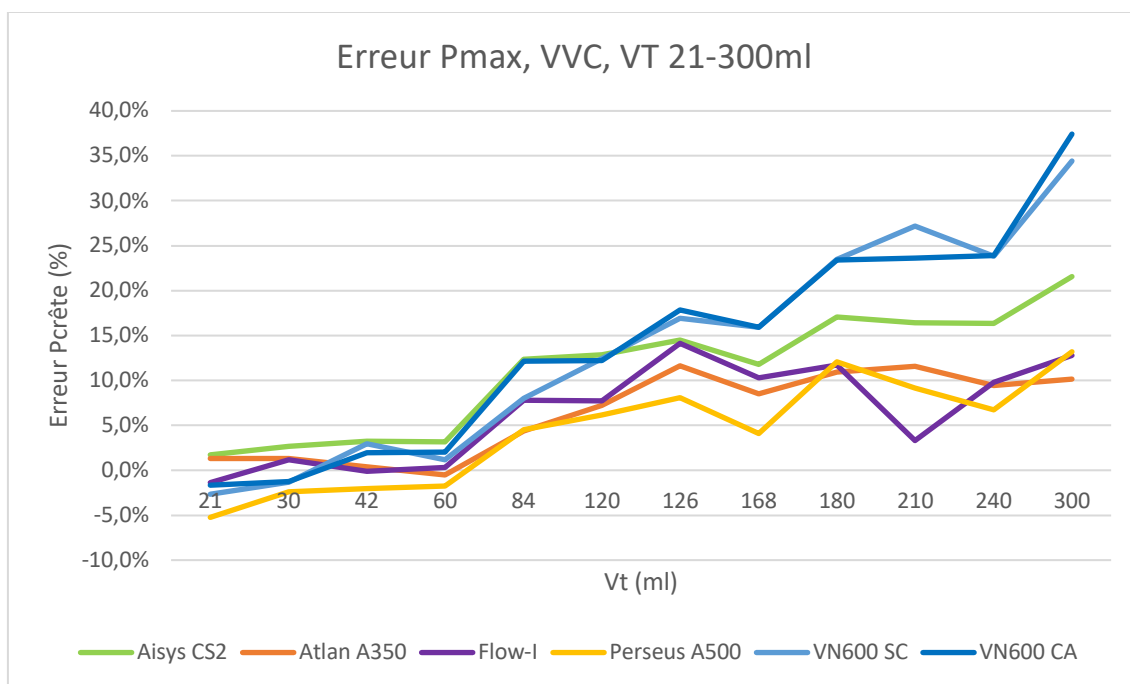


Figure 8. Erreur de mesure de la pression maximale en ventilation en mode volume contrôlé en fonction du Vt entre 21 et 300 ml. SC = sans capnographe ; CA = capnographe aspiratif



DISCUSSION

Notre étude a mis en évidence qu'en mode pression contrôlée les respirateurs d'anesthésie avaient une précision moins grande que le respirateur de soins intensifs VN 600 concernant la mesure du volume courant expiratoire que ce soit avec et sans capnographe, cette différence cliniquement pertinente l'était d'autant plus que le volume courant était inférieur à 21 ml. Cette différence n'a pas été retrouvée pour la mesure des pressions. En ventilation en volume contrôlé, bien que les volumes courants soient supérieurs à 20 ml, les résultats étaient similaires concernant la mesure du volume courant et des pressions.

Par ailleurs, nous avons mis en évidence que parmi les respirateurs d'anesthésie ceux qui avaient une meilleure précision étaient le Flow-I en mode pression, et le Flow-I et le Perseus A500 en mode volume contrôlé. Cette différence n'était plus cliniquement pertinente au-delà de 120 ml de volume courant.

L'intérêt de notre étude est d'avoir étudié la performance de mesure des volumes et des pressions de quatre respirateurs d'anesthésie et d'un respirateur de réanimation moderne en mode pression et volume contrôlés en ventilation adaptée à la pédiatrie. D'autre part, nous avons étudié l'impact de la compensation du débit aspiratif du capnographe. L'ensemble de ces paramètres n'avait que peu été évalué à ce jour.

Par rapport aux résultats de l'étude de Stayer SA et al, étudiant trois respirateurs d'anesthésie d'ancienne génération (Aestiva 3000 Datex-Ohmeda®, NAD 6000 Dräger®, Servo 900C Siemen Medical®), on constate une erreur moins importante dans la mesure du volume courant et de la pression expiratoire positive dans notre étude (19). Cette observation d'une meilleure performance des respirateurs modernes en anesthésie et en réanimation par rapport aux respirateurs d'ancienne génération dans la mesure des différents paramètres ventilatoires avait déjà été mis en évidence dans la littérature (17,20). Plusieurs avancées technologiques ont été mises en avant pour expliquer ce gain de performance : la mesure de la compliance du circuit lors de l'autotest et sa prise en compte pour la délivrance et la mesure des volumes, l'utilisation de débitmètre proximal, d'algorithmes de compensation de fuite ou de nouveau modes ventilatoires (28,33–36). Concernant l'étude de Kyle J Medeiros et al, l'erreur de volume courant était calculée différemment ($V_t \text{ erreur} = ((V_t \text{ pneumotacographe} - V_t \text{ réglé}) / V_t \text{ réglé}) * 100$). Leur étude a mis évidence une surestimation de la délivrance du volume courant en ventilation en volume contrôlé pour une plage de 20 à 60ml (21). En effectuant le même calcul avec nos données, on retrouve cette surestimation, avec une erreur moins importante de 5 à 10% en fonction des respirateurs. Les causes de cette différence sont multifactorielles, en effet les conditions de réalisation de l'étude n'étaient pas reproductibles : les paramètres ventilatoires, le matériel de ventilation, le pneumotacographe et les

respirateurs étaient différents. Par ailleurs, dans les deux études, l'erreur de la pression maximale n'avait pas été étudiée.

En ventilation en mode pression et volume contrôlés, l'Aisys CS2, l'Atlan A350 et le Perseus A500 sous-estime la valeur de volume courant. La majoration des pressions d'insufflation par le praticien afin d'obtenir un volume courant cible pourrait dans ces conditions aboutir à des volotraumatismes. Quant à lui le Flow-I est le seul respirateur à surestimer significativement la valeur du volume courant dans les 2 modes ventilatoires. Cette erreur de mesure pourrait exposer à un risque d'atélectasie, d'hypoventilation alvéolaire et d'hypercapnie en l'absence de monitoring (2–4).

La compensation du débit aspiratif du capnographe n'a probablement pas de place en pratique clinique. En effet la diminution de l'erreur de mesure du volume courant pour le Flow-I et l'Atlan A350 en VPC n'est cliniquement pertinente qu'à partir de volumes courants inférieurs à 10ml. Par ailleurs, pour les autres respirateurs, la compensation n'a soit pas d'impact, soit il entraîne une majoration de l'erreur de mesure du volume courant.

En ventilation en pression comme en volume contrôlé le VN 600 présente une erreur de mesure de la pression expiratoire positive inférieure aux quatre respirateurs d'anesthésie. Cela dit, les écarts interquartiles extrêmes mesurés pour l'ensemble des tests réalisés sont -9,9% pour l'Atlan A350 en volume contrôlé et 7,91% pour le Perseus A500 en pression contrôlé. Compte tenu des niveaux de pression expiratoire positive utilisés au bloc opératoire, ces erreurs de mesure sont donc inférieures à 0,5cmH₂O et n'ont par conséquent probablement pas d'impact clinique pertinent.

Pour ce qui concerne la mesure de la pression maximale, en mode volume contrôlé on retrouve une différence cliniquement pertinente entre les respirateurs. En effet, on note une surestimation inférieure à 15% pour les 4 respirateurs d'anesthésie là où le VN 600 présente une surestimation supérieure à 20%. On constate que la dérive de l'erreur de mesure des pressions maximales du VN 600 est supérieure aux respirateurs d'anesthésie pour des volumes courants élevés, malgré le respect de la plage d'utilisation préconisée par le constructeur ($V_t \leq 300\text{ml}$). Par ailleurs, la différence entre les mesures réalisées en mode pression et volume contrôlés est expliquée en partie par la plage de volume courant différente entre les deux modes. En effet en comparant les valeurs pour des niveaux de volume courant équivalent (21-60ml), l'erreur de mesure des pressions maximales est comparable dans les 2 modes ventilatoires.

Par ailleurs, notre étude ne s'est pas intéressée à comparer les modes ventilatoires entre eux. La majorité des respirateurs d'anesthésie ne permettent pas une ventilation en volume contrôlé avec un volume courant inférieur à 20ml (27–30). Ce mode ventilatoire n'est donc pas adapté à l'anesthésie néonatale et du nouveau-né. Concernant les modes en pression contrôlée, une méta-analyse récente de la Cochrane

a évalué le mode pression contrôlée versus pression contrôlée à volume garanti chez le nouveau-né et le prématuré (40). La conclusion de cette méta-analyse mettait en évidence une incidence moindre de la mortalité, de la dysplasie bronchopulmonaire, des pneumothorax, et des hémorragies intracrâniennes dans le groupe pression contrôlée à volume garanti.

Limites

Cependant quelques limites à notre étude peuvent être relevées.

Pour chaque modèle de respirateur, nos tests ont été réalisés sur une seule machine. Bien que nous ayons pris soin de respecter les préconisations des constructeurs concernant le changement des consommables, la fréquence des visites d'entretien et les recommandations concernant les autotests, cela ne garantis pas un contrôle des variations de performance spirométriques entre 2 machines du même modèle. La réalisation des tests avec plusieurs machines de même modèle aurait permis une meilleure reproductibilité des résultats.

Lors de la réalisation des tests, les mesures étaient retranscrites manuellement. Il aurait été plus adapté de disposer d'un montage permettant la saisie automatique des données. Ceci aurait permis la multiplication des saisies et la réduction de biais éventuels. En effet pour chaque variable étudiée nous avons enregistré 3 mesures afin de calculer l'erreur moyenne sur plusieurs cycles respiratoires. Dans notre étude, nous avons enregistré 15 120 mesures manuellement, une saisie automatisée aurait permis une multiplication des saisies permettant un gain de puissance (21).

Dans notre étude sur banc d'essai, nous n'avons pas réalisé de test avec un montage à fuite comme cela peut être le cas lors de la ventilation du prématuré ou du nouveau-né avec des sondes d'intubation sans ballonnet (21). Nos données ne peuvent donc pas être extrapolées à ce type de montage.

Nous avons choisi dans notre étude d'utiliser des niveaux de compliance adaptés au poids en condition physiologique, et la résistance était déterminée par le plus petit diamètre du montage, la sonde d'intubation. Pour un poids donné nous n'avons pas fait varier ni la compliance, ni la résistance comme certaines études ont pu le faire (17,19,20). C'est une limite importante de notre étude empêchant toute extrapolation de nos résultats à des situations cliniques pathologiques telles que l'asthme, le bronchospasme ou le syndrome de détresse respiratoire aiguë.

Enfin une dernière limite à notre travail inhérente aux machines de réanimation est l'absence d'évaporateur d'halogéné sur les respirateurs de soins intensifs. Au bloc opératoire, l'utilisation d'agents halogénés pour la gestion de la sédation est majoritaire (11). Cette particularité du respirateur de réanimation implique une gestion de la sédation par voie intraveineuse. Le choix de l'utilisation d'une machine d'anesthésie ou de réanimation ne se limite donc pas seulement à des considérations de gestion de la ventilation.

Conclusion

Notre étude a mis en évidence une meilleure performance du ventilateur de réanimation VN 600 Dräger® par rapport aux quatre ventilateurs d'anesthésie l'Aisys CS2 de General Electric®, l'Atlan A350 et le Perseus A500 de Dräger® et le Flow-i de Getinge® dans la mesure du volume courant en ventilation en pression et volume contrôlés adaptés à la néonatalogie.

En anesthésie néonatale et du prématuré, il pourrait être préférable d'utiliser un respirateur de réanimation avec un capnographe externe. La seule limite à cette pratique est l'impossibilité de réaliser une anesthésie inhalatoire, gold standard en anesthésie pédiatrique. Les respirateurs d'anesthésie restent cependant globalement adaptés à la ventilation du nourrisson et du grand enfant.

Annexes

Annexe 1. Références du matériel utilisé sur le banc d'essai.

Matériel	Référence
Poumons artificiel	Poumon test, Metron® AS Michigan Instruments
Pneumotacographe	PF300, IMT Analytics®
Filtre antibactérien	Iso-Gard Filter Small, Gibeck®, ref 19212T
Circuit patient pédiatrique	Circuit ventilation pédiatrique, Int'Air Medical®, ref CVPE160/S
Circuite patient adulte	Compact breath system, Intersurgical®, ref 2156000
Circuit patient VN600	Circuit de respiration neonatal 1,60m, Intersurgical®, ref 6363000
Piège à eau Aisys CS2	D-fend Pro Water Trap Dark Steel Blue, General Electric®, ref M1182629
Piège à eau Atlan A350 – Perseus A500	Infinity ID Waterlock2, Dräger®, ref 6872020
Piège à eau Flow-I	Water Trap Drayline 1, Getinge®, ref 6889352
Ligne d'échantillonnage	Gas monitoring line, Intersurgical, ref 2734000 Gas sampling line, Getinge, ref 6887042
Absorbeur CO2 Aisys CS2	Multi-Absorber Original, Medisorb®, ref 8003138
Absorbeur CO2 Atlan A350 – Perseus A500	Infinity ID CLIC Absorber Free, Dräger®, ref MX50120
Absorbeur CO2 Flow-I	CO2 Absorber, Getinge®, ref 6677845
Filtre patient « petit »	Clear-Therm Micro HMEF, Intersurgical®, ref 1441000
Filtre patient « moyen »	Filtre électrostatique nourrisson/pédiatrique avec HME, Covidien®, ref 355/5430
Filtre patient « grand »	Humid Vent Compact S, Gibeck®, ref 19402T
Sonde d'intubation n°3	Shiley Hi-Contour Oral/Nasal Tracheal Tube Cuffed 3, Covidien®, ref 107-30G
Sonde d'intubation n°3,5	Shiley Hi-Contour Oral/Nasal Tracheal Tube Cuffed 3,5, Covidien®, ref 107-35G
Sonde d'intubation n°4	Shiley Hi-Contour Oral/Nasal Tracheal Tube Cuffed 4, Covidien®, ref 107-40G
Sonde d'intubation n°5	Shiley Hi-Contour Oral/Nasal Tracheal Tube Cuffed 5, Covidien®, ref 107-50
Sonde d'intubation n°5,5	Shiley Hi-Contour Oral/Nasal Tracheal Tube Cuffed 5,5, Covidien®, ref 409-55
Sonde d'intubation n°6	Shiley Hi-Contour Oral/Nasal Tracheal Tube Cuffed 6, Covidien®, ref 409-60
Analyseur de gaz Aisys CS2	CARESCAPE E-sCAiO
Capteur de débit VN600	Neonatal Flow sensor ISO 15, Dräger®, ref 8411130 (EM 0,9ml) + Neonatal Flow sensor insert, Dräger®, ref 8410179

Annexe 2. Performance du PF300, IMT Analytics®.

Paramètre	Erreur
Précision mesure du volume courant	1,75% ou 0,2ml
Précision mesure des Pression (Pmax - PEP)	0,75% ou 0,1cmH2O

Annexe 3. Caractéristiques principales des respirateurs.

	Aisys CSC2	Atlan A350	Flow-I	Perseus A500	Babylog VN600
Fabricant	General Electric®	Dräger®	Getinge®	Dräger®	Dräger®
Version	11	1.02	4.9 – 04.09.00	2.03	SW 01.05.01
Gestion des gaz	Soufflet	Piston	Volume reflector	Turbine	Gaz muraux
Volume courant min (VVC)	20ml	5 ou 10ml	20ml	20ml	2ml
Erreur administration volume courant	- Si Vt <60ml = erreur ≤ 10ml - Si Vt <210ml = erreur ≤ 15ml - Si Vt >210ml = erreur <7%	10% ou 10ml	10% ou 10ml	15%	10%+0,6ml
Erreur administration pression	±10 % ou ±3 cmH ₂ O	10%	±5% ou ±2cmH ₂ O	10%	6%
Erreur de mesure volume courant	- Si Vt <60ml = erreur ≤ 10ml - Si Vt <210ml = erreur ≤ 18ml - Si Vt >210ml = erreur <9%	10% ou 15ml	±4 ml (5–20 ml range) ±15% ou 10 ml, (20–2000 ml range)	8%	10%+0,6ml
Erreur de mesure pression	±5% ou ±2 cmH ₂ O	4%	±5% ou ±2cmH ₂ O	4%	6%
Débit analyseur gaz	120+/-20 ml/min	200ml/min +/- 10%	250ml	200ml/min +/- 10%	0
Visite d'entretien	<6mois	<12mois	<12mois	<12 mois	<12 mois
Temps de chauffage pour calibration optimale	5 min	8 min	10 min	8 min	3 min

Annexe 4. Condition de réalisation des tests.

Respirateur	Aisys CS2		Atlan A350		Flow-I		Perseus A500		VN600	
Mode	VPC	VVC	VPC	VVC	VPC	VVC	VPC	VVC	VPC	VVC
Date	01/04	02/04	25/04	25/04	07/04	02/04	22/04	25/04	02/03	02/03
Température (°C)	20,1	20,2	21,6	20,7	24,3	23,2	18,3	16,9	20,1	20,1
P atm (hPA)	1005	1014	1009	1009	1007	1012	1006	1009	1016	1017
Hygrométrie (%)	41%	47%	43%	40%	44%	35%	46%	46%	38%	35%

Références

1. Neumann RP, von Ungern-Sternberg BS. The neonatal lung--physiology and ventilation. *Paediatr Anaesth.* janv 2014;24(1):10-21.
2. Attar MA, Donn SM. Mechanisms of ventilator-induced lung injury in premature infants. *Semin Neonatol.* oct 2002;7(5):353-60.
3. Carvalho CG, Silveira RC, Procianoy RS. Ventilator-induced lung injury in preterm infants. *Rev Bras Ter Intensiva* [Internet]. 2013 [cité 27 août 2023];25(4). Disponible sur: <http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/0103-507X.20130054>
4. Kalikkot Thekkeveedu R, El-Saie A, Prakash V, Katakam L, Shivanna B. Ventilation-Induced Lung Injury (VILI) in Neonates: Evidence-Based Concepts and Lung-Protective Strategies. *J Clin Med.* 22 janv 2022;11(3):557.
5. Jensen EA, Schmidt B. Epidemiology of bronchopulmonary dysplasia. *Birt Defects Res A Clin Mol Teratol.* mars 2014;100(3):145-57.
6. Jobe AH. The new bronchopulmonary dysplasia. *Curr Opin Pediatr.* avr 2011;23(2):167-72.
7. van Kaam A. Lung-Protective Ventilation in Neonatology. *Neonatology.* 2011;99(4):338-41.
8. Kneyber MCJ, de Luca D, Calderini E, Jarreau PH, Javouhey E, Lopez-Herce J, et al. Recommendations for mechanical ventilation of critically ill children from the Paediatric Mechanical Ventilation Consensus Conference (PEMVECC). *Intensive Care Med.* déc 2017;43(12):1764-80.
9. Vignaux L, Piquilloud L, Tourneux P, Jolliet P, Rimensberger PC. Neonatal and Adult ICU Ventilators to Provide Ventilation in Neonates, Infants, and Children: A Bench Model Study. *Respir Care.* oct 2014;59(10):1463-75.
10. Lyazidi A, Thille AW, Carteaux G, Galia F, Brochard L, Richard JCM. Bench test evaluation of volume delivered by modern ICU ventilators during volume-controlled ventilation. *Intensive Care Med.* déc 2010;36(12):2074-80.
11. Habre W, Disma N, Virag K, Becke K, Hansen TG, Jöhr M, et al. Incidence of severe critical events in paediatric anaesthesia (APRICOT): a prospective multicentre observational study in 261 hospitals in Europe. *Lancet Respir Med.* mai 2017;5(5):412-25.
12. Delacrétaz R, Fischer Fumeaux CJ, Stadelmann C, Rodriguez Trejo A, Destailats A, Giannoni E. Adverse Events and Associated Factors During Intrahospital Transport of Newborn Infants. *J Pediatr.* janv 2022;240:44-50.
13. Lee LK, Woodfin MY, Vadi MG, Grogan TR, Ross PJ, Applegate RL, et al. A comparison of postoperative outcomes with PDA ligation in the OR versus the NICU: a retrospective cohort study on the risks of transport. *BMC Anesthesiol.* déc 2018;18(1):199.
14. Liu N, Beydon L, Bach B, Bonnet F, Clergue F, Fougere S, et al. Etude de 11 ventilateurs d'anesthésie : banc d'essai. *Ann Fr Anesth Réanimation.* janv 1992;11(5):502-8.

15. Beydon L, Liu N. Etude de trois nouveaux ventilateurs d'anesthésie : banc d'essai. *Ann Fr Anesth Réanimation*. janv 1994;13(6):807-10.
16. Rawal R, Beydon L. Étude des performances pneumatiques de deux nouveaux ventilateurs d'anesthésie: banc d'essai. *Ann Fr Anesth Réanimation*. janv 1996;15(7):1107-10.
17. Jaber S, Langlais N, Fumagalli B, Cornec S, Beydon L, Harf A, et al. Étude des performances de six nouveaux ventilateurs d'anesthésie : banc d'essai. *Ann Fr Anesth Réanimation*. janv 2000;19(1):16-22.
18. Wallon G, Bonnet A, Guérin C. Delivery of tidal volume from four anaesthesia ventilators during volume-controlled ventilation: a bench study. *Br J Anaesth*. juin 2013;110(6):1045-51.
19. Stayer SA, Bent ST, Skjonsby BS, Frolov A, Andropoulos DB. Pressure Control Ventilation: Three Anesthesia Ventilators Compared Using an Infant Lung Model: *Anesth Analg*. nov 2000;91(5):1145-50.
20. Bachiller PR, McDonough JM, Feldman JM. Do New Anesthesia Ventilators Deliver Small Tidal Volumes Accurately During Volume-Controlled Ventilation? *Anesth Analg*. mai 2008;106(5):1392-400.
21. Medeiros KJ, Morais CA, Winterton D, Rub DM, De Santis Santiago R, Shekhar N, et al. Delivering Low Tidal Volume With Anesthesia and ICU Ventilators in a Neonatal Lung Model. *Respir Care*. mars 2023;68(3):384-91.
22. Décret n° 94-1050 du 5 décembre 1994 relatif aux conditions techniques de fonctionnement des établissements de santé en ce qui concerne la pratique de l'anesthésie et modifiant le code de la santé publique. 1994.
23. Ecoffey C, Aknin P, Bazin G, Mans L, Bing J, Courrèges P, et al. Recommandations pour les structures et le matériel de l'anesthésie pédiatrique.
24. Pr. J.C. Otteni, Mr. J. Ancellin, Dr. J.B. Cazalaà, Pr. F. Clergue, Pr. P. Feiss, Mme S. Fougère, Pr. Y. Nivoche, Pr. D. Safran. *L'appareil d'anesthésie et sa vérification avant utilisation*. Paris: Société française d'anesthésie et de réanimation; 2015 nov.
25. Philippe Montravers¹, Frédérique Servin¹, Jean-Louis Bourgain², Manuelle Panczer³, Karine Nouette-Gaulain⁴. Filtration sur le circuit des ventilateurs en contexte de ventilation pour Covid-19. *Société française d'anesthésie réanimation*; 2020.
26. Ricard JD, Montravers P, Langeron O, Panczer M, Fournier S, Galbois A. Préconisations Ventilation - Gestion du circuit d'un ventilateur de réanimation.
27. Aisys Cs2 General Electric [Internet]. Disponible sur: <https://www.gehealthcare.com.au/-/jssmedia/f0290fec48c54303aaf9629b2d365eda.pdf>
28. Atlan A350 Dräger [Internet]. Disponible sur: <https://www.draeger.com/Content/Documents/Content/atlan-a300-a300-xl-a350-a350-xl-ifu-9056001-en.pdf>
29. Flow-I Getinge [Internet]. Disponible sur: <https://www.getinge.com/int/products/flow-i-anesthesia-machine/>

30. Perseus A500 Dräger [Internet]. Disponible sur:
<https://www.draeger.com/Products/Content/perseus-a500-sw-203-ifu-9510596-fr.pdf>
31. Babylog VN600 Dräger [Internet]. Disponible sur:
https://www.draeger.com/Content/Documents/Content/9055638_04_IfU_Babylog_VN800_600_SW1_n_en.pdf
32. Amsallem F, Gauthier R, Ramonatxo M, Counil F, Voisin M, Denjean A, et al. [Respiratory function testing in infants: recommendations on normal values]. *Rev Mal Respir. avr* 2008;25(4):405-32.
33. Morgenroth S, Thomas J, Cannizzaro V, Weiss M, Schmidt AR. Accuracy of near-patient vs. inbuilt spirometry for monitoring tidal volumes in an in-vitro paediatric lung model. *Anaesthesia. août* 2018;73(8):972-9.
34. Sweet DG, Carnielli V, Greisen G, Hallman M, Ozek E, te Pas A, et al. European Consensus Guidelines on the Management of Respiratory Distress Syndrome – 2019 Update. *Neonatology.* 2019;115(4):432-50.
35. Wheeler CR, Smallwood CD. 2019 Year in Review: Neonatal Respiratory Support. *Respir Care. mai* 2020;65(5):693-704.
36. nnd Medical Technologies. BTPS Correction for Flow and Volume. 2013.
37. Michael P. Hlastala and Albert J. Berger. *Physiology of Respiration*. Second Edition. 2001.
38. Itagaki T, Bennett DJ, Chenelle CT, Fisher DF, Kacmarek RM. Performance of Leak Compensation in All-Age ICU Ventilators During Volume-Targeted Neonatal Ventilation: A Lung Model Study. *Respir Care. janv* 2017;62(1):10-21.
39. Thille AW, Lyazidi A, Richard JCM, Galia F, Brochard L. A bench study of intensive-care-unit ventilators: new versus old and turbine-based versus compressed gas-based ventilators. *Intensive Care Med. août* 2009;35(8):1368-76.
40. Klingenberg C, Wheeler KI, McCallion N, Morley CJ, Davis PG. Volume-targeted versus pressure-limited ventilation in neonates. Cochrane Neonatal Group, éditeur. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 17 oct 2017 [cité 18 déc 2022];2017(10). Disponible sur:
<https://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD003666.pub4>
41. Thille A, Lyazidi A, Richard J, Brochard L. Évolution des ventilateurs de réanimation. *Réanimation. févr* 2008;17(1):12-20.

Vu, le Directeur de Thèse

A handwritten signature in black ink, consisting of several overlapping loops and a long horizontal stroke extending to the right.

**Vu, le Doyen
De la Faculté de Médecine de Tours
Tours, le**

BISSON Gatien

46 pages – 2 tableaux – 8 figures – 4 annexes

Résumé :

Introduction : En anesthésie pédiatrique, lors de la réalisation d'une procédure sous anesthésie générale, la ventilation est effectuée au moyen d'un respirateur d'anesthésie. En réanimation, il existe des respirateurs dédiés à l'activité pédiatrique, permettant une optimisation des paramètres ventilatoires. Au bloc opératoire, il n'existe pas de machine dédiée à l'anesthésie pédiatrique. L'utilisation de paramètres ventilatoires inadaptés est source de morbi-mortalité élevée. L'objectif de l'étude est de comparer sur banc d'essai les performances spirométriques de quatre respirateurs d'anesthésie et d'un respirateur de réanimation pédiatrique dans le monitoring du volume courant en condition pédiatrique.

Matériels et méthodes : Le banc d'essai se composait d'un poumon artificiel (Metron® AS Michigan Instruments), d'un pneumotacographe (PF300, IMT Analytics), et d'un respirateur. Nous avons étudié 4 respirateurs d'anesthésie, l'Aisys CS2 de General Electric®, l'Atlan A350 et le Perseus A500 de Dräger® et le Flow-I de Getinge®, et un respirateur de réanimation, le VN600 de Dräger®. Dix conditions de poids ont été étudiées pour notre modèle pédiatrique (1 – 1,5 – 2 – 2,5 – 3 – 6 – 12 – 18 – 24 et 30 kg). La compliance du poumon artificiel était adaptée aux conditions de poids (1,3 à 55ml/cmH₂O). Les paramètres ventilatoires ont été adaptés aux conditions de poids selon les recommandations. (Volume courant 5 à 300ml, fréquence respiratoire 20 à 60c/min). Les tests ont été réalisés en pression et volume contrôlés.

Résultats : Pour des tests réalisés en mode pression contrôlée avec un volume courant cible entre 5 et 60 ml, l'erreur de mesure du volume courant était moindre pour le VN 600 sans [1,6% (0,2 ; 2,9)] ou avec capnographe aspiratif [-4,7% (-6,2 ; -2,7)] par rapport aux respirateurs d'anesthésie Aisys CS2 [-25,0% (-38,6 ; -20,1)], Atlan A350 [-19,4% (-27,2 ; -17,5)], Flow-I [8,0% (1,3 ; 14,2)], Perseus A 500 [-14,4% (-20,3 ; -8,4)]. Pour des tests réalisés en mode volume contrôlé avec un volume courant entre 21 et 300 ml, l'erreur de mesure du volume courant était comparable pour le Flow-I [-1,2% (-3,8 ; 3,1)], le Perseus A500 [-0,5% (-3,1 ; 0,5)], le VN 600 sans capnographe [5,3% (1,8 ; 6,4)] ou capnographe aspiratif [1,4% (-1,4 ; 2,5)]. Les 2 autres respirateurs d'anesthésie présentent une erreur plus importante, Aisys CS2 [-8,9% (-9,6 ; -8,4)] et Atlan A350 [-9,6% (-16,1 ; -8)].

Conclusion : En ventilation pédiatrique à très faible volume courant, le respirateur de réanimation VN 600 Dräger présente une erreur de mesure du volume courant inférieure aux respirateurs d'anesthésie Aisys CS2 General Electric®, Atlan A350 Dräger®, Perseus A500 Dräger®, Flow-I Getinge®.

Mots clés : Anesthésie, pédiatrie, respirateurs, monitoring, volume courant, lésions induites par la ventilation mécanique

Jury :

Président du Jury : Professeur Marc LAFFON
 Directeur de thèse : Docteur Ameer Malik ZEBOUCHI
 Membres du Jury : Professeur Fabien ESPITALIER
 Docteur Valentin MICHAUD
 Docteur Antoine BOUISSOU

Date de soutenance : 4 octobre 2023