

2024-2025

THÈSE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Qualification en Médecine intensive - Réanimation.

BANCS D'ESSAI EN VENTILATION ARTIFICIELLE

UTILISATIONS ACTUELLES, LIMITES et PERSPECTIVES
DE DEVELOPPEMENT

VUILLERMOZ Alice

Née le 02 janvier 1996 à Angers

Sous la direction du Pr. BELONCLE François

Membres du jury

Pr MERCAT Alain | Président

Pr BELONCLE François | Directeur

Pr RICHARD Jean-Christophe | Membre

Dr OLIVIER Pierre-Yves | Membre

Dr CHEAN Dara | Membre

Dr LESIMPLE Arnaud | Membre

Soutenue publiquement le :
29 septembre 2025



**FACULTÉ
DE SANTÉ**

UNIVERSITÉ D'ANGERS

ENGAGEMENT DE NON PLAGIAT

Je, soussignée, VUILLERMOZ Alice
déclare être pleinement consciente que le plagiat de documents ou d'une
partie d'un document publié sur toutes formes de support, y compris l'internet,
constitue une violation des droits d'auteur ainsi qu'une fraude caractérisée.
En conséquence, je m'engage à citer toutes les sources que j'ai utilisées
pour écrire ce rapport ou mémoire.

signé par l'étudiante le **25/11/2024**

SERMENT D'HIPPOCRATE

« Au moment d'être admise à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admise dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçue à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité. Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonorée et méprisée si j'y manque ».

LISTE DES ENSEIGNANTS DE LA FACULTÉ DE SANTÉ D'ANGERS

Doyen de la Faculté : Pr Cédric ANNWEILER

Vice-Doyen de la Faculté et directeur du département de pharmacie : Pr
Sébastien FAURE

Directeur du département de médecine : Pr Vincent DUBEE

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

ABRAHAM Pierre	PHYSIOLOGIE	Médecine
ANGOULVANT Cécile	MEDECINE GENERALE	Médecine
ANNWEILER Cédric	GERIATRIE ET BIOLOGIE DU VIEILLISSEMENT	Médecine
ASFAR Pierre	REANIMATION	Médecine
AUBE Christophe	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE	Médecine
AUGUSTO Jean-François	NEPHROLOGIE	Médecine
BAUFRETON Christophe	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE	Médecine
BELLANGER William	MEDECINE GENERALE	Médecine
BELONCLE François	REANIMATION	Médecine
BIERE Loïc	CARDIOLOGIE	Médecine
BIGOT Pierre	UROLOGIE	Médecine
BONNEAU Dominique	GENETIQUE	Médecine
BOUCHARA Jean-Philippe	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE	Médecine
BOUET Pierre-Emmanuel	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE	Médecine
BOURSIER Jérôme	GASTROENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE	Médecine
BOUVARD Béatrice	RHUMATOLOGIE	Médecine
BRIET Marie	PHARMACOLOGIE	Médecine
CAMPONE Mario	CANCEROLOGIE ; RADIOTHERAPIE	Médecine
CAROLI-BOSC François-Xavier	GASTROENTEROLOGIE ; HEPATOLOGIE	Médecine
CASSEREAU Julien	NEUROLOGIE	Médecine
CLERE Nicolas	PHARMACOLOGIE / PHYSIOLOGIE	Pharmacie
COLIN Estelle	GENETIQUE	Médecine
CONNAN Laurent	MEDECINE GENERALE	Médecine
COPIN Marie-Christine	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES	Médecine
COUTANT Régis	PEDIATRIE	Médecine
CUSTAUD Marc-Antoine	PHYSIOLOGIE	Médecine
CRAUSTE-MANCIET Sylvie	PHARMACOTECHNIE HOSPITALIERE	Pharmacie
DE CASABIANCA Catherine	MEDECINE GENERALE	Médecine
DERBRE Séverine	PHARMACOGNOSIE	Pharmacie
DESCAMPS Philippe	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE	Médecine
D'ESCATHA Alexis	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL	Médecine

DINOMAIS Mickaël	MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION	Médecine
DUBEE Vincent	MALADIES INFECTIEUSES ET TROPICALES	Médecine
DUCANCELLE Alexandra	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE ; HYGIENE HOSPITALIERE	Médecine
DUVERGER Philippe	PEDOPSYCHIATRIE	Médecine
EVEILLARD Matthieu	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE	Pharmacie
FAURE Sébastien	PHARMACOLOGIE PHYSIOLOGIE	Pharmacie
FOURNIER Henri-Dominique	ANATOMIE	Médecine
FOUQUET Olivier	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIOVASCULAIRE	Médecine
FURBER Alain	CARDIOLOGIE	Médecine
GAGNADOUX Frédéric	PNEUMOLOGIE	Médecine
GOHIER Bénédicte	PSYCHIATRIE D'ADULTES	Médecine
GUARDIOLA Philippe	HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION	Médecine
GUILET David	CHIMIE ANALYTIQUE	Pharmacie
HUNAUULT-BERGER Mathilde	HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION	Médecine
JEANNIN Pascale	IMMUNOLOGIE	Médecine
KAZOUR François	PSYCHIATRIE	Médecine
KEMPF Marie	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE ; HYGIENE HOSPITALIERE	Médecine
KUN-DARBOIS Daniel	CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ET STOMATOLOGIE	Médecine
LACOEUILLE FRANCK	RADIOPHARMACIE	Pharmacie
LACCOURREYE Laurent	OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE	Médecine
LAGARCE Frédéric	BIOPHARMACIE	Pharmacie
LANDREAU Anne	BOTANIQUE/ MYCOLOGIE	Pharmacie
LASOCKI Sigismond	ANESTHESIOLOGIE-REANIMATION	Médecine
LEBDAI Souhil	UROLOGIE	Médecine
LEGENDRE Guillaume	GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE	Médecine
LEGRAND Erick	RHUMATOLOGIE	Médecine
LEMEE Jean-Michel	NEUROCHIRURGIE	Médecine
LERMITE Emilie	CHIRURGIE GENERALE	Médecine
LEROLLE Nicolas	REANIMATION	Médecine
LIBOUBAN Hélène	HISTOLOGIE	Médecine
LUQUE PAZ Damien	HEMATOLOGIE BIOLOGIQUE	Médecine
MARCHAIS Véronique	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE	Pharmacie
MARTIN Ludovic	DERMATO-VERERELOGIE	Médecine
MAY-PANLOUP Pascale	BIOLOGIE ET MEDECINE DU DEVELOPPEMENT ET DE LA REPRODUCTION	Médecine
MENEI Philippe	NEUROCHIRURGIE	Médecine
MERCAT Alain	REANIMATION	Médecine
ORVAIN Corentin	HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION	Médecine
PAISANT Anita	RADIOLOGIE	Médecine
PAPON Nicolas	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE MEDICALE	Pharmacie

PASSIRANI Catherine	CHIMIE GENERALE	Pharmacie
PELLIER Isabelle	PEDIATRIE	Médecine
PETIT Audrey	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL	Médecine
PICQUET Jean	CHIRURGIE VASCULAIRE ; MEDECINE VASCULAIRE	Médecine
PODEVIN Guillaume	CHIRURGIE INFANTILE	Médecine
PROCACCIO Vincent	GENETIQUE	Médecine
PRUNIER Delphine	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE	Médecine
PRUNIER Fabrice	CARDIOLOGIE	Médecine
PY Thibaut	MEDECINE GENERALE	Médecine
RAMOND-ROQUIN Aline	MEDECINE GENERALE	Médecine
REYNIER Pascal	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE	Médecine
RIOU Jérémie	BIostatistique	Pharmacie
RINEAU Emmanuel	ANESTHESIOLOGIE REANIMATION	Médecine
RIQUIN Elise	PEDOPSYCHIATRIE ; ADDICTOLOGIE	Médecine
RODIEN Patrice	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES	Médecine
ROQUELAURE Yves	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL	Médecine
ROUGE-MAILLART Clotilde	MEDECINE LEGALE ET DROIT DE LA SANTE	Médecine
ROUSSEAU Audrey	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES	Médecine
ROUSSEAU Pascal	CHIRURGIE PLASTIQUE, RECONSTRUCTRICE ET ESTHETIQUE	Médecine
ROUSSELET Marie-Christine	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES	Médecine
ROY Pierre-Marie	MEDECINE D'URGENCE	Médecine
SAULNIER Patrick	BIOPHYSIQUE ET BIOSTATISTIQUES	Pharmacie
SERAPHIN Denis	CHIMIE ORGANIQUE	Pharmacie
SCHMIDT Aline	HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION	Médecine
TESSIER-CAZENEUVE Christine	MEDECINE GENERALE	Médecine
TRZEPIZUR Wojciech	PNEUMOLOGIE	Médecine
UGO Valérie	HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION	Médecine
URBAN Thierry	PNEUMOLOGIE	Médecine
VAN BOGAERT Patrick	PEDIATRIE	Médecine
VENARA Aurélien	CHIRURGIE VISCERALE ET DIGESTIVE	Médecine
VENIER-JULIENNE Marie-Claire	PHARMACOTECHNIE	Pharmacie
VERNY Christophe	NEUROLOGIE	Médecine
WILLOTEAUX Serge	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE	Médecine

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

AMMI Myriam	CHIRURGIE VASCULAIRE ET THORACIQUE	Médecine
BAGLIN Isabelle	CHIMIE THERAPEUTIQUE	Pharmacie

BASTIAT Guillaume	BIOPHYSIQUE ET BIOSTATISTIQUES	Pharmacie
BEAUVILLAIN Céline	IMMUNOLOGIE	Médecine
BEGUE Cyril	MEDECINE GENERALE	Médecine
BELIZNA Cristina	MEDECINE INTERNE	Médecine
BENOIT Jacqueline	PHARMACOLOGIE	Pharmacie
BERNARD Florian	ANATOMIE	Médecine
BESSAGUET Flavien	PHYSIOLOGIE PHARMACOLOGIE	Pharmacie
BLANCHET Odile	HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION	Médecine
BOISARD Séverine	CHIMIE ANALYTIQUE	Pharmacie
BOUCHER Sophie	ORL	Médecine
BRIET Claire	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES	Médecine
BRILLAND Benoit	NEPHROLOGIE	Médecine
BRIS Céline	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE	Pharmacie
BRUGUIERE Antoine	PHARMACOGNOSIE	Pharmacie
CAPITAIN Olivier	CANCEROLOGIE ; RADIOTHERAPIE	Médecine
CHABRUN Floris	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE	Pharmacie
CHAO DE LA BARCA Juan- Manuel	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE	Médecine
CHOPIN Matthieu	MEDEECINE GENERALE	
CODRON Philippe	NEUROLOGIE	Médecine
DEMAS Josselin	SCIENCES DE LA READAPTATION	Médecine
DESHAYES Caroline	BACTERIOLOGIE VIROLOGIE	Pharmacie
DOUILLET Delphine	MEDECINE D'URGENCE	Médecine
FERRE Marc	BIOLOGIE MOLECULAIRE	Médecine
FORTRAT Jacques-Olivier	PHYSIOLOGIE	Médecine
GHALI Maria	MEDECINE GENERALE	Médecine
GUELFF Jessica	MEDECINE GENERALE	Médecine
HADJ MAHMOUD Dorra	IMMUNOLOGIE	Pharma
HAMEL Jean-François	BIOSTATISTIQUES, INFORMATIQUE MEDICALE	Médicale
HAMON Cédric	MEDECINE GENERALE	Médecine
HELESBEUX Jean-Jacques	CHIMIE ORGANIQUE	Pharmacie
HERIVAUX Anaïs	BIOTECHNOLOGIE	Pharmacie
HINDRE François	BIOPHYSIQUE	Médecine
JOUSSET-THULLIER Nathalie	MEDECINE LEGALE ET DROIT DE LA SANTE	Médecine
JUDALET-ILLAND Ghislaine	MEDECINE GENERALE	Médecine
KHIATI Salim	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE	Médecine
LEFEUVRE Caroline	BACTERIOLOGIE ; VIROLOGIE	Médecine
LEGEAY Samuel	PHARMACOCINETIQUE	Pharmacie
LEPELTIER Elise	CHIMIE GENERALE	Pharmacie
LETOURNEL Franck	BIOLOGIE CELLULAIRE	Médecine
MABILLEAU Guillaume	HISTOLOGIE, EMBRYOLOGIE ET CYTOGENETIQUE	Médecine
MALLET Sabine	CHIMIE ANALYTIQUE	Pharmacie
MAROT Agnès	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE MEDICALE	Pharmacie
MESLIER Nicole	PHYSIOLOGIE	Médecine
MIOT Charline	IMMUNOLOGIE	Médecine
MOUILLIE Jean-Marc	PHILOSOPHIE	Médecine

NAIL BILLAUD Sandrine	IMMUNOLOGIE	Pharmacie
PAILHORIES Hélène	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE	Médecine
PAPON Xavier	ANATOMIE	Médecine
PASCO-PAPON Anne	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE	Médecine
PENCHAUD Anne-Laurence	SOCIOLOGIE	Médecine
PIHET Marc	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE	Médecine
PIRAUX Arthur	OFFICINE	Pharmacie
POIROUX Laurent	SCIENCES INFIRMIERES	Médecine
RONY Louis	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE	Médecine
ROGER Emilie	PHARMACOTECHNIE	Pharmacie
SAVARY Camille	PHARMACOLOGIE-TOXICOLOGIE	Pharmacie
SCHMITT Françoise	CHIRURGIE INFANTILE	Médecine
SCHINKOWITZ Andréas	PHARMACOGNOSIE	Pharmacie
SPIESSER-ROBELET Laurence	PHARMACIE CLINIQUE ET EDUCATION THERAPEUTIQUE	Pharmacie
TEXIER-LEGENDRE Gaëlle	MEDECINE GENERALE	Médecine
VIAULT Guillaume	CHIMIE ORGANIQUE	Pharmacie

AUTRES ENSEIGNANTS

ATER		
BARAKAT Fatima	CHIMIE ANALYTIQUE	Pharmacie
ATCHADE Constantin	GALENIQUE	Pharmacie
PRCE		
AUTRET Erwan	ANGLAIS	Santé
BARBEROUSSE Michel	INFORMATIQUE	Santé
COYNE Ashley	ANGLAIS	Santé
O'SULLIVAN Kayleigh	ANGLAIS	Santé
RIVEAU Hélène	ANGLAIS	
PAST-MAST		
AUBRUCHET Hélène		
BEAUVAIS Vincent	OFFICINE	Pharmacie
BRAUD Cathie	OFFICINE	Pharmacie
CAVAILLON Pascal	PHARMACIE INDUSTRIELLE	Pharmacie
DILÉ Nathalie	OFFICINE	Pharmacie
GUILLET Anne-Françoise	PHARMACIE DEUST PREPARATEUR	Pharmacie
MOAL Frédéric	PHARMACIE CLINIQUE	Pharmacie
CHAMPAGNE Romain	MEECINE PHYSIQUE ET READAPTATION	Médecine
KAASSIS Mehdi	GASTRO-ENTEROLOGIE	Médecine
GUITTON Christophe	MEDECINE INTENSIVE-REANIMATION	Médecine
LAVIGNE Christian	MEDECINE INTERNE	Médecine
PICCOLI Giorgina	NEPHROLOGIE	Médecine

POMMIER Pascal	CANCEROLOGIE-RADIOTHERAPIE	Médecine
SAVARY Dominique	MEDECINE D'URGENCE	Médecine
PLP		
CHIKH Yamina	ECONOMIE-GESTION	Médecine

A Monsieur le professeur Alain Mercat. Vous m'aviez dit à la fin de ma première année : « Pédiatre ? Vous changerez d'avis ! ». C'était vrai.

C'est un grand honneur d'avoir été interne dans votre service, de bénéficier de votre accompagnement et de vos conseils avisés. Merci d'avoir accepté de présider ce jury.

A Monsieur le professeur François Beloncle. Je te remercie pour ta confiance au cours de ces années, depuis le M1 jusqu'à ce travail de thèse. J'ai énormément appris à tes côtés et beaucoup apprécié ta capacité à accompagner tes internes.

A Monsieur le docteur Pierre-Yves Olivier. Pierre-Yves, je te dois une grande partie de ce travail, puisque tu es celui qui m'a montré les clefs d'utilisation du Michigan. Je te remercie surtout pour tes précieux conseils, de médecin, de confrère et de scientifique et te remercie pour ta capacité à éclairer le chemin parfois un peu brumeux qu'a été l'internat.

A Monsieur le professeur Jean-Christophe Richard. Jean-Christophe, je te remercie pour ton accompagnement sur mon année de M2. J'ai beaucoup appris humainement et scientifiquement à tes côtés. Encore plus que pour tes idées de génie, je reste admirative de ta manière de tisser avec chacun des liens uniques, de ta capacité à inciter chacun à avoir un œil curieux sur chaque chose, y compris sur ce que la nature nous révèle.

A Monsieur le docteur Arnaud Lesimple. Merci d'avoir accepté d'être membre de mon jury. J'espère pouvoir continuer à faire équipe avec toi et le MedLab à l'avenir. Au-delà de tes qualités d'ingénieur, je retiens ta disponibilité, ta bienveillance et tes talents de descendeur sur les pistes du Grand-Bornand.

A Monsieur le docteur Dara Chead. Merci à toi, mon grand frère de MIR (et je pèse ces mots), pour toute ta patience, tes encouragements, ta capacité à me rattraper en plein vol dans mes moments de doute. Je ne pouvais espérer meilleur guide au cours de mon externat puis internat. Merci d'avoir accepté de juger ce travail.

A Monsieur le docteur Achille Kouatchet. Achille, tu es indubitablement un de ceux qui m'a le plus aidé au cours de cet internat, tant personnellement que professionnellement. Sois certain de ma profonde estime et de mon très grand respect.

A Madame la docteur Hélène Julien. Hélène, je ne pouvais espérer un meilleur accompagnement pour mes premiers pas d'interne que par toi. Je t'en remercie infiniment.

Aux réanimateurs angevins : Pr Asfar, Pr Lerolle, Marie, Paul, Satar, Marc, Vincent, Nicolas.

A vous, tous médecins, qui m'avez accompagnée depuis le début de mon externat, et pour certains depuis bien avant. J'ai trouvé auprès de vous des attitudes, une éthique, reçu des trésors d'humanité et de bienveillance qui rendent ce métier incroyablement riche et le plus beau du monde : Dr Beringue, Dr Moreau, Dr Ledru, Dr Chaillou, Dr Ketobiakou, Dr Le Pape, Dr Pignon, Dr Chopin, Dr Planchais, Dr Boussicault, Dr G., Dr Demiselle, Dr Mahieu, Dr Mezdad, Alice, Jean, Lucas, Inès, Charlotte, Dara, Robin. Merci particulièrement au Professeur Saint André, « toujours de garde ».

A vous tous et toutes, **infirmiers et infirmières, aides-soignants** de la réa angevine qui m'avez connue depuis la fin de la P1. Je ne suis rien sans vous et c'est bien mieux avec vous.

Aux pneumologues manceaux et angevins : apprendre à vos côtés a été d'une incroyable richesse. Merci tout particulièrement à Camille -pour ton humanité-, à Pascaline -pour ton incroyable implication pour tes patients et tes internes ! pour ta joie de vivre, pour ta franchise- à Caro, au Pr Gagnadoux, au Dr Goupil. Merci à Claire, pour m'avoir fait confiance, malgré parfois mon manque de flexibilité et mon chonchonnage matinal et à Rose pour m'avoir guidée de si nombreuses fois dans le brouillard de l'internat. A l'accueil de l'équipe de la 330.

Aux infectiologues angevins : Pr Dubée, Yves-Marie, Mickaël, Rafaël, Dama, Jonathan, Hélène, Marie, Jim, Charles, Pierre, Robin, qui par deux fois m'ont accueillie et transmis leur amour d'une médecine humaine, juste et rigoureuse, mais saupoudrée d'humour.

Au docteur Lebrech, de l'ICO. Pour ta bienveillance, ton sourire, tes encouragements. C'est toujours un grand plaisir de discuter avec toi.

Aux réanimateurs d'Eole, pour leur accueil bienveillant et leur encadrement : Pr Demoule, Marie, Julien, Martin, Maxens, Elise et Julie. Margot, Valentine, Mélodie, Pierre-Louis, Léo, Nicolas, Mathilde. Aux infirmiers et AS d'Eole, pour leurs sourires.

Aux Tourangeaux : à mon trinôme fabuleux Agathe et Paul, à Alex, à Paul – alias mon jumeau du boulot que j'espère bien recroiser dans notre avenir de MIRologues, à Camille, à Mathieu (un honneur d'avoir été ta première interne !), à Coco-le-Boss, à François pour nos gardes à « 4 mains », à Wayl, à Lauriane, à Elina, à Mélanie (pour la belle équipe qu'on formait !). Aux chefs rencontrés : Charlotte en premier lieu, merci pour tous tes apprentissages, ton sens de l'éthique, nos footings ; Charlotte L. ; Denis, Juliette, Sophie, Justine, ... Au Dr Legras alias « Tata » : quel honneur d'avoir fait partie de vos internes. Aux infirmiers et AS aussi, membres indissociables de notre belle équipe : Adrien/Arnaud/Jean-Mi, Lucie, Lulu, Aurélie, Amélie, Alice, Justine, Lise, Fred, Mumu, Louis, Greg, Pierrick, Seb', Charlène, Julie... C'était fabuleux.

Aux copains du SMIT, à notre super bande, à notre amitié qui persiste de Saint Briec à Paris : Léa (miss-Pouss'), Charlotte, Clémentine, Benoît, Julie, Dara. Merci à la deuxième équipe du SMIT, pour votre bonne humeur et votre gentillesse à toute épreuve : Tancrède, Maxime, Paul, Soizic, Jeanne, Axelle, Léa, Volodia. N'oubliez pas de prendre vos aprem' ! A Robin, interne puis chef de mon parcours d'externe puis interne : arriver à acquérir ne serait-ce que la moitié de tes qualités m'irait bien mon cher Robin !

Aux ingénieurs et kiné : Arnaud, Eloïse, Laura, Alex, Nathan, Emeline, Marie, Marius. C'était une super épopée d'un an à vos côtés.

A Mathilde : tu as été une incroyable binôme de travail. Tu es devenue une amie précieuse.

Aux copains MIR : Ariane, Marie, Thomas, Mathilde, Louis, Sarah, Maxime, Tom, Hugo, Thibault, Benoît, Baptiste, Pablo, Maud, Naomi. Aux grand-ouest : Océane, Augustin, Annaëlle, Yanis. A Matthieu le plus MIR des anesthésistes : nos discussions interminables, nos questions existentielles grâce à Enghoff et Bohr me manquent. A Marion : tu as toute mon admiration.

A Tom et Loïck pour avoir partagé ensemble les casse-têtes des choix de stage. Ça n'aurait pas été possible sans vous, ça aurait été surtout beaucoup moins drôle sans vous.

A Louis et Inès. Merci de m'avoir supportée à vos côtés dans le « petit bureau sans fenêtre », d'avoir toujours répondu présents aux besoins de pauses café.

Merci à Quentin, partager 6 mois de 330 avec toi est un excellent souvenir. J'y ai surtout gagné un incroyable ami !

A mon Rémi, le meilleur des co-internes. Le meilleur compagnon de petit-déj, de footing, de congrès, de cours de DES, de terrasse, de café. Café ? L'hémato se porte mieux sans nous.

Merci à mes Incroyables de l'externat –

Pierre pour ta bonne humeur constante et ton amitié, tu es la pierre angulaire de notre groupe.

Lulu pour ta disponibilité, ta fidèle amitié, tes souffrances post-prandiales, tes chonchonnages matinaux qui ne remplissent en réalité jamais la définition « d'être chonchon ».

Ophélie pour notre amitié née en P1, qui a traversé l'externat, l'internat et la Touraine et qui, je l'espère, n'est pas près de se terminer.

Aurélien : parce qu'on est peu de choses sans toi à nos côtés Aurèl. On est sept à le penser. Tu es l'indispensable des soirées, des week-ends normands, des semaines de ski. Tu es le meilleur blagueur, le plus talentueux rôleur, le plus grand gourmant mais tu es surtout le confident, l'épaule d'accueil, l'oreille attentive et le grand frère improvisé.

Benoît : pour avoir pimenté notre externat de tes talents de chanteur, de cuisinier, de dernier prêt et dernier parti, mais premier partout. Pour m'avoir accompagnée sur la route du Mont et avoir partagé de grandes discussions. Pour ta capacité d'écoute, ton soutien sans faille.

Antoine : pour avoir grandi avec moi, avoir partagé les peines et les joies.

A Jeanne, merci d'être ma super complice depuis notre rencontre de P2, d'avoir partagé mes rêves, mes doutes. Tu es celle avec qui je peux passer des heures sans un mot, avec une parfaite compréhension mutuelle.

Merci **à Juliette**, pour notre coloc' de Tardieu, nos soirées tisanes, nos soirées chocolat, nos soirées étoile-filantes, et pour toutes celles à venir. Tu es incroyable et irremplaçable.

A Jeanne, mon petit radis, tu connais tout du parcours. Depuis nos sutures sur citrons à 15 ans avec option aiguille à matelas, nos découpes de radio, nos schémas d'anatomie, en passant par la P1 jusqu'à ce jour. Au-delà de ces étapes « médecine », merci surtout de m'avoir accompagnée à travers marées et montagnes, d'avoir toujours su franchir les murs et les vitres qui nous ont séparées. Je ne serais pas là sans toi.

A Juliette, mon petit-double, qui a illuminé ces années d'internat. J'espère bien qu'on restera toujours à moins de 10 km l'une de l'autre (soit la distance d'un footing) mais si ce n'était pas le cas, pas d'inquiétude, aucune frontière ne changerait notre amitié.

A Cathy, JT : mes parents-bis. A Clément et Coco : mes grands-frères d'adoption – et à Anja et Oliver qui agrandissent la tribu Charles. A Claire, la 5^e de la tribu et la grande sœur de tous.

A Nicolas, pour agrandir notre tribu et pour son aide de ces derniers mois.

A mes grands-parents : Hugnette, Guy, Amand et Cécile. Merci pour votre amour sans limite, pour vos apprentissages et pour votre patience malgré mes absences. Je vous aime.

A mes parents, pour m'avoir appris à regarder le monde avec autant de curiosité et autant de respect. Pour m'avoir appris à croire en mes rêves. Pour m'avoir soutenue surtout. Médecine n'est pas la partie la plus difficile, vous le savez. Je ne vous remercierai jamais assez pour cela.

A Loulou – ma sœur, ce héros. Un mot pour notre complicité sans limite : isopropylprophenylbarbituracidephényldiméthylidimenthylaminophirazon. Tu es décidément la seule avec qui je peux réciter toutes les répliques du Fabuleux destin d'Amélie Poulain et rire des heures devant un gars qui regarde un film avec un masque de plongée. J'ai au-delà de ces rires une chance incroyable de t'avoir pour grande sœur. Signé : ton plancton.

A la mémoire d'Auréline, avec qui je partageais mes rêves du haut de nos 8 ans. Nous n'avions à l'époque aucune limite, on s'imaginait poètes, écrivaines, chimistes, archéologues. C'est injuste que deux lettres aient changé ton horizon. J'emmènerai toujours un bout de toi dans mes aventures.

Liste des abréviations

TTL	Training test lung
CO ₂	Dioxyde de carbone
O ₂	Dioxygène
BSM	Breathing simulation module
P _{TOT}	Pression totale régnant dans le système
P _{VENT}	Pression générée par le respirateur
P _{MUS}	Pression musculaire générée par l'effort patient
P _{ELAS}	Pression élastique
CRF	Capacité résiduelle fonctionnelle
V	Volume instantané
C	Compliance du système
P _{PRES}	Pression résistive
R	Résistance des voies aériennes
Q	Débit de gaz
C _{rs}	Compliance du système respiratoire
C _{cw}	Compliance de paroi thoracique
CI	Compliance pulmonaire
SDRA	Syndrome de détresse respiratoire aigu
FOM	Fast oxygen measurement (module ASL5000®)
CTC	Cylinder temperature controller (module ASL5000®)
AGEC	Auxiliary gas exchange cylinder (module ASL5000®)
SBLVM	Simulator bypass and leak valve module (module ASL5000®)
ATPD	Ambiant temperature and pressure, dry conditions
BTPS	Body temperature and pressure, saturated conditions
TVP	Time-varying parameters (mode ASL5000®)
PEP	Pression expiratoire positive
WOB	Work of breathing
V _t	Volume courant délivré
VAC	Ventilation assistée-contrôlée
PTP300	Pressure-time product à 300 ms
VS-AI	Ventilation spontanée avec aide inspiratoire
P0.1	Pression d'occlusion à 100 ms
BAVU	Ballon auto-remplisseur à valve unidirectionnelle
NO	Monoxyde d'azote
SARS-CoV2	Severe acute respiratory syndrome Coronavirus 2

Plan

SERMENT D'HIPPOCRATE

INTRODUCTION

1. Principes de fonctionnement des bancs d'essai

- 1.1. Données recueillies sur bancs d'essai
- 1.2. Description des principaux modèles de bancs utilisés
 - 1.2.1. Modèles analogiques : exemple du Michigan training test lung (TTL)
 - a) Avantages des modèles Michigan Instruments
 - b) Limites des modèles Michigan Instruments
 - 1.2.2. Modèles à commande numérique : ASL 5000®
 - a) Avantages
 - b) Limites d'utilisation
 - 1.2.3. Modèles « artisanaux »

2. Modèles physiologiques

- 2.1. Modèles animaux
- 2.2. Modèles cadavériques

PREMIERE PARTIE – ANALYSE DE LA LITTERATURE

1. Méthodologie

- 1.1. Objectifs de l'analyse
- 1.2. Définition de la recherche sur base de données
- 1.3. Critères de sélection des articles
- 1.4. Extraction des données
- 1.5. Analyse des données

2. Résultats

- 2.1. Sélection des articles
- 2.2. Modèles utilisés
- 2.3. Objectifs de l'utilisation du modèle
- 2.4. Avantages et limites identifiés dans la littérature
 - 2.4.1. Avantages
 - 2.4.2. Limites

3. Discussion : avantages et limites de l'analyse

DEUXIEME PARTIE – ETUDE EXPERIMENTALE : COMPARAISON DE DEUX TYPES DE BANC D'ESSAI

1. Méthodologie

2. Résultats

- 2.1. Évaluation du volume courant
- 2.2. Évaluation des capacités de trigger
- 2.3. Évaluation des capacités de pressurisation.
- 2.4. Évaluation de la mesure de P0.1

3. Discussion

- 3.1. Evaluation du volume courant
- 3.2. Evaluation des capacités de pressurisation et du délai de trigger
- 3.3. Evaluation de P0.1

4. Avantages, limites et contraintes

PERSPECTIVES

1. **Attentes méthodologiques des études de banc d'essai en ventilation**
2. **Vers une dimension translationnelle de la recherche : intégration des données immunologiques et modèles dynamiques**

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

LISTE DES FIGURES

LISTE DES TABLEAUX

TABLE DES MATIERES

ANNEXES

INTRODUCTION

Depuis les premières descriptions de l'utilisation de la ventilation artificielle au cours de l'insuffisance respiratoire aiguë, la prise en charge des patients s'est considérablement améliorée grâce à une meilleure compréhension des conséquences physiologiques de la ventilation mécanique sur l'hématose et via une vision intégrée de ses conséquences hémodynamiques. En parallèle, la réalisation de grands essais cliniques a permis l'élaboration des recommandations de bonnes pratiques en ventilation mécanique. Ces progrès ont également été possibles par le développement de respirateurs artificiels performants et fiables. Depuis l'apparition des premiers poumons d'aciers jusqu'aux respirateurs artificiels actuels, les techniques d'assistance respiratoire n'ont eu, en effet, de cesse de s'améliorer.

Ces progrès techniques ont, pour partie, été permis par une recherche basée sur la modélisation de certaines situations cliniques rencontrées sur des modèles de laboratoires. Dans une logique de réduction et de rationalisation des modèles animaux utilisés et avec une nécessité de reproductibilité « à l'identique » de conditions expérimentales, des poumons mécaniques « in vitro » ont été développés et sont actuellement toujours utilisés en recherche et en développement industriel, avec une extension de leur utilisation pour l'enseignement par la simulation.

Ce travail a pour objectif d'étudier les intérêts et les limites des modèles de poumons mécaniques utilisés dans le cadre de la recherche.

Après une partie introductive présentant les principaux modèles et méthodes utilisés, deux axes de réponse seront présentés. Le premier repose sur une revue de la littérature, permettant une description des modèles les plus utilisés. Le deuxième axe de ce travail consiste en une étude expérimentale comparant deux modèles de poumons mécaniques parmi les plus utilisés afin de préciser leurs avantages et limites d'utilisation.

1. Principes de fonctionnement des bancs d'essai

Un banc d'essai constitue une modélisation du système respiratoire, sous forme simplifiée, permettant l'évaluation de la ventilation et des interactions potentielles entre le système respiratoire ainsi représenté et la mise en place d'une respiration artificielle.

Le banc d'essai rend possible une mesure de variations physiques au cours du temps, caractérisant les modifications apportées au système, principalement par la mesure des variations de débit et de pression au sein de ce système.

Utilisé en recherche, en développement industriel et en enseignement par la simulation, il est un complément aux modèles physiologiques que sont les modèles animaux et les modèles cadavériques, que nous présenterons succinctement. Plusieurs modèles de banc d'essai ont été décrits au sein de la littérature, dont les plus connus sont le modèle analogique Michigan training test lung (TTL) et le modèle digital ASL5000®.

1.1. Données recueillies sur bancs d'essai

Les données enregistrées sur les bancs sont essentiellement les variations de débit, de volumes et de pressions des voies aériennes, avec des mesures principalement réalisées au niveau de la pièce en Y (entrée des voies aériennes). Les débits sont enregistrés par des débitmètres, répartis en deux catégories selon leur principe de fonctionnement : thermique ou par différentiel de pression. Les dispositifs utilisés sont majoritairement des pneumotachomètres fonctionnant par mesure de pression différentielle aux extrémités d'une résistance calibrée (pneumotachomètres de Fleisch ou dispositifs Hans Rudolph). Dans cette zone de résistance est dirigé le flux d'air, circulant en régime laminaire, permettant une relation linéaire entre différentiel de pression et débit, conformément à la loi de Poiseuille (1). Les dispositifs diffèrent essentiellement par la création de la zone de résistance : par capillaires en parallèle pour les pneumotachomètres de type Fleisch ou par grille pour les pneumotachomètres Hans Rudolph.

Ces dispositifs sont dépendants du caractère linéaire du flux, de la composition du gaz et de la température du gaz. Ils nécessitent des procédures de calibration, souvent au moyen d'une seringue de volume constant et connu ; et des procédures de maintenance en cas d'obstruction des sous-unités de résistance (des capillaires notamment) (1). En pédiatrie, les débitmètres utilisés sont plus souvent à fonctionnement thermique : anémomètres à fil chaud, dont principalement les débitmètres FLORIAN (Acutronic Medical Systems AG, Hirzel, Switzerland) (1,2). Ceux-ci permettant une plus grande sensibilité aux variations de faibles volumes et sont plus adaptés aux monitorages des débits et volumes utilisés en ventilation à haute fréquence en néonatalogie.

Les données de débit et de pression sont transformées en données digitales permettant leur analyse ultérieure. A partir de l'intégrale de la courbe de débit en fonction du temps sont calculés les volumes d'intérêt.

1.2. Description des principaux modèles de bancs utilisés

1.2.1. Modèles analogiques : exemple du Michigan training test lung (TTL)

Les modèles analogiques développés par Michigan Instruments (Grand Rapids, MI, USA) ont été développés sous trois versions : « Single adult » (modèle adulte), « Dual adult » (modèle double) et « Adult-Infant » (modèle adulte-pédiatrie). Ils se distinguent par le nombre de compartiment(s) (un ou deux) et la taille de ce(s) compartiment(s).

Ils sont composés d'un ou de deux soufflets, dont le volume de repos approche le volume de capacité résiduelle fonctionnelle attendu chez un sujet adulte, de taille médiane et à poumons sains (pour le modèle adulte ou double), ou chez un enfant entre 6 et 12 mois, à poumons sains (pour le modèle adulte-pédiatrie). Le volume maximal de leur soufflet, ou capacité, approche également le volume attendu de capacité pulmonaire totale chez un sujet sain (3).

Les soufflets sont équipés d'un orifice principal d'entrée et sortie d'air, permettant l'expansion du soufflet, ainsi que de plusieurs ports annexes permettant la réalisation directe de mesures

de pression ou de composition de gaz interne, via des capteurs dédiés (mesure de pression interne au compartiment, site de mesure de fraction partielle en oxygène) ou permettant l'administration de gaz spécifiques au sein des compartiments (dioxyde de carbone CO₂, dioxygène O₂ par exemple).

Les caractéristiques mécaniques des compartiments peuvent être modulées selon deux paramètres : par modification de la résistance à l'écoulement d'air via l'ajout de résistances calibrées paraboliques (mimant la résistance à l'écoulement des voies aériennes supérieures) au niveau de l'orifice principal et par modification de la compliance lors de l'expansion du soufflet, en déplaçant des ressorts métalliques latéraux. La compliance de ces compartiments est quasi-linéaire, c'est-à-dire avec une relation proportionnelle entre pression et volume contenu dans le compartiment. En pratique, à haut volume insufflé, la compliance diminue (4). Il est à noter que le modèle de résistances paraboliques est approprié pour l'étude de la ventilation artificielle chez un patient intubé, du fait de l'augmentation des résistances globales par la sonde d'intubation orotrachéale et l'utilisation d'un débit d'insufflation important, générant un régime de flux turbulent. Cependant, chez le sujet sain, au repos et en ventilation spontanée, l'utilisation d'un modèle de résistance linéaire correspondant à un régime d'écoulement laminaire est correcte, supposant des débits d'insufflation et exsufflation plus lents et l'absence de rétrécissement du calibre des voies aériennes proximales.

Tableau I Caractéristiques mécaniques principales des poumon-tests commercialisés par Michigan instruments

Caractéristiques	Single adult TTL	Dual adult TTL	Adult-Infant TTL
V	0,1 à 2,0 L ± 3% ou 20 ml	0,1 à 2,0 L ±3% ou 20 ml pour chaque compartiment	0,005 à 0,2 L ±5% ou 5 ml (compartiment enfant)
CRF	1,02 L	1,02 L par compartiment	70 ml (compartiment enfant)
Compliance	10 à 100 ml/ cmH ₂ O ±3%	10 à 100 ml/ cmH ₂ O ±3% pour chaque compartiment	1 à 10 ml/ cmH ₂ O ±3% (compartiment enfant)
Résistance	5, 20 ou 50 cmH ₂ O/L/sec ±5%	5, 20 ou 50 cmH ₂ O/L/sec ±5%	50, 200 ou 500 cmH ₂ O /L/sec ±5% (compartiment enfant)
Poids	11,2 kg	19,8 kg	18,2 kg

TTL : training test lung

Le modèle double compartiment (Dual adult training test lung) permet une utilisation d'un seul compartiment (utilisation identique à un modèle adulte (Single adult Training test lung)), une utilisation à deux compartiments avec des caractéristiques mécaniques différentes (réglage différent des compliances et résistances des voies aériennes) avec ventilation via un raccord en « V » ou encore une utilisation reproduisant une ventilation spontanée, par l'ajout entre les deux compartiments d'une pièce métallique liée au compartiment de gauche sur laquelle le compartiment de droite vient en appui. Lors de l'expansion du compartiment de gauche dit « conducteur », la genèse d'une pression négative au sein du compartiment de droite dit « conduit » entraîne un appel d'air, reproduisant un « effort patient ».

La gestion de l'expansion du compartiment de gauche peut soit être contrôlée par un module spécifique (Breathing simulation module BSM, Michigan instrument), soit être contrôlée par un respirateur artificiel externe relié au compartiment « conducteur » et générant les efforts simulés.

Les recommandations du constructeur préconisent un réglage de compliance du compartiment « conducteur » à 0,03 L/cmH₂O et une résistance minimale, à 0,5 cmH₂O/L/s (3).

L'orifice principal des compartiments peut être relié à un respirateur, à un ballon à valve unidirectionnelle, ou à une tête de mannequin (Michigan instrument) permettant notamment une étude de dispositifs non invasifs (masque de ventilation non invasive, lunettes d'oxygénothérapie, ...) (3).

Le recueil des données peut être réalisé par trois méthodes. La première possibilité est celle d'un recueil manuel, au moyen de manomètres déjà intégrés aux compartiments pour les mesures de pression au sein du poumon test et par l'utilisation d'une tubulure de liaison aux circuits de ventilation pour la mesure de pression au sein des voies aériennes. Une plaque de mesure graduée permet la mesure du volume généré, avec adaptation de l'axe vertical de lecture selon la compliance réglée du compartiment (figure 1). La seconde possibilité est celle de l'acquisition des mesures en temps réel, en valeur brute et avec reconstruction de courbes en continu, via un logiciel dédié (PneumoView3, Michigan instruments). La troisième possibilité est d'intégrer des capteurs de pression et de débit externes, au niveau des ports disponibles sur les compartiments et sur le circuit de ventilation, avec utilisation d'un logiciel d'acquisition externe (par exemple : logiciel AcqKnowledge®, BIOPAC Systems Inc, Goleta, CA, USA) (3,5).

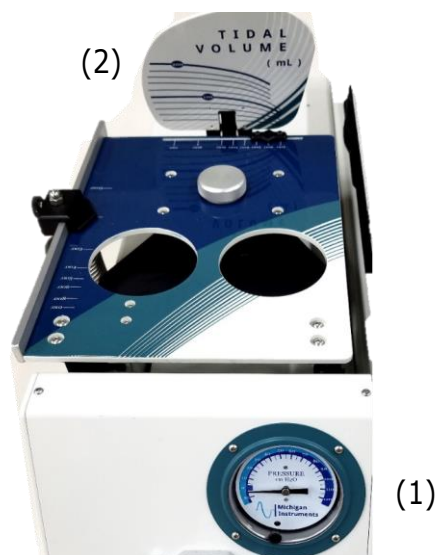


Figure 1 Infant Training test lung - manomètre intégré au compartiment (1) et plaque graduée pour lecture du volume d'expansion (2)

a) Avantages des modèles Michigan Instruments

Les avantages principaux associés aux modèles Michigan Instruments sont résumés dans le tableau II.

Tableau II Avantages d'utilisation Michigan TTL

Avantages principaux Michigan TTL
Reproductibilité du modèle Administration de mélanges de gaz, de gaz purs et monitorage de la fraction partielle en gaz au sein des compartiments Administration de gaz humidifiés

b) Limites des modèles Michigan Instruments

Les modèles Michigan ont pour caractéristique une compliance linéaire, au cours de l'insufflation, déterminée par la position du ressort métallique latéral. Ce comportement linéaire est non représentatif du comportement réel du système respiratoire (poumon et paroi thoracique), dont la compliance varie, de manière simplifiée, selon le volume intrapulmonaire. Concernant les résistances à l'écoulement, les modèles sont utilisés avec des résistances modifiables, de profil parabolique, c'est-à-dire dépendant du débit d'insufflation. Si ce modèle est sans doute plus représentatif des comportements à l'écoulement chez un patient intubé et probablement des régimes de flux des voies aériennes proximales, il n'y a pas de proposition d'utilisation de résistances linéaires actuellement. Pour la maîtrise du paramètre de résistance, un débit constant doit être utilisé (ventilation en volume contrôlé à débit constant).

Ces modèles ne laissent pas la possibilité d'une modélisation « régionale » des conditions de mécanique ventilatoire, par exemple avec des variations régionales de compliance.

Ils permettent une utilisation avec représentation d'efforts inspiratoires (modélisation d'une ventilation spontanée) soit par utilisation en modèle bi-compartmental du compartiment de gauche comme compartiment conducteur, actionné par un respirateur dédié, soit par genèse

d'un effort via le module dédié (BSM) mais ces efforts sont surtout performants pour mimer l'initiation de l'effort d'un patient, avec une maîtrise plus complexe de l'aspect de l'effort (durée, profil). La phase expiratoire reste passive.

Il est par ailleurs difficile de générer une variabilité cycle-à-cycle ou au cours du temps des efforts, hormis par modification par l'utilisateur des réglages des unités de conduction : respirateur pilote ou BSM.

Ces limites sont résumées au sein du tableau III.

Tableau III Limites d'utilisation Michigan TTL

Limites principales Michigan TTL
Compliance linéaire Résistance parabolique Approximation des efforts-patients Absence de variabilité cycle-à-cycle Pas de variations régionales de compliance du système Pas de partition du système respiratoire entre « compartiment pulmonaire » et « compartiment thoracique »

1.2.2. Modèles à commande numérique : ASL 5000®

L'ASL5000® (Ingmar medical) est un modèle de poumon à commande numérique, avec mise en action d'un piston à l'intérieur d'un cylindre selon un mouvement défini par un algorithme. Ce dernier est fondé sur la résolution de l'équation du mouvement grâce à des paramètres de mécanique respiratoire prédéfinis telle que :

$$P_{TOT} = P_{MUS} + P_{VENT} = \frac{V}{C} + R.Q = P_{ELAST} + P_{RES}$$

D'après cette équation, la pression totale (P_{TOT}) régnant dans le système respiratoire est la somme de la pression imposée par le ventilateur (P_{VENT}) et de la pression générée par le travail respiratoire du patient (P_{MUS}). Elle est également la somme d'une pression élastique (P_{ELAST}) correspondant à la pression à générer pour distendre le poumon à un volume supérieur au

volume d'état d'équilibre ou de capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) qui est égale au quotient du volume instantané (V) sur la compliance du système (C) et d'une pression résistive (P_{RES}) correspondant à la pression à générer pour vaincre les résistances à l'écoulement au sein des voies aériennes, égale au produit des résistances des voies aériennes (R) et du débit de gaz (Q).

Au sein de cette équation, les paramètres C, R, P_{MUS} sont des paramètres réglés/prédéfinis. Le paramètre P_{VENT} est obtenu en temps réel par feedback direct, avec mesure au sein du cylindre. Le paramètre V est actualisé en temps réel, avec une précision de 14 μ L selon les spécificités du constructeur, et le paramètre Q (débit) est calculé à partir des variations de volume au cours du temps. La boucle de rétrocontrôle de pression détermine le mouvement du piston à l'intérieur du cylindre pour résoudre l'équation du mouvement présentée ci-dessus.

L'algorithme exact permettant de modifier le mouvement du piston au sein du cylindre à partir, notamment, des données de pression mesurées dans celui-ci n'est pas rendu accessible.

Tableau IV Caractéristiques mécaniques principales du simulateur ASL5000®

Caractéristiques	ASL5000®
V	2 à 2500 ml \pm 2% ou 20 ml au-delà de 1000 ml
CRF	100 à 1500 ml
Compliance	0,5 à 250 ml/ cmH ₂ O \pm 5%
Résistance	5 à 500 cmH ₂ O/L/sec \pm 10%
Espace mort	200 ml
Poids	10 kg

Résistance des voies aériennes et des compartiments

La résistance des voies aériennes peut être définie selon trois modèles, linéaire avec proportionnalité de la relation pression-débit, parabolique, ou mixte. La relation linéaire est probablement applicable aux bas régimes de pression (laminaire), tandis qu'un modèle parabolique est plus vraisemblable à haut régime de pression (turbulent), comme expliqué précédemment.

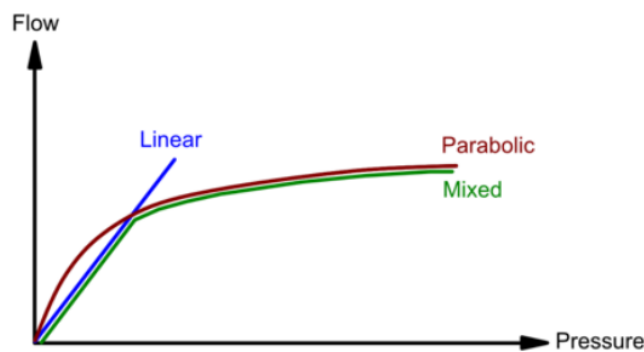


Figure 2 Courbes pression-débit, selon les différents modèles résistifs proposés (linéaire, parabolique, mixte) (issu de User's Manual ASL5000®, SW3.6, Rev.3)

Les résistances au sein des compartiments peuvent être réglées séparément, mais toujours sur un modèle linéaire, correspondant à un régime laminaire des flux.

Il est possible de régler une résistance des voies aériennes en débit expiratoire différente de la résistance des voies aériennes en débit inspiratoire, s'adaptant ainsi à la modélisation de situation obstructive, comme l'asthme ou la BPCO (6).

Compliance du système respiratoire

La compliance réglée du système correspond à la compliance de l'ensemble du système respiratoire (comprenant la paroi thoracique et le poumon). Pour rappel, cette compliance du système respiratoire (C_{rs}) dépend à la fois de la compliance de paroi thoracique (C_{cw}) et du poumon (C_l), avec des contributions variables selon les patients, selon la relation :

$$\frac{1}{C_{rs}} = \frac{1}{C_l} + \frac{1}{C_{cw}}$$

Cette compliance peut être définie comme linéaire ou non. En cas de réglage d'une compliance non linéaire, celle-ci évolue selon une fonction sigmoïde représentant la relation entre pression en abscisse et volume en ordonnée, avec une partie initiale correspondant à une compliance faible, une section médiane avec une relation quasi-linéaire entre pression et volume, puis une section terminale avec compliance faible. L'utilisateur réglerait la compliance nominale, correspondant à la pente de la section médiane, ainsi que les deux points d'inflexion inférieure et supérieure de la sigmoïde.

Il est aussi possible de régler, dans un modèle bicompartimental, des compliances différentes pour les deux compartiments, avec possibilité de modéliser des régions pulmonaires de comportement différent (modélisation de zones collabées/mal aérées et bien ventilées, observées notamment au cours du syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA)) (7,8).

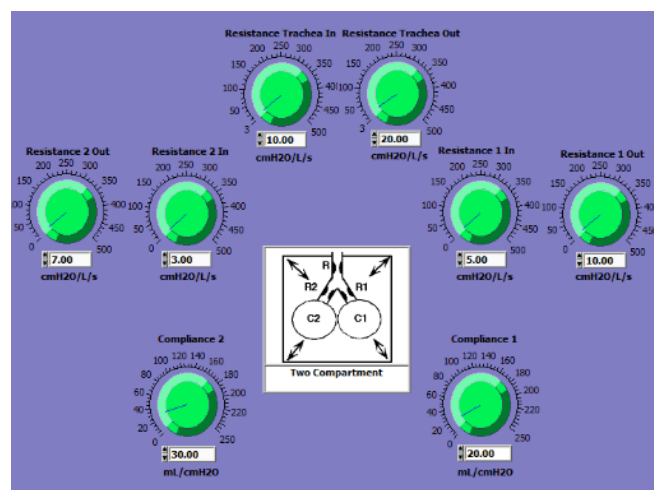


Figure 3 Interface de programmation par l'utilisateur des paramètres de mécanique respiratoire, en modèle bicompartimental (issu de User's Manual ASL5000®, SW3.6, Rev.3)

Les valeurs de compliance sont des compliances de système respiratoire, il n'est pas possible de modéliser la mécanique de la paroi thoracique et de générer des situations avec des compliances de paroi thoracique et des compliances pulmonaires variables.

En cas d'ajout d'un circuit ventilatoire modifiant la compliance et la résistance de l'ensemble du système, il est proposé sur le modèle un algorithme de compensation, d'après l'évaluation

de ces contraintes ajoutées. Cet ajustement n'est pas disponible en cas de paramétrage d'une compliance non linéaire.

Modules accessoires

Le système ASL5000® permet également de disposer d'une cellule de mesure de la fraction en oxygène au sein du compartiment, avec mesures réalisées cycle-par-cycle (module fast oxygen measurement FOM). Il propose également un contrôle de la température du cylindre (module cylinder temperature controller CTC). En cas de nécessité d'étudier un mélange de gaz saturé en eau ou contenant des gaz anesthésiques, il est nécessaire d'ajouter un accessoire annexe (auxiliary gas exchange cylinder AGECE) préservant le fonctionnement de l'ASL5000®.



Figure 4 Module accessoire d'étude de gaz annexes (auxiliary gas exchange cylinder) – issu de User's Manual ASL5000®, SW3.6, Rev.3

Pour l'étude d'interfaces, il est possible d'ajouter un mannequin dédié (RespiPatient) représentant des voies aériennes anatomiques.

Le dispositif peut être associé à un générateur de fuites (module simulator bypass and leak valve module SBLVM) avec trois niveaux de fuites possibles.

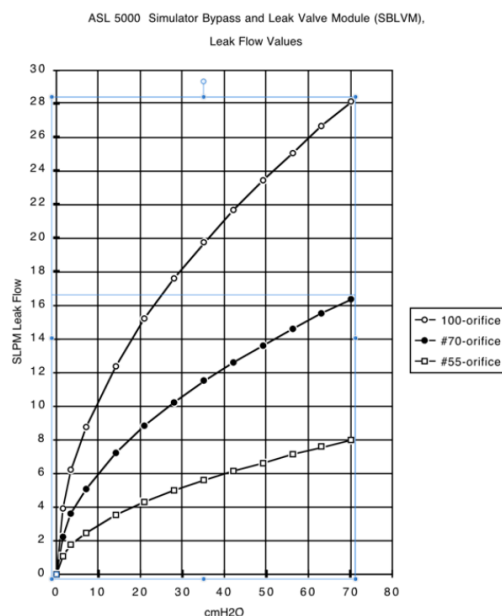


Figure 5 Débits de fuite attendus, via le module de fuites calibrées – issu de User's Manual ASL5000®, SW3.6, Rev.3

Utilisation en mode « spontané »

L'ASL5000® permet, via une modification de l'algorithme régissant la mobilisation du piston, de simuler des efforts « spontanés », c'est-à-dire reproduisant de potentiels efforts respiratoires d'un patient.

Le logiciel de programmation, destiné à l'utilisateur, donne une représentation graphique de l'effort généré, lui permettant d'adapter l'effort modélisé selon l'effort souhaité.

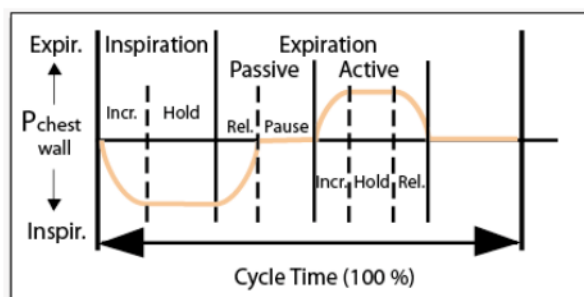


Figure 6 Définition de l'effort respiratoire, selon les réglages proposés dans l'interface utilisateur (issu de User's Manual ASL5000®, SW3.6, Rev.3)

L'effort du patient simulé peut être pré-paramétré au temps inspiratoire mais également expiratoire, avec paramétrage de la pression musculaire maximale générée, du temps

d'augmentation de l'effort, du temps de plateau puis du temps de relâchement de l'effort, avec modélisations possibles d'un nombre quasi-infini de situations.

Il faut noter que ce module de définition de l'effort propose un système « backing-off », basé sur l'inhibition de l'effort respiratoire par les mécanorécepteurs thoraciques, en réponse à la distension thoracique (réflexe d'Hering Breuer). Ce mécanisme d'inhibition sous-entend le fait qu'un effort débuté d'un patient ne va pas engendrer le volume réellement attendu puisqu'au cours de l'inflation thoracique, une boucle de rétrocontrôle va diminuer l'intensité de l'effort en réponse à l'augmentation du volume intrathoracique.

L'effort peut également être généré à partir d'un fichier externe, par exemple d'enregistrement de pression œsophagienne chez un patient réel (fréquence d'acquisition requise de 512 Hz). Enfin, il peut être modifié en suivant un signal analogique qui sera lui-même généré à partir d'une mesure de débit, de pression ou de volume. La pression musculaire générée est alors proportionnelle au voltage enregistré selon un facteur positif ou négatif, choisi par l'utilisateur.

Un autre module de l'interface de programmation propose à l'utilisateur une adaptation en « temps réel » de la pression musculaire générée par l'ASL5000® pour atteindre une cible de volume ou de ventilation-minute fixée au préalable, impliquant une adaptation de l'effort par l'ASL5000® selon le niveau d'assistance apporté par le respirateur.

Représentation des données

L'interface de programmation de l'ASL5000® propose, en temps réel, une représentation des variations de débit à l'entrée du modèle, de pression des voies aériennes (pression mesurée à l'intérieur du cylindre), du volume pulmonaire correspondant au volume contenu dans le cylindre, au cours du temps. Une représentation en courbe débit/volume et pression/volume est également possible. Ces valeurs peuvent être exprimées en conditions de température de pièce ambiante (ambient temperature and pressure, dry conditions (ATPD)), ou en condition

d'air humidifié et réchauffé comme au sein de l'alvéole pulmonaire (body temperature and pressure, saturated conditions (BTPS)) ou dans d'autres conditions de température, pression et fraction inspirée en oxygène, indiquées par l'utilisateur.

Pour les modèles à deux compartiments, seront également calculés la pression trachéale, la pression alvéolaire de chacun des compartiments, le volume de chacun des deux compartiments et le volume calculé total. Ces conditions choisies seront celles utilisées pour générer les données mesurées et calculées de volume, pression, débit en temps réel ou en analyse à posteriori des données.

Evolution du modèle généré

Au cours d'une même simulation, il est possible pour l'utilisateur de modéliser des évolutions du modèle, soit au niveau de la mécanique respiratoire (variations de compliance et résistances), soit au niveau des paramètres ventilatoires du modèle (intensité de l'effort, fréquence respiratoire, volume courant, ...).

Deux techniques sont possibles :

- Par la génération d'une série de « profils spécifiques » dont chacun possède des paramètres de mécanique respiratoire et de ventilation prédéfinis, avec enchainements des profils, successivement, sur un nombre de cycles donné, pour chaque profil
- Par l'utilisation d'une simulation en mode « variation au cours du temps » (time-varying parameters = TVP), dans laquelle chacun des paramètres de mécanique respiratoire peut être modifié, avec possible réglage par l'utilisateur des variations attendues au cours du temps. Ce module permet de programmer l'évolution au cours du temps et est plus simple à appréhender que la création de profils successifs. Il complexifie potentiellement la synchronisation des variations des paramètres, avec majoration du risque d'erreur de codage. Ce mode TVP propose enfin une variation stochastique, dans

laquelle l'utilisateur réglera l'amplitude de variation autour d'une valeur médiane de compliance ou résistance.

a) Avantages

Les principaux avantages associés à l'utilisation du modèle ASL5000® sont résumés dans le tableau V.

Tableau V Avantages d'utilisation ASL5000®

Avantages principaux ASL5000
Reproductibilité du modèle Multiplicité des conditions testées Simulation d'efforts patient, variés Compliance non nécessairement linéaire Modélisation de compartiments avec caractéristiques mécaniques différentes (2)

b) Limites d'utilisation

Le simulateur ASL5000® a pour limite principale un hermétisme du compartiment de travail : celui-ci ne permet pas de visualisation de l'expansion (par analogie au thorax-patient ou par comparaison au modèle Michigan TTL) et ne permet pas la mise en place de capteurs externes au sein du compartiment (mesure de pression, analyse de composition des gaz, ...).

L'algorithme de fonctionnement n'est pas publié par le constructeur, laissant en suspens des interrogations potentielles relatives à certains modes de fonctionnement et conditions de simulation.

Un algorithme avec boucle de rétrocontrôle permet une adaptation de la pression musculaire (effort simulé), selon l'assistance du respirateur, pour assurer le maintien d'un volume et d'une ventilation minute fixe. Si ce mode poursuit l'objectif d'étudier l'effet théorique de l'assistance respiratoire sur l'effort patient, on soulignera l'absence de caractère physiologique de cette boucle de régulation, puisqu'une variabilité de l'effort au cours du temps et cycle-à-cycle n'est

retrouvée. Il n'y a pas non plus de considérations d'autres facteurs modulant l'effort respiratoire. Si ce mode est adapté pour améliorer la compréhension des interactions patient-ventilateurs, il ne devra pas être confondu avec un modèle « parfait ».

Les limites d'utilisation de l'ASL5000® sont présentées dans le tableau VI.

Tableau VI Limites d'utilisation ASL5000®

Limites principales ASL5000
Effort respiratoire non physiologique Absence de prélèvements de gaz au sein du compartiment Analyse d'administration de gaz médicaux difficile (module supplémentaire)

1.2.3. Modèles « artisanaux »

Des modèles de poumon artificiel conçus spécifiquement pour le besoin de l'étude, et non commercialisés en série, ont été parfois développés et utilisés dans le cadre de la recherche en ventilation mécanique. Nous les appellerons modèles « artisanaux ».

Il est possible de distinguer, d'une part, des modèles artisanaux avec possibilité d'une reproductibilité à l'identique du modèle à partir de certaines de ses caractéristiques et, d'autre part, des modèles artisanaux créés sur mesure et difficiles à reproduire en série.

Les premiers sont, par exemple, les modèles de « bouteille en verre » reposant sur un principe de compression adiabatique des gaz à l'intérieur d'un volume constant. La contrainte mécanique que l'utilisateur cherche à fixer est alors la compliance, linéaire et déterminée par le volume de bouteille. La connaissance du volume de bouteille utilisée permet de reproduire le modèle (résistances exclues) (9,10).

Les deuxièmes sont de conception souvent autodidacte, avec adaptation spécifique de certains éléments du banc pour répondre à un objectif de la recherche (11,12).

Parmi les justifications relatives à leur conception figurent essentiellement des besoins de représenter une situation spécifique (par exemple l'élastance thoracique, la fermeture complète des voies aériennes supérieures, ... (11)), de réaliser des mesures spécifiques (par exemple la mesure d'une capacité résiduelle fonctionnelle, la mesure d'une pression pleurale (12)) ou encore de réaliser des monitorages spécifiques (par exemple de pression œsophagienne (12)).

Le modèle décrit par Chase et coll., en 2006, propose de représenter l'hétérogénéité potentielle de mécanique respiratoire au sein du poumon par l'utilisation de plusieurs compartiments en dérivation, chacun disposant d'une résistance et d'une compliance propre (13). L'objectif de ce modèle est de permettre une meilleure modélisation des effets de la ventilation mécanique sur des zones de poumons avec des propriétés intrinsèques parfois différentes (par exemple : zones non ventilées/mal ventilées versus zones déjà bien ventilées à risque de surdistension par l'adjonction de pression expiratoire positive (PEP)).

Plus complexe, le modèle décrit par Pasteka et coll. en 2019, xPULM, est un poumon test électromécanique comportant un compartiment pulmonaire constitué d'un ballon élastique en polymère et d'un compartiment thoracique constitué d'une boîte hermétique en polyméthacrylate d'un volume de 61 litres (14).

La relation entre pressions intrathoraciques, volume intrathoracique est modélisée par utilisation de la loi de Boyle Mariotte des gaz parfaits ($PV = nRT$) régissant l'évolution du volume et de la pression au sein du compartiment intrathoracique et à partir d'une modélisation du comportement et de la déformation du ballon pulmonaire selon des paramètres de volume, de compliance, d'amortissement et de fréquence de vibration.

Cette modélisation est issue de principes de physique des matériaux qui sont dépendants, pour la fréquence de vibration, du matériau étudié, de la rigidité et de la géométrie de la structure.

L'amortissement correspond à une dissipation d'une partie de l'énergie de vibration au sein du matériau.

Le ballon élastique modélisant le poumon peut être un modèle simplifié : ballon monocompartimental en polymère, tel que décrit en début de présentation de ce modèle, ou complexe : insertion de poumons de porc par exemple.

La modélisation d'efforts de patient est créée au moyen d'une pompe avec création d'une pression thoracique négative, jusqu'à -30 hPA, via un socle mobile au sein du compartiment thoracique, relié à un soufflet avec contrôle du mouvement par Servomoteur.

Des systèmes de mesure de pression, de débit, de température et d'humidité sont intégrés au xPULM, permettant une analyse en temps réel des données. Le logiciel système permet une gestion par l'utilisateur des paramètres de fréquence, volume courant, pression négative générée et profil d'effort, transposés en mouvement du soufflet basithoracique qui est assimilé au diaphragme. Le logiciel LabVIEW permet une analyse des données générées.

2. Modèles physiologiques

2.1. Modèles animaux

De nombreux modèles animaux ont été développés, que ce soit pour la compréhension physiopathologique des atteintes pulmonaires (15), pour l'étude des interactions patient-ventilateur, pour le développement de dispositifs, ... Ces modèles se distinguent par le spécimen animal choisi, par le mode de réalisation du modèle et par le type d'atteinte reproduite.

A titre d'exemple, le SDRA est un des syndromes les plus représentés par modèles animaux, utilisant notamment des modèles canins, murins (15,16) ou porcins (17).

Pour créer ces modèles, de nombreuses techniques ont été développées (18,19), avec exposition in vivo à des agressions directes (hyperoxie prolongée, lavages au chlorure de

sodium, inhalation d'endotoxines, inhalation de chlore, de kérosène, d'acide chlorhydrique, de bléomycine, hyperventilation prolongée, ...) ou indirectes (ligature-perforation caecale, injection intraveineuse d'endotoxines, injections intrapéritonéales d'ANTU, d'endotoxines, ...). Chacun des choix influence la représentativité du modèle de la situation clinique devant être reproduite et donc la transposition des résultats chez l'Homme (18,19). La technique de développement du modèle influencera de manière étroite le type d'atteinte pulmonaire (infiltrat cellulaire, déplétion en surfactant, fibrose, ...), son évolution au cours du temps, l'altération de la mécanique ventilatoire et le retentissement hémodynamique éventuel (20).

Le modèle animal choisit peut partager certaines caractéristiques anatomiques, histologiques et physiopathologiques avec l'Homme, mais peut aussi présenter des discordances importantes. Ainsi, si le modèle porcin reste un bon modèle du poumon humain, avec des dimensions, une arborescence bronchique et une structure histologique partageant de nombreuses similitudes, les échanges gazeux et l'équilibre alvéolaire sont différents, du fait de connexions entre acini et alvéoles et une matrice extracellulaire et un interstitium distincts (21).

Les atouts de ces modèles animaux sont la possibilité de reproduire des caractéristiques histologiques d'atteintes pulmonaires et la possibilité de réalisation des protocoles dédiés à une meilleure compréhension de la physiopathologie de certaines atteintes ou de comprendre les impacts de la ventilation mécanique (15,17,22).

2.2. Modèles cadavériques

Modélisation parfaite de l'anatomie du système respiratoire humain, l'utilisation de modèles cadavériques peut être une alternative aux modèles animaux.

Le modèle cadavérique le plus utilisé en recherche en ventilation artificielle est le modèle cadavérique avec embaumement par méthode Thiel (23). Décrit par Walter Thiel en 1992 (24), cette méthode d'embaumement permet une conservation de la souplesse des tissus et

limite la prolifération bactérienne et la vitesse d'autolyse des tissus. L'étude sur modèle cadavérique est donc possible pendant plusieurs jours avec réalisme des architectures et résistances tissulaires, recherché dans le domaine chirurgical, en simulation et en médecine intensive (23).

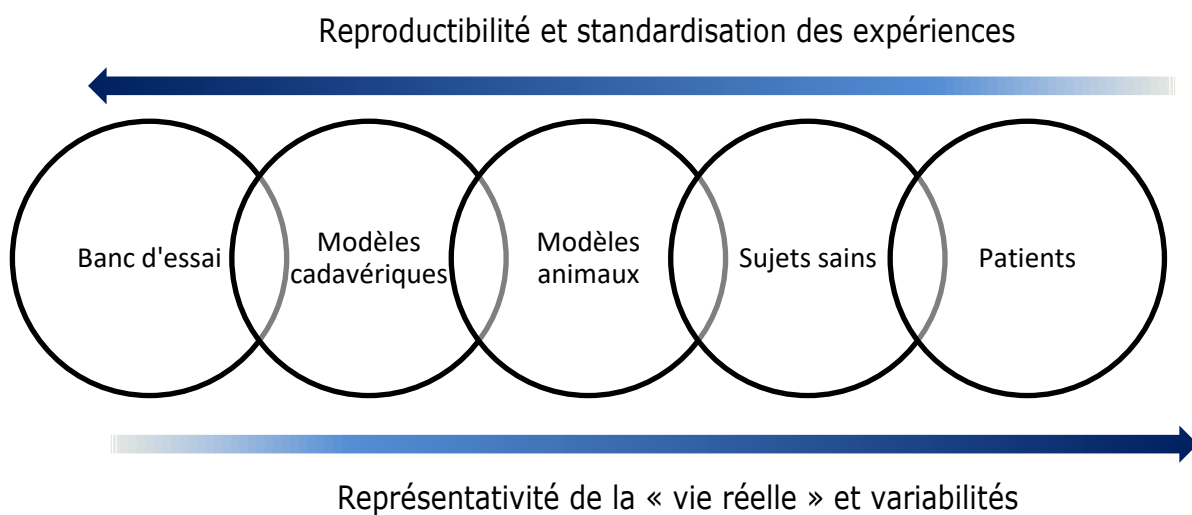
Ces modèles ont notamment été utilisés en recherche en ventilation artificielle en physiologie, pour une meilleure compréhension des concepts de partition du système respiratoire (25), des variations régionales de pressions transpulmonaires appliquées au poumon lors de la ventilation mécanique (25), des enjeux de la ventilation au cours de l'arrêt cardio-respiratoire (26–28) et ont permis une précision des possibilités de monitoring au cours de la ventilation mécanique (25,29).

Les avantages indiscutables de ces modèles sont leur représentativité de poumons humains in vivo, avec identité histologique, structurelle, et à la suite du conditionnement d'embaumement, leur modélisation d'un modèle de SDRA réaliste. A cela s'ajoute une possibilité de monitoring extensif et invasif (avec possibilité, par exemple, de mise en place de plusieurs cathéters au sein de l'espace pleural), la sécurité des expériences menées et la multiplicité des tests réalisés.

Leurs limites sont l'absence de possibilité de représentation d'efforts spontanés, l'absence d'étude possible des échanges gazeux au niveau de la barrière alvéolo-capillaire et l'absence de possibilité d'étude en modèle intégré respiratoire-hémodynamique. Les contraintes à leur utilisation sont les nécessités de rationalisation des expériences menées, les moyens mis en œuvre (embaumement, conservation des corps, disponibilité de locaux, formation du personnel de laboratoire, ...) et le faible nombre de laboratoire à travers le monde réalisant ce type d'embaumement. Nous soulignerons à ce titre l'important travail réalisé par le laboratoire du département d'anatomie de l'université du Québec de Trois-Rivières, ayant rendu possible

de nombreux travaux de recherche en ventilation au cours du SDRA et de la ventilation au cours de l'arrêt cardio-respiratoire.

En synthèse des différents modèles détaillés précédemment, plusieurs modèles en ventilation mécanique ont été développés pour les avancées de la recherche en ventilation. Si les plus utilisés, pour leur accessibilité, sont les modèles de banc d'essai, le choix du modèle doit également considérer un équilibre entre accessibilité du modèle et représentation des conditions réellement observées au lit du malade.



PREMIERE PARTIE – ANALYSE DE LA LITTERATURE

La première partie de ce travail a consisté en une analyse de la littérature de type *scoping review*.

1. Méthodologie

1.1. Objectifs de l'analyse

Cette *scoping revue* a pour objectifs de décrire les principaux bancs d'essai utilisés dans le domaine de la ventilation mécanique, de préciser leurs conditions de mise en œuvre, leurs avantages et leurs limites.

1.2. Définition de la recherche sur base de données

L'analyse de la littérature a été réalisée à partir de la base de recherche Pubmed en utilisant les termes de recherche et connecteurs suivants : « Respiration, Artificiel » AND « bench » AND « intensive care » et « Respiration, Artificiel » AND « lung model » AND « intensive care », avec pour date d'interrogation de la base de données le 25/11/2024. Le terme « Respiration, Artificiel » a été utilisé en tant que mot-clef du thésaurus Mesh.

La base de recherche Pubmed a été la seule base de données interrogée pour cette analyse de la littérature. Tous les articles indexés dans la base antérieurement à la date d'interrogation de la base de données pouvaient être inclus dans l'analyse.

1.3. Critères de sélection des articles

Les résumés de l'ensemble des articles répertoriés à partir des termes de recherche mentionnés précédemment ont été lus, à la condition d'être accessibles en langue anglaise ou française. Les articles dont les résumés présentaient des études originales avec utilisation d'un banc d'essai, dans le champ de la ventilation artificielle invasive ou non invasive, adulte ou pédiatrique ont été sélectionnés. Ceux-ci ont ensuite été lus dans leur intégralité. Les articles

non disponibles en langue anglaise ou française étaient exclus de l'analyse, de même que les articles dont l'accès n'a pas pu être obtenu.

1.4. Extraction des données

Les données concernant la description du banc d'essai mis en œuvre (dispositif de poumon test utilisé, monitoring réalisé au sein du banc, condition d'utilisation, utilisation avec reproduction d'un effort respiratoire) ont été extraites par lecture intégrale des articles, avec analyse de l'objectif de l'étude (étude de physiologie, développement industriel/évaluation de dispositif médical ou interface, simulation/pédagogie) et avec description des avantages et des limites soulevés par l'utilisation du banc d'essai mis en œuvre.

Les données ont été colligées au sein d'un tableau de données préétabli, informatisé.

Les données ont été recueillies par un investigateur unique.

Il n'était pas prévu de stratégie de récupération des données manquantes éventuelles. Les données manquantes ont été recherchées au sein des données supplémentaires associées aux articles, si disponibles.

1.5. Analyse des données

A partir de ce recueil, une analyse descriptive a été réalisée, concernant l'utilisation des bancs d'essai ainsi que les avantages et principales limites induites par leur utilisation.

Une analyse interprétative a été ensuite réalisée, ayant pour objectif d'évaluer les avantages et limites globaux relevés lors des utilisations de bancs d'essai.

2. Résultats

2.1. Sélection des articles

A partir de la base Pubmed et selon les mots-clefs sélectionnés, 172 articles ont été répertoriés.

A l'issue de la lecture des résumés, 117 articles ont été analysés.

Parmi les 117 articles analysés, neuf ont été exclus de l'analyse finale en raison d'une absence d'utilisation de banc d'essai intégrant un poumon-test, quatre en raison d'une non-accessibilité du texte intégral et un en raison d'une erreur lors du screening (article de revue).

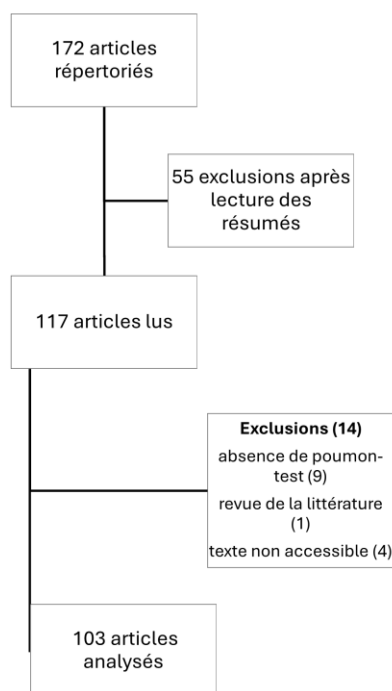


Figure 7 - Diagramme de flux du processus de sélection des articles

2.2. Modèles utilisés

Les deux modèles les plus utilisés étaient les poumons tests de Michigan Instruments (35 articles (34%)) et le modèle ASL5000® (31 articles (30%)).

Des poumons passifs (poumons tests de constructeurs) étaient utilisés dans 24 (23%) autres études. Deux (2%) articles présentaient l'utilisation de bouteilles en verre ou plexiglass (10,30) dont le volume déterminait la compliance du « poumon » par phénomène de compression adiabatique des gaz internes. Trois (3%) articles présentaient des modèles artisanaux, créés pour l'étude « sur mesure » (11,26,31) ; quatre (4%) articles présentaient des modèles de poumon permettant de simuler une activité respiratoire spontanée, par mouvement d'un piston ou déploiement d'un soufflet, par contrôle analogique différent du modèle ASL5000® (32–35).

2.3. Objectifs de l'utilisation du modèle

Vingt articles (19%) avaient pour objectif une étude de physiologie respiratoire (modification du travail respiratoire (Work of Breathing ou WOB), modification d'espace mort par la ventilation / les procédures d'aspirations intratrachéales par exemple) ; un article (1%) avait pour objectif une validation de condition de simulation en vue d'utilisation en simulation ; 82 articles (77%) avaient pour objectif une étude de principe de fonctionnement ou une étude des performances de dispositifs médicaux (interfaces, respirateurs, valves de pression PEP, ...) utilisés en ventilation mécanique invasive ou non invasive.

2.4. Avantages et limites identifiés dans la littérature

2.4.1. Avantages

L'objectif principal retrouvé à travers l'analyse des articles justifiant la mise en œuvre de bancs d'essai était la nécessité de garantir une reproductibilité des expériences et une standardisation des conditions explorées, permettant par exemple la comparaison de dispositifs entre eux, en conditions similaires. Ces aspects sont utilisés notamment dans le domaine de l'industrie, permettant une validation préclinique de nouveaux dispositifs, une comparaison de différents ventilateurs entre eux sur des critères de performance ou encore une comparaison de différentes interfaces en ventilation non invasive (36–41).

Le second atout de l'utilisation de bancs d'essai était la possibilité de réaliser de multiples tests, par exemple en évaluant de multiples conditions de paramètres de ventilation, à mécanique respiratoire fixée, ou à l'inverse en évaluant des paramètres de ventilation prédéfinis, selon différents paramètres de mécanique ventilatoire (33,37–39,42,43).

Le troisième avantage des bancs d'essai décrit dans les articles étudiés était la sécurité de tests et d'analyses, en comparaison à la mise en œuvre d'expérimentations animales ou d'études cliniques sur sujets sains ou sur patients (44–48).

Le quatrième intérêt rapporté était la possibilité de monitoring de paramètres non accessibles en étude in vivo animales ou sur l'homme, par exemple la concentration de mélange de gaz au sein du poumon (42).

2.4.2. Limites

La principale limite à l'utilisation de bancs d'essai décrite dans les articles analysés était inhérente aux difficultés d'extrapolation des données chez l'homme, en raison des inexactitudes du modèle.

Ces difficultés sont notamment liées aux enjeux de modélisation d'efforts du patient fiables, persistant malgré le développement et l'utilisation de poumons à contrôle numérique qui permettent à l'utilisateur de générer des pressions négatives au sein des compartiments donc de reproduire des efforts musculaires du patient, avec contrôle de l'aspect de l'effort (durée, intensité, évolution) (32–35,49,50). Une des autres difficultés est celle de la représentation d'une variabilité des efforts-patient, notamment cycle-à-cycle (35,51–55).

De même, il est difficile de représenter et anticiper les modifications potentielles du comportement / de l'effort du patient en réponse à l'assistance respiratoire apportée, en l'absence de représentabilité d'un rétrocontrôle neural du fait de l'apport d'une assistance respiratoire (35,53,56,57).

Les modèles étudiés étaient des représentations simplifiées pour une étude du système respiratoire seul. S'ils n'intègrent pas les afférences et efférences neurologiques, dont le rétrocontrôle neural déjà évoqué, ils n'intègrent pas non plus les liens et retentissements sur le système cardiovasculaire par exemple (26,58). Ils n'intègrent pas non plus les retentissements de modifications des sécrétions endotrachéales ou de leur accumulation (59) et des échanges gazeux (60,61).

Les autres limites liées à l'utilisation de bancs d'essai étaient des limites techniques d'utilisation, notamment métrologiques. La ventilation artificielle chez l'homme aboutit à

l'arrivée de gaz (air, air enrichi en oxygène, gaz anesthésiques, ...) au sein de l'alvéole, à une température proche de 37°C et humidifiés (enrichis en vapeur d'eau). A pression égale par ailleurs, le volume des gaz au sein de l'alvéole est donc supérieur au volume occupé par les gaz en condition de température et d'humidité de la pièce (55,62,63). Que ce soit pour l'évaluation des volumes réellement administrés ou pour le développement de procédures d'évaluation des performances de dispositifs, une réflexion sur la différence de comportement des gaz sur banc et in vivo doit être menée, associée à une anticipation des différences attendues, soit par utilisation d'un réchauffeur et humidificateur intégré dans le système de banc, soit par estimation des modifications des gaz par modèle mathématique.

Le tableau VII présente les avantages et limites associés à l'utilisation de bancs d'essai répertoriés à l'issue de l'analyse de la littérature.

Tableau VII Synthèse des avantages et limites liés à l'utilisation de bancs d'essai

Avantages	Limites
Reproductibilité	Transposition des observations chez l'Homme
Standardisation	Absence de variabilité
Multiplicité des tests	Absence de boucles de rétrocontrôle
Augmentation des possibilités de mesures	Absence de système intégré
Sécurité des expériences	Absence d'étude des échanges gazeux
	Modification des gaz en milieu biologique

3. Discussion : avantages et limites de l'analyse

Plusieurs limites méthodologiques de cette *scoping review* ont été identifiées : la définition restreinte des mots-clefs déterminant la sélection des résumés, l'interrogation d'une unique base de recherche et l'absence d'interrogation de la littérature grise.

L'analyse comporte un biais de recueil avec présence de données manquantes, sans stratégie définie pour les réduire et sans analyse de l'impact de ces données manquantes sur l'analyse.

L'analyse de la littérature a été réalisée par un unique évaluateur, avec risque de biais de sélection et risque de biais d'évaluation.

Les objectifs initiaux de cette analyse ont été cependant atteints, avec cartographie de l'utilisation des bancs d'essai au sein de la recherche en ventilation mécanique. Peu d'articles initialement évalués ont par ailleurs été retirés de l'étude en cours d'analyse.

DEUXIEME PARTIE – ETUDE EXPERIMENTALE : COMPARAISON DE DEUX TYPES DE BANC D'ESSAI

Le Michigan training test lung (TTL) et l'ASL5000® sont les deux modèles les plus utilisés en recherche en ventilation mécanique ou en développement industriel.

Il n'existe actuellement pas d'étude comparant les capacités de ces deux modèles de bancs d'essai pour évaluer des respirateurs de ventilation mécanique. La reproductibilité des données observées avec l'un des deux modèles, par le second modèle n'a donc jamais été évaluée.

L'objectif principal de cette étude est de comparer les résultats obtenus par les deux bancs habituellement utilisés : Michigan TTL et ASL5000®, pour l'évaluation de respirateurs de ventilation mécanique.

1. Méthodologie

Conception de la recherche

Les deux bancs d'essai Michigan TTL et ASL5000® ont été évalués en conditions similaires, au cours de l'évaluation des performances techniques de respirateurs artificiels de réanimation.

A partir de l'analyse de la littérature présentée en première partie, trois études, ayant pour objectif une analyse des performances de respirateurs de ventilation mécanique et conduites sur banc d'essai, ont été sélectionnées. Les critères de sélection de ces études étaient

l'utilisation soit d'un banc Michigan TTL, soit ASL5000® ; l'analyse de performances des respirateurs ; l'analyse de paramètres de ventilation pertinents cliniquement.

Après sélection de ces trois études, les principales expérimentations ont été répétées, en utilisant les bancs Michigan TTL et ASL5000® pour comparer les résultats obtenus avec ces deux modèles.

Paramètres évalués de performance du respirateur

Les paramètres évalués étaient :

- 1/** la mesure du volume courant délivré (V_t) en mode ventilation assistée contrôlée en contrôle volumétrique (VAC),
- 2/** la performance de pressurisation : pression haute et pressure-time-product à 300 ms (PTP300) en mode ventilation spontanée avec aide inspiratoire (VS-AI),
- 3/** l'évaluation du trigger inspiratoire (délai de trigger ou délai entre début de l'effort simulé et début de pressurisation par le respirateur) en mode VS-AI et
- 4/** la mesure de la pression d'occlusion à 100 ms ($P_{0.1}$), correspondant à la pression négative générée au début de l'effort inspiratoire, contre une occlusion en mode VS-AI.

Etudes sélectionnées

Les études sélectionnées étaient celles de Lyazidi et coll. (38), Thille et coll. (37) et Telias et coll. (49).

L'étude de Lyazidi et coll., publiée en 2010, évaluait l'adéquation du volume courant délivré par des respirateurs de réanimation au volume courant réglé sur le respirateur, au cours d'une ventilation en mode VAC sur banc-test Michigan TTL. L'objectif était de comparer les respirateurs de réanimation.

L'étude de Thille et coll., publiée en 2009, évaluait de la même manière plusieurs respirateurs de réanimation de différentes générations sur leurs capacités de pressurisation : délai de trigger, pression haute, en mode VS-AI sur banc-test Michigan TTL.

Enfin, l'étude de Tellias et coll., publiée en 2019, évaluait, pour une partie de l'étude, l'adéquation entre P0.1 affichée par le respirateur et P0.1 mesurée par méthode de référence, c'est-à-dire par enregistrement des variations de pression au niveau de la pièce en Y lors des manœuvres d'occlusion télé-expiratoire, sur banc-test ASL5000®.

Ces trois articles ont en commun une méthodologie décrite de manière détaillée, un objectif commun de comparaison de plusieurs respirateurs de réanimation entre eux et l'utilisation d'un seul des deux modèles étudiés dans le cadre de ce travail.

Respirateurs testés

Trois respirateurs de ventilation mécanique de réanimation ont été utilisés : Evita V800 (Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), Carescape R860 (GE Healthcare, Chicago, Illinois, Etats-Unis), Monnal TEO (Air liquide medical systems, Antony, France).

Ces trois respirateurs ont été choisis pour leur disponibilité dans le service de médecine intensive et réanimation du CHU d'Angers. Ils présentent l'avantage d'être de constructeurs différents et d'avoir des modes de fonctionnement différents (par exemple, deux sont entièrement alimentés par gaz muraux, un fonctionne par pressurisation d'air au moyen d'une turbine).

Banc d'essai

L'évaluation du volume courant a été réalisée sur un modèle passif, c'est à dire sans effort respiratoire du banc. L'évaluation des performances de pressurisation, de trigger et d'évaluation de P0.1 ont été réalisées à trois niveaux d'effort inspiratoire, définis via la mesure de la P0.1, choisie à 2 (effort faible), 6 (effort modéré) et 13 cmH₂O (effort important). Le détail des procédures expérimentales est donné en annexe 2.

Pour chaque condition testée, les mesures étaient réalisées sur trois cycles successifs après stabilisation du système. La moyenne des mesures était ensuite calculée.

Chaque paramètre testé a été évalué sur Michigan TTL et sur ASL5000®, en condition similaire d'hygrométrie et de température ambiante. Les tests étaient répétés avec les trois respirateurs de ventilation mécanique, successivement.

Le débit et la pression à l'entrée des voies aériennes étaient enregistrés en continu via un pneumotachomètre (HansRudolph inc, Cole Parkway Shawnee, Kansas, Etats-Unis) et un capteur de pression à la pièce en Y, avec acquisition et analyse des données via un système Biopac et le logiciel Acqknowledge® (Biopac systems inc, Goleta, Californie, Etats-Unis) (figure 8). Les mesures étaient réalisées à température ambiante, sans réchauffement et humidification des gaz (conditions « ambient temperature and pressure » (ATPD)).

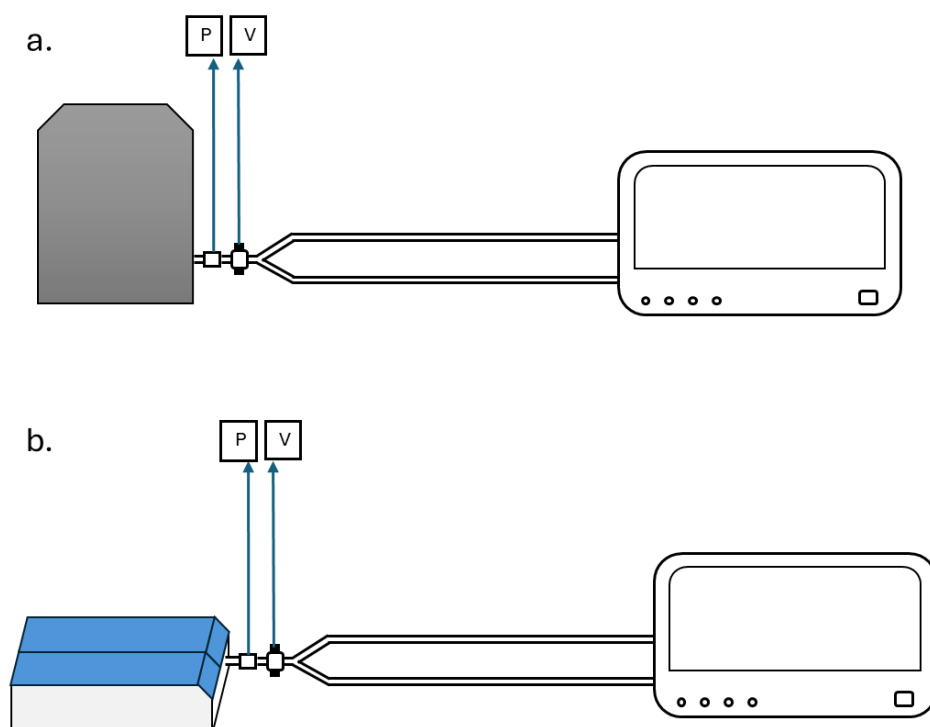


Figure 8 Schéma de mise en place des bancs d'essai

a. ASL5000® b. Michigan TTL - P : monitoring de pression à la pièce en Y ; V : monitoring de débit instantané à la pièce en Y

Pour les tests évaluant des modes VS-AI, trois efforts ont été modélisés par les deux bancs d'essai en amont de la réalisation des tests, pour représenter des pressions d'occlusion

mesurées à 100 ms à la pièce en Y de 2 cmH₂O, 6 cmH₂O et 13 cmH₂O en valeur absolue (figure 9).

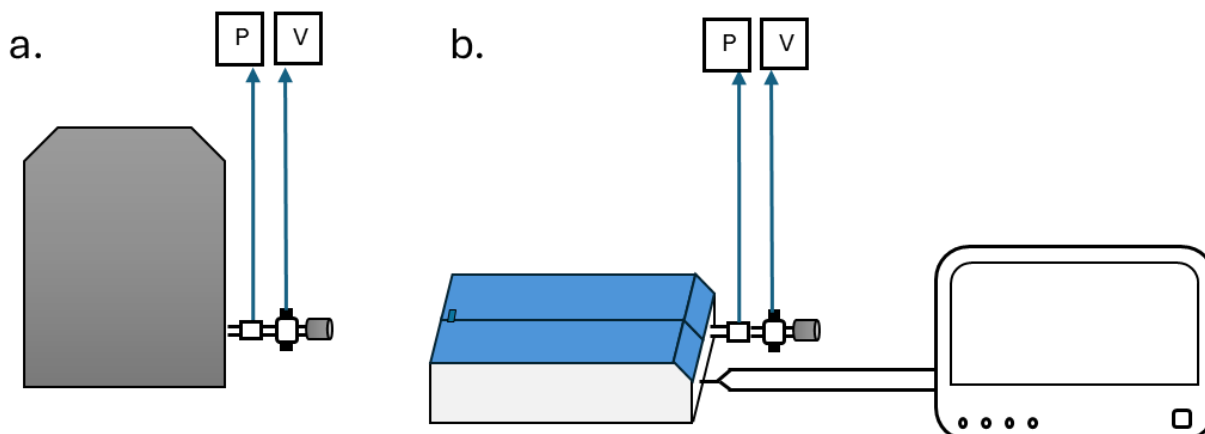


Figure 9 Méthode de mesure des P0.1 générées par les bancs d'essai ASL5000® et Michigan TTL

a. ASL 5000® ou b. Michigan TTL - Présence d'un bouchon en sortie du modèle pulmonaire permettant une mesure de la pression (négative) générée par l'effort modélisé. Pour le modèle Michigan TTL l'effort est généré au moyen d'un respirateur annexe, permettant l'expansion du compartiment de commande.

Les efforts étaient générés au moyen d'un second respirateur pour le Michigan TTL (Evita XL, Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), configuré en mode VAC. Les efforts étaient générés directement par la modification des configurations-utilisateurs par une augmentation de la pression musculaire, au cours d'efforts linéaires, pour l'ASL5000® (annexe 3).

Il était retrouvé un bon agrément à la cible (2, 6 et 13 cmH₂O) des mesures de P0.1 évaluées avec une occlusion en sortie du modèle au cours des efforts générés par les deux modèles pulmonaires (figure 9) (différence médiane de 0.3 cmH₂O pour l'ASL5000® entre P0.1 cible et P0.1 mesurée ; différence médiane de -0.19 cmH₂O pour le Michigan TTL entre P0.1 cible et P0.1 mesurée).

La première phase de tests a consisté en une évaluation de la mesure du volume courant délivré par les respirateurs en fonctionnement avec chacun des deux bancs d'essai évalués. Chacun des respirateurs était configuré en mode VAC, avec débit carré à 60 L/min, avec un

volume courant de consigne de 300, 500 puis 800 ml. La mesure du volume courant a été réalisée au niveau de la pièce en Y par intégrale en fonction du temps du débit inspiratoire pendant la phase d'insufflation, puis comparée au volume courant cible. Le volume courant cible était paramétré sur le respirateur avec un réglage par défaut de la correction des volumes en considérant des conditions de température corporelle à 37°C et d'humidification des gaz inspirés (conditions « body temperature and pressure saturated » (BTPS)) avec une différence attendue entre le volume mesuré en condition ATPD et le volume cible en condition BTPS. En considérant une différence similaire quels que soient le respirateur et le banc évalué, il n'a pas été effectué de correction mathématique des volumes mesurés.

La deuxième phase de tests a consisté en une évaluation des capacités de pressurisation, de la mesure des délais de trigger inspiratoire et de la mesure de P0.1 des respirateurs en fonctionnement avec chacun des bancs évalués.

L'ensemble des tests ont été réalisés en conditions similaires de fonctionnement, avec des respirateurs réglés en mode VS-AI et utilisés avec le même circuit de ventilation, sur les deux modèles de banc.

Plusieurs conditions de compliance et résistance de poumon test ont été évaluées lors des études des capacités de pressurisation et des mesures de délais de trigger inspiratoire, avec plusieurs configurations de ventilation définies par modification du couple PEP/AI pour l'obtention de pressions hautes cibles de 5, 15 et 25 cmH₂O résultant des différents couples choisis, sans modification de la pente de pressurisation ni du cyclage (annexe 2).

La capacité de pressurisation, à travers le PTP300, a été évaluée via le %PTP300 correspondant au ratio de PTP300 idéal atteint par le respirateur. Plus le %PTP300 tend vers la valeur 1, plus la capacité de pressurisation est importante (représentation de la rapidité à atteindre la cible de pression haute).

La mesure de P0.1 a été évaluée pour un unique couple de compliance/résistance, dont les valeurs étaient respectivement à 60 ml/cmH₂O et 5 cmH₂O/L/sec.

Critère de jugement principal et méthode statistique

Le critère de jugement principal était la différence entre les résultats obtenus sur Michigan TTL et sur ASL5000®, pour chacun des paramètres évalués (volume courant, PTP300, pression haute, délai de trigger inspiratoire, mesure de P0.1). Un test de Student pour données appariées a été utilisé pour comparer ces paramètres mesurés sur Michigan TTL et sur ASL5000® avec un risque alpha établi à 5%. La corrélation entre les mesures est évaluée par mesure du coefficient de détermination R². Les tests statistiques ont été réalisés via le logiciel R Studio (R version 4.4.3).

Représentation des données

L'évaluation portant sur les bancs d'essai et non sur les respirateurs utilisés dans le cadre de l'étude, ceux-ci seront nommés R1, R2 et R3, correspondant respectivement à l'Evita V800, au Carecape R860 et au Monnal TEO.

2. Résultats

2.1. Évaluation du volume courant

L'évaluation des volumes délivrés par les respirateurs, en comparaison aux volumes réglés, montre une bonne homogénéité des volumes indépendamment de la méthode de banc utilisée, avec une très bonne corrélation entre les valeurs mesurées via ASL5000® et les valeurs mesurées via Michigan TTL (figure 10).

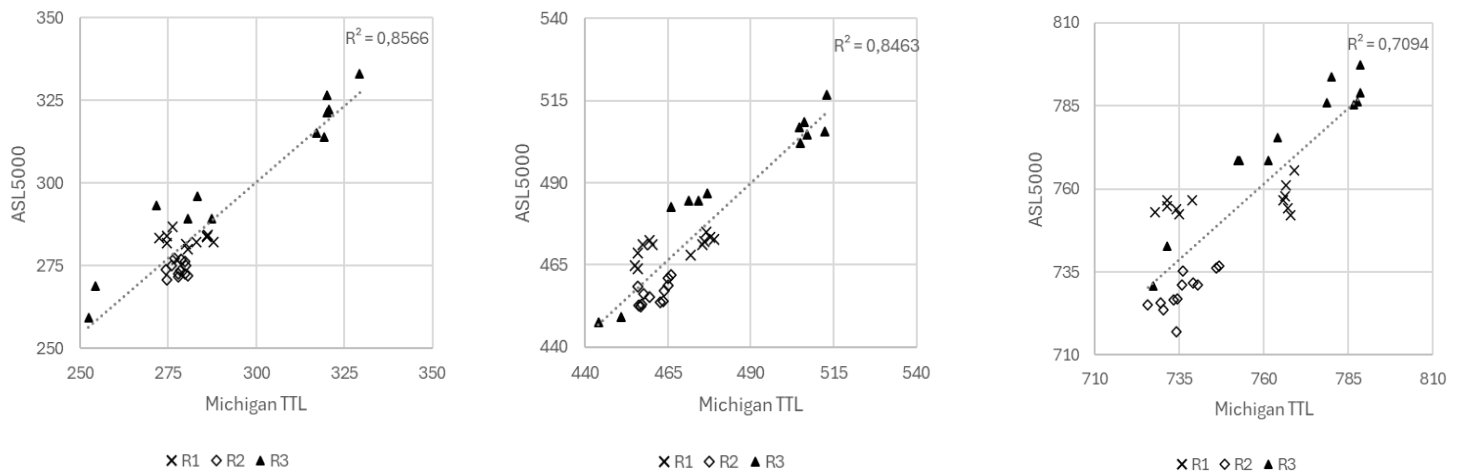


Figure 10 Corrélation des volumes délivrés par les respirateurs testés (R1 R2 R3) selon le banc d'essai (ALS5000® ou Michigan TTL)

De gauche à droite : volume cible de 300 ml, 500 ml, 800 ml.

Il n'est pas retrouvé de différence significative entre volumes délivrés selon le modèle de banc utilisé (ALS5000® ou par Michigan TTL) (différence moyenne = -1,6019, IC_{95%} [-3,3463 ; 0,1426] ; $p = 0,07$).

2.2. Évaluation des capacités de trigger

Il n'est pas retrouvé de différences statistiquement significatives entre les délais de trigger, évalués par les deux bancs d'essai en test, pour des résistances des voies aériennes faibles, quelle que soit la compliance testée ($d = 1,29$, IC_{95%} [-1,71 ; 4,30] ; $p = 0,39$) (figure 12). Lorsqu'on augmente la résistance du modèle de banc (majoration à 20 cmH₂O/L/sec), le modèle de banc Michigan TTL évalue des délais de trigger plus courts que l'ALS5000® (différence moyenne = 34,56, IC_{95%} [23,05 ; 46,07] ; $p \approx 6,10^{-7}$) (figure 11, figure 12).

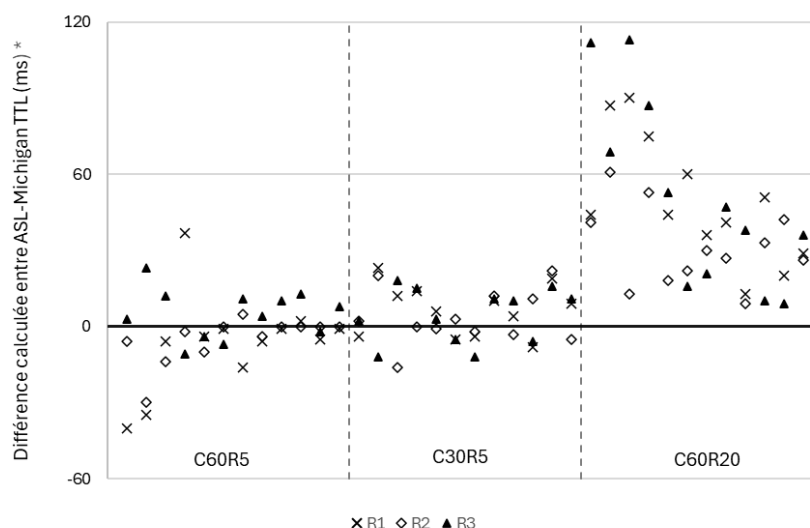


Figure 11 Différence de délai de trigger entre ASL5000® et Michigan TTL, pour chacun des respirateurs et des conditions testés

* Une différence positive indique un délai de trigger mesuré par Michigan TTL plus court
Chaque point représente la différence entre les délais de trigger mesurés en fonctionnement avec l'ASL5000® et le Michigan TTL, pour une condition de ventilation (couple PEP/AI, effort respiratoire, soit 12 conditions différentes par respirateur évaluées pour une même condition de mécanique respiratoire du poumon test). Pour chacune des 3 conditions de mécanique respiratoire (C60R5, C30R5 C60R20), les 12 conditions évaluées sont réalisées et représentées dans le même ordre.

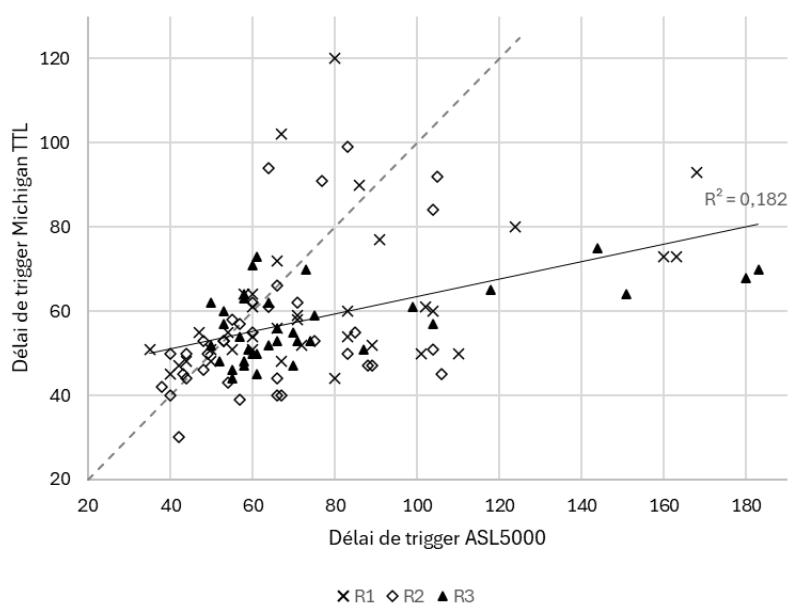


Figure 12 Corrélation entre les délais de trigger évalués par Michigan TTL et ASL5000®. La ligne pointillée correspond à la courbe $y=x$. L'équation de droite de corrélation est $y = 0,207x + 42,885$.

2.3. Évaluation des capacités de pressurisation.

Les valeurs mesurées par ASL5000® et Michigan TTL sont bien corrélées, pour chacun des respirateurs (figure 13). Il n'est pas retrouvé de différence significative entre les valeurs mesurées par ASL5000® et Michigan TTL pour les respirateurs 1 et 2 (V800 et Carescape R860) (respectivement, différence moyenne = -0,3564, IC_{95%} [-1,1122 ; 0,3994] ; p = 0,34 et différence moyenne = -0,3203, IC_{95%} [-0,6645 ; 0,0239] ; p = 0,07). En revanche, il est retrouvé une différence entre les valeurs mesurées par ASL5000® et Michigan TTL avec le troisième respirateur (Monnal TEO) (différence moyenne = -1,3389, IC_{95%} [-2,3927 ; -0,2851] ; p = 0,014). Pour ce respirateur, la courbe de pression ne devient jamais linéaire, avec la présence d'une oscillation autour de la pression moyenne, résultant en une augmentation de la variabilité de la valeur mesurée selon la période d'analyse (valeur moyenne sur une période donnée).

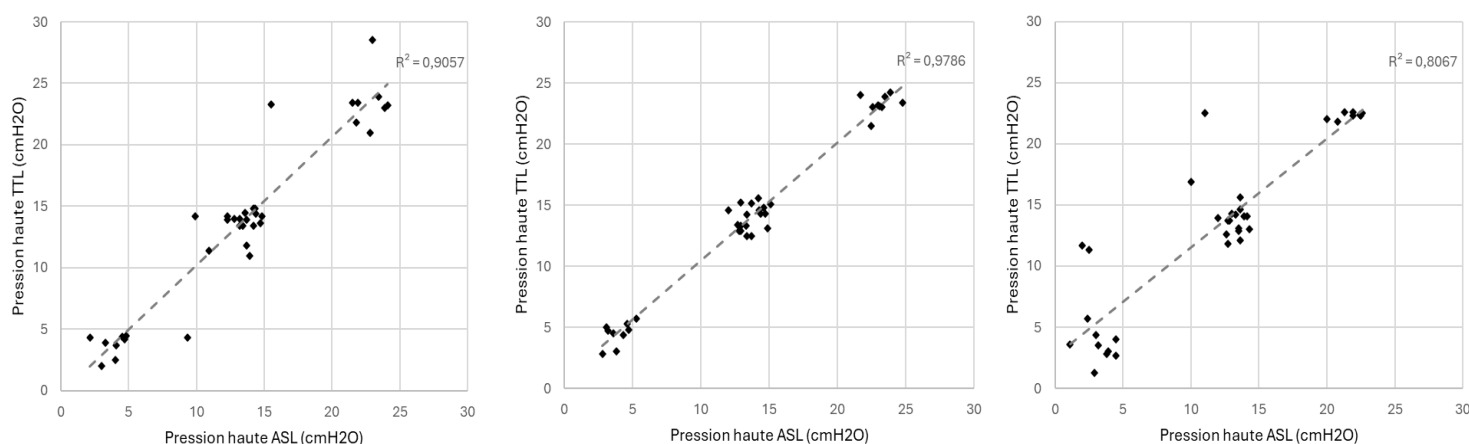


Figure 13 Corrélation des pressions hautes évaluées par ASL et Michigan TTL, par respirateur (de gauche à droite : R1, R2, R3)

On remarque de nombreux PTP300 non évaluables avec l'ASL5000® (notés valeur nulle en abscisse) expliqués par des artéfacts au niveau de la courbe de pression des voies aériennes enregistrée, du fait de nombreuses oscillations, avec une intégrale résultante sous la courbe pouvant être négative (figure 14). Ces valeurs d'intégrales ont été ici redéfinies à zéro, car

attribuées à un défaut de mesure lié au principe de fonctionnement du banc ASL5000® et aux contraintes de pression subies par le compartiment lors de l'insufflation par un respirateur externe.

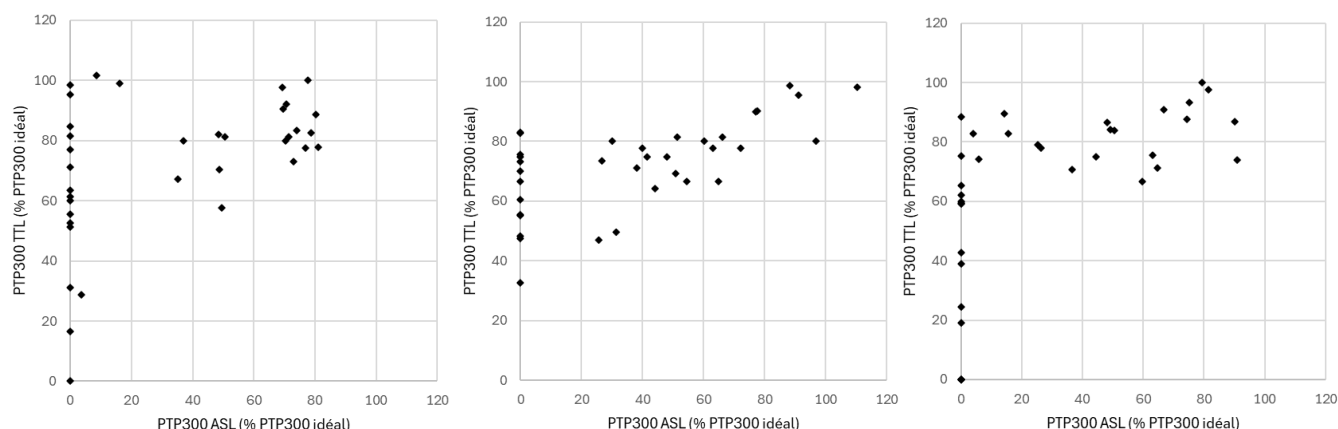


Figure 14 Corrélation des PTP300 (en % de PTP300 idéal) évaluées par ASL et Michigan TTL, par respirateur (de gauche à droite : R1, R2, R3) – les données négatives sont notées valeur nulle.

2.4. Évaluation de la mesure de P0.1

Les différences entre les valeurs de P0.1 affichées (valeur digitale affichée sur l'écran du respirateur lors de la réalisation d'une mesure de P0.1 automatisée, au niveau de l'interface du respirateur) et les P0.1 mesurées (mesure de la variation de pression générée lors de la manœuvre de P0.1, par acquisition en continu de la pression à l'entrée des voies aériennes) sont représentées sur la figure 15 (moyenne des différences = 0,0593 cmH₂O, IC_{95%}[-0,918698 ; 1,0372166] ; p=0,62) en considérant l'ensemble des mesures réalisées selon les différentes conditions d'efforts, de bancs tests et de respirateurs utilisés (figure 15).

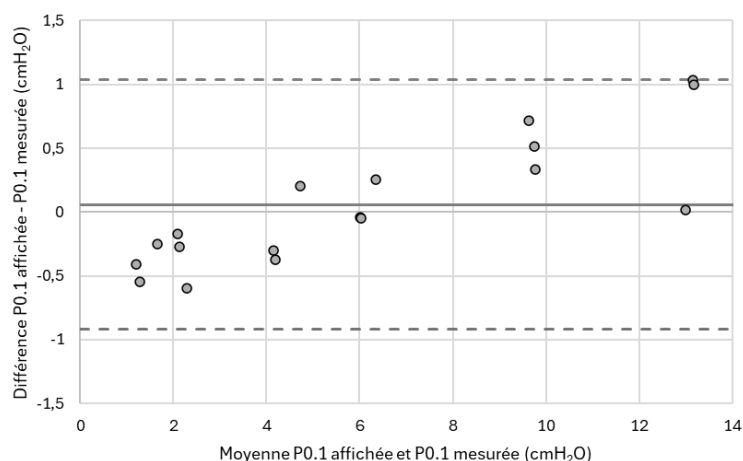


Figure 15 Moyennes des P0.1 affichées et mesurées (en abscisse) et différences entre P0.1 affichée et mesurée (en ordonnée), enregistrées en conditions similaires d'évaluation (même respirateur, effort simulé et banc test) – diagramme de Bland-Altman – Moyenne des différences = 1,98 cmH₂O ; limite d'agrément_{95%}[-0,2 ; 4,20]

Il est observé une différence entre les mesures de P0.1 (valeurs affichées et valeurs mesurées) en fonctionnement avec l'ASL5000® et les mesures de P0.1 en fonctionnement avec le Michigan TTL. Les mesures de P0.1 avec Michigan TTL sont inférieures aux P0.1 avec ASL5000® quels que soient les efforts simulés (2, 6 ou 13 cmH₂O), le respirateur (R1, R2, R3) et la méthode de mesure (valeur mesurée ou valeur affichée) (figure 16). Elles sont inférieures aux P0.1 cibles, pour chacun des efforts simulés (figure 16, tableau VIII).

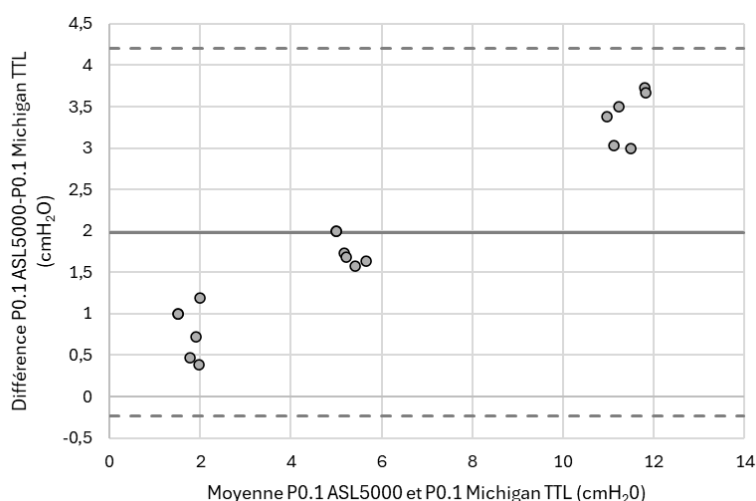


Figure 16 Moyennes des P0.1 avec ASL5000® et Michigan TTL (en abscisse) et différences de P0.1 avec ASL5000® et Michigan TTL (en ordonnée), en conditions similaires d'évaluation (respirateur, effort simulé, technique de relevé : valeur affichée sur l'écran du respirateur ou mesurée à la pièce en Y) - représentation de Bland et Altman

Tableau VIII Comparaison des valeurs de P0.1 (affichée sur l'écran du respirateur et mesurée à la pièce en Y) avec ASL5000® et Michigan TTL pour les trois efforts évalués (2, 6 ou 13 cmH₂O) avec les trois respirateurs

P0.1 cible	Mesure	Respirateur	P0.1 ASL5000 (cmH ₂ O)	P0.1 Michigan TTL (cmH ₂ O)	Différence ASL5000-Michigan TTL
2 cmH ₂ O	Affichée	R1	2,00	1,53	0,47
		R2	2,00	1,00	1,00
		R3	2,00	1,00	1,00
	Mesurée	R1	2,17	1,78	0,39
		R2	2,60	1,41	1,19
		R3	2,27	1,55	0,72
6 cmH ₂ O	Affichée	R1	6,47	4,83	1,63
		R2	6,00	4,00	2,00
		R3	6,00	4,00	2,00
	Mesurée	R1	6,21	4,63	1,58
		R2	6,04	4,30	1,74
		R3	6,05	4,37	1,68
13 cmH ₂ O	Affichée	R1	13,67	9,93	3,73
		R2	13,67	10,00	3,67
		R3	13,00	10,00	3,00
	Mesurée	R1	12,63	9,60	3,04
		R2	12,67	9,28	3,38
		R3	12,98	9,48	3,50

Cette différence est statistiquement significative en comparant les **valeurs mesurées** (par enregistrement de la pression à la pièce en Y en continu) de P0.1 par l'ASL5000® ou le Michigan TTL (moyenne des différences = 1,91 cmH₂O, IC_{95%} [1,04 ; 2,79] ; p = 0,001) ainsi qu'en comparant les **valeurs affichées** (sur l'écran des respirateurs) de P0.1 avec l'ASL5000® ou le Michigan TTL (moyenne des différences = 2,06 cmH₂O, IC_{95%} [1,14 ; 2,97] ; p = 0,0008). Les médianes des écarts à la cible de P0.1 des valeurs mesurées et affichées avec le Michigan TTL sont, pour les efforts de 2, 6 et 13 cmH₂O, respectivement de 0,53 cmH₂O (-26,5%), 1,66 cmH₂O (-27,7%) et 3,24 cmH₂O (-24,9%).

3. Discussion

3.1. Evaluation du volume courant

Le type de banc d'essai utilisé ne semble pas influencer l'évaluation des volumes délivrés par les respirateurs. Les bancs d'essai sont dans ce cadre utilisés de manière passive, déterminant surtout des conditions de mécanique ventilatoire prédéfinies.

Le Michigan TTL présente alors les avantages d'une simplicité d'utilisation et de mise en œuvre. L'ASL5000® nécessite une préparation plus longue, mais restant rapide pour l'utilisateur habitué, avec la possibilité de prévoir des changements de conditions de mécanique ventilatoire de manière automatisée, non possibles avec un banc mécanique comme le Michigan TTL.

3.2. Evaluation des capacités de pressurisation et du délai de trigger

Concernant l'évaluation des délais de trigger, il a été observé une différence entre le Michigan TTL et l'ASL5000® lors de la modification des conditions de résistance du poumon test, avec un délai de trigger plus long en fonctionnement avec l'ASL5000®.

Une des hypothèses de cette différence observée pourrait être le mode de fonctionnement du modèle testé ASL5000®, avec une consigne de pression musculaire générée.

En cas de modification des résistances, le modèle en test pourrait diminuer la pente de pressurisation générée en fonction de l'équation du mouvement du système respiratoire selon laquelle la pression du système respiratoire est, en tout temps, égale à la somme de la pression de repos, de la pression résistive et de la pression élastique. Pour conserver une pression du système respiratoire équivalente au cours de la phase inspiratoire (avec un temps inspiratoire équivalent, décomposé en une phase d'augmentation de la pression négative, de plateau puis de diminution de la pression négative : « increase », « hold », decrease »), le modèle doit

nécessairement adapter le débit instantané, avec un allongement du temps nécessaire à une détection de l'effort respiratoire.

Cette hypothèse semble confortée par des études exploratoires réalisées par l'équipe MedLab en 2023 retrouvant lors de la modification du couple résistance-compliance intrinsèque au poumon test ASL5000® une modification de la pente de pressurisation et du débit : diminution lors de l'augmentation de la résistance interne au compartiment, pour atteinte d'un même niveau de pression (données non publiées) (annexe 3). Il est à noter que malgré la modification de la pente de pressurisation observée, la pression musculaire de consigne était inchangée quelle que soit la mécanique respiratoire et que de mêmes valeurs de P0.1 étaient alors observées, lors de la réalisation de manœuvres d'occlusion en sortie de l'ASL5000®. Ainsi, le seul facteur modifié expliquant la modification de la pente de pressurisation était le couple compliance-résistance réglé sur l'ASL5000®.

Indépendamment du modèle pulmonaire utilisé, il est retrouvé un délai de trigger plus important lorsque les efforts inspiratoires sont faibles (ici 2 cmH₂O), similaire aux résultats retrouvés dans l'étude de Thille et coll. (37). Cette observation est attendue : des efforts inspiratoires faibles sont associés à une pente de pression des voies aériennes négative (ou de débit) avec un faible coefficient directeur et donc à une atteinte de la consigne de trigger plus tardive. Il n'est pas observé de différence significative des délais de trigger entre des efforts modérés ou intenses (6 et 13 cmH₂O dans notre étude), quel que soit le modèle de banc utilisé, suggérant que dans ces situations le délai de trigger n'est pas déterminé par l'intensité de l'effort mais par un délai de réponse minimal des respirateurs, que l'on peut estimer autour de 45 ms.

Concernant l'évaluation des capacités de pressurisation, quel que soit le modèle de banc d'essai utilisé, il est retrouvé une évaluation similaire des pressions hautes atteintes par les respirateurs.

L'indice PTP300, représentant une estimation des capacités de pressurisation au début de l'insufflation, est d'analyse plus complexe.

Le modèle ASL5000® présente des limites importantes : après le déclenchement du cycle respirateur (phase d'insufflation dont l'initiation se caractérise par une augmentation de la pression au sein des voies aériennes et par une augmentation du débit instantané des voies aériennes), il est observé une période sans augmentation de la pression mesurée au sein des voies aériennes, pouvant à l'extrême redevenir négative, mais associée à un débit des voies aériennes restant positif, de valeur instantanée variable et d'aspect sinusoïde (annexe 4). Il est évoqué, en hypothèse, une modification du mouvement de piston, du fait d'une détection instantanée de la variation de pression au sein du compartiment de l'ASL5000® (annexe 1 et 4).

Le modèle Michigan TTL présente pour principale limite un risque élevé de double-cycles en raison d'une cinétique d'expansion différente de ses deux compartiments. Chaque compartiment a une cinétique d'expansion propre : débit du respirateur de commande pour le compartiment « driver » et pente de pressurisation maximale permise par le respirateur en test pour le compartiment « drivé » avec un arrêt de l'insufflation de ce compartiment plus précoce que la fin d'insufflation du compartiment « driver » impliquant un risque potentiel d'un nouveau déclenchement de cycle lorsque ce compartiment « driver » atteint le volume d'expansion du compartiment « drivé » avant atteinte du volume courant défini (annexe 4).

On retrouve une hétérogénéité des résultats de PTP300, pour un même respirateur selon le couple Effort-Aide inspiratoire, avec des valeurs entre 40 et 80% du PTP300 idéal. On remarque une tendance à une diminution des performances en contraintes maximales c'est-à-

dire en présence d'efforts simulés importants (P0.1 13 cmH₂O ici), d'autant plus que l'assistance est faible (niveau d'aide inspiratoire AI à 5 cmH₂O), en concordance avec les résultats retrouvés dans l'étude de Thille et coll. (37). Il n'est pas observé d'impact du modèle choisi, avec pour principale limite d'interprétation le manque de données en fonctionnement avec l'ASL5000®.

3.3. Evaluation de P0.1

L'évaluation des P0.1 mesurées par les trois respirateurs met en évidence une différence en fonctionnement avec le poumon test Michigan TTL par rapport au poumon test ASL5000®, avec des valeurs de P0.1 mesurées en utilisation avec le Michigan TTL inférieures aux valeurs P0.1 mesurées en fonctionnement avec l'ASL5000® et inférieures aux valeurs de P0.1 de référence calibrées. L'évaluation des P0.1 avec l'ASL5000® reflète les valeurs de référence calibrées. Ces résultats sont homogènes entre les respirateurs.

La sous-estimation de la valeur de P0.1 en fonctionnement sur banc Michigan TTL pourrait être en lien avec l'ajout d'un circuit de ventilation (64). Dans l'étude de Beloncle et coll., la sous-estimation de P0.1 était ainsi d'autant plus importante que le volume du circuit de ventilation était grand.

A travers l'étude de cette hypothèse, il nous est permis de calculer à partir du volume insufflé dans le premier compartiment Michigan à 100 ms (évalué selon les débits réglés pour générer les P0.1 de 2, 6 et 13 cmH₂O, soit des volumes de 18, 53 et 116 ml respectivement) et à partir de la pression résultante mesurée en occlusion du deuxième compartiment (2, 6 et 13 cmH₂O) une compliance du compartiment occlus de 9 ml/cmH₂O. Cette compliance est différente de la compliance du compartiment non contraint, définie par le réglage du ressort latéral du banc Michigan TTL, à 60 ml/ cmH₂O.

La compliance du système, après ajout d'un circuit de ventilation standard (de compliance de l'ordre de 2,5 ml/cmH₂O selon l'étude de Chen et coll. (65)) devient égale à 11,5 ml/cmH₂O,

selon un principe d'addition des compliances dans cette situation. En tenant compte de cette compliance corrigée, la P0.1 estimée, pour des volumes insufflés similaires, deviendrait alors 1,59 cmH₂O, 4,64 cmH₂O et 10,14 cmH₂O pour les P0.1 initiale de 2 cmH₂O, 6 cmH₂O et 13 cmH₂O respectivement. Les P0.1 mesurées dans notre étude étaient 1,78 cmH₂O, 4,63 cmH₂O et 9,59 cmH₂O. L'estimation des P0.1 attendues selon cette même méthode, appliquée à l'étude de Beloncle et coll., pour un circuit simple et double, a également permis de retrouver des résultats proches des P0.1 mesurées dans l'étude.

Cette hypothèse supposerait, en fonctionnement avec l'ASL5000®, une modification du fonctionnement du banc, avec modification du volume généré (augmentation du volume généré par le piston) en fonctionnement avec un respirateur pour atteindre la même pression cible.

Ce postulat est soutenu par l'étude du principe de fonctionnement de chacun de nos deux bancs : le Michigan TTL est, dans notre modèle, de commande volumétrique, avec un volume courant insufflé selon un débit donné, qui détermine un delta de pression dépendant du volume insufflé au cours de 100 ms (du débit) et de la contrainte du système dans lequel ce volume est insufflé (de la compliance du système). L'ASL5000® est, quant à lui, en consigne barométrique, avec définition d'une pente de pression et de débit (annexe 3) selon une P_{mus} réglée et les contraintes définies du compartiment (compliance, résistance). Il est observé un temps d'équilibre de l'ASL5000® lors des changements de mode, pouvant faire supposer une reconsidération par l'algorithme du mouvement de piston pour maintenir la pente de pression souhaitée en cas de contraintes externes associées. L'autre soutien de cette hypothèse est celui de l'étude technique du circuit ASL5000® mise à disposition par le constructeur, avec boucle de rétrocontrôle entre capteur de pression interne au compartiment et module de commande du piston (annexe 1).

Ces observations permettent d'expliquer les résultats différents mais non contradictoires des deux études réalisées par Beloncle et coll. et Telias et coll. sur l'évaluation de la P0.1, réalisées pour la première équipe avec Michigan TTL et pour la deuxième équipe par ASL5000®.

Dans la première situation, le paramètre fixé est le volume, avec variation de la pression enregistrée selon les contraintes imposées au système. Dans la seconde situation, le paramètre fixé est la pression, avec adaptation du volume généré selon les contraintes imposées au système. L'étude de Telias et coll. retrouvait un bon agrément entre les P0.1 mesurées aux voies aériennes et par le respirateur en test, sans mentionner une étude des P0.1 en poumon occlus correspondant aux différentes Pmus réglées (49).

Les deux systèmes restent performants pour l'évaluation comparée de différents respirateurs.

4. Avantages, limites et contraintes

Cette étude comparative des deux principaux modèles pulmonaires utilisés en bancs d'essai en ventilation mécanique retrouve un intérêt de chacun de ces poumon-tests dans le cadre de la recherche en ventilation.

Le modèle Michigan TTL est plus simple d'apprentissage mais nécessite des réglages rigoureux, parfois la mise en place d'un second respirateur. Il nécessite l'ajout d'outils de monitoring externes (pneumotachomètre, capteur de pression) en cas de nécessité d'un recueil précis des variations (pression, débit essentiellement) ou d'acquisition des données.

Il est performant pour l'étude d'administration de gaz et pour la modélisation de situations en ventilation contrôlée.

Ses limites principales sont liées à la structure et aux caractéristiques des compartiments, avec, notamment, un risque important d'artéfacts liés au modèle, avec une augmentation de l'occurrence de double-déclenchements par exemple.

Le modèle ASL5000® nécessite un temps d'apprentissage de son maniement plus long, mais permet une grande variété de simulations. Conçu avec un objectif de pédagogie, pour l'enseignement par la simulation, il permet une programmation de situations (mécanique ventilatoire, efforts simulés) en amont, avec la création de véritables scénarios évolutifs, pour la simulation mais aussi pour la recherche fondamentale.

Il ne permet pas de manière aisée le monitoring des gaz au sein de son compartiment, ce qui limite son utilisation pour l'étude de gaz médicaux ou d'aérosols, bien qu'un module accessoire soit disponible.

L'absence de publication de l'algorithme de fonctionnement par le constructeur est un frein important à son utilisation, puisque des interrogations persistent sur son fonctionnement interne dans certaines situations de contraintes imposées : dans notre étude en cas d'augmentation des contraintes externes.

L'utilisateur peut également être confronté aux problématiques inhérentes à tout logiciel de programmation (ici simplifié par l'application développée) : erreur de programmation, difficulté de synchronisation entre programmation et réponse effective du dispositif, ...

1. Attentes méthodologiques des études de banc d'essai en ventilation

Critères méthodologiques préalables à la réalisation d'une étude sur banc d'essai

présence d'un système d'humidification des gaz et/ou de réchauffement des gaz, la mise en place d'une stratégie de correction de l'absence d'humidification et de réchauffement des gaz au sein du modèle, les gaz utilisés (CO₂, O₂, air, NO, gaz anesthésiques, ...).

4) Précision des outils de monitoring, métrologie, acquisition des données

Description des capteurs utilisés, description de la localisation des capteurs utilisés au sein du banc d'essai, précision du mode d'acquisition des données (manuscrit, conversion des données analogiques en données digitales en précisant le dispositif d'acquisition avec son nom commercial, la fréquence d'acquisition), précision du mode d'analyse des données (logiciel de traitement des données, nom commercial).

Concernant le banc d'essai à utiliser, nous recommandons d'utiliser en priorité les bancs Michigan TTL et ASL5000®, du fait des descriptions existantes de leurs modes de fonctionnement et caractéristiques et de leur reproductibilité.

Le choix entre le modèle Michigan TTL et ASL5000® sera à effectuer selon le protocole expérimental mis en œuvre et les objectifs de l'étude. Un modèle Michigan TTL permettra un monitoring large et une bonne reproductibilité pour réaliser des études de comparaison des performances de dispositifs ; un modèle ASL5000® peut permettre un plus large champ de possibilités pour la réalisation d'études exploratoires, de physiologie ou reproduisant des situations de ventilation spontanée.

2. Vers une dimension translationnelle de la recherche : intégration des données immunologiques et modèles dynamiques

Les objectifs principaux de l'utilisation de bancs d'essai dans le cadre de la recherche en ventilation mécanique sont leur grande reproductibilité, permettant la comparaison de dispositifs en conditions similaires et la possibilité de répétition de différents tests.

Leurs limites sont leur approximation de la mécanique ventilatoire des patients, des efforts respiratoires, le manque d'évolutivité et de variabilité cycle-à-cycle des caractéristiques de l'effort respiratoire du patient, inhérent à la nécessité de reproductibilité et de standardisation des efforts respiratoires simulés.

Dans une période post-pandémie SARS-CoV-2, au cours de laquelle les interactions entre atteinte respiratoire mécanique, atteintes cellulaires et implications immunologiques ont été plus que jamais scrutées (66–68), il pourrait également être intéressant d’allier modèles de poumons mécaniques et modèles cellulaires permettant une meilleure compréhension des interactions de convection / diffusion des gaz et interactions cellulaires et moléculaires (au niveau du surfactant, au niveau de l’alvéole pulmonaire). Avec un enjeu majeur de transposition d’échelle, les apports des modèles *in silico* déjà proposés par certaines équipes pourraient être des atouts de choix en complément des modèles sus-cités (69).

Enfin, pour répondre aux recherches d’une adaptation de la ventilation mécanique toujours plus en miroir des particularités individuelles du patient, avec le développement de modes proportionnels, il pourrait être intéressant de développer des modèles de banc permettant de générer une variabilité cycle-à-cycle des efforts, permettant l’étude comparative des capacités d’adaptation des respirateurs en test et, davantage, d’un modèle de banc permettant une adaptation secondaire en réponse aux modifications ventilatoires de l’effort généré. Les avancées de l’intelligence artificielle pourraient être prometteuses en ce sens.

Ces nécessités impliquent la poursuite de collaborations étroites entre ingénieurs, techniciens, biologistes et cliniciens au sein de la recherche en ventilation mécanique.

CONCLUSION

Le terme « bancs d'essai » en ventilation mécanique désigne des dispositifs de laboratoire développés afin d'évaluer le fonctionnement de respirateurs artificiels, de dispositifs de ventilation, en reproduisant leurs conditions d'utilisation en « vie réelle ».

Différents dispositifs ont été développés avec deux modèles principaux dominant largement la mise en place de bancs d'essai : Michigan TTL et ASL5000®.

S'ils ont en commun la possibilité de reproduire en conditions similaires ou quasi-similaires une multitude de scénarios de condition de ventilation mécanique, ils ont pour limites communes leur caractère mécanique pur (par opposition à un système vivant cellulaire ou animal) sans possibilité d'étude des échanges gazeux, leur caractère mono-système sans possibilité d'étude en système intégré (interaction cœur-poumon, études de boucle de rétrocontrôle, ...) et une relative homogénéité de leurs caractéristiques mécaniques d'un point de vue régional, discordante avec les variabilités régionales rencontrées en pathologie.

Cependant, la reproductibilité possible d'expériences en conditions similaires/quasi-similaires a largement contribué à leur positionnement comme outil de recherche de choix en ventilation mécanique, notamment en recherche industrielle.

Les deux modèles Michigan TTL et ASL5000® ne sont pas similaires ni interchangeables, avec chacun des dispositifs ayant ses avantages et limites propres, à intégrer dans une réflexion de conception de recherche.

A une période où la médecine de demain se dessine comme une médecine personnalisée, individualisée sur des caractéristiques génotypiques et/ou phénotypiques qui sont, année après année, de mieux en mieux identifiées, ces modèles de recherche ont probablement de nécessaires évolutions à prévoir, intégrant notamment une dimension biologique et immunologique.

BIBLIOGRAPHIE

1. Schena E, Massaroni C, Saccomandi P, Cecchini S. Flow measurement in mechanical ventilation: A review. *Medical Engineering & Physics*. mars 2015;37(3):257-64.
2. Scalfaro P, Jane Pillow J, Sly PD, Cotting J. Reliable tidal volume estimates at the airway opening with an infant monitor during high-frequency oscillatory ventilation: *Critical Care Medicine*. oct 2001;29(10):1925-30.
3. Michigan instruments. Training & Test Lung Operation Manual. 2020.
4. Jonson B, Svantesson C. Elastic pressure-volume curves: what information do they convey? *Thorax*. 1 janv 1999;54(1):82-7.
5. Michigan instruments. MODEL 4600 Single Lung TTL Training/Test Lung Operations Manual.
6. Nasr A, Papapostolou G, Jarenbäck L, Romberg K, Tunsäter A, Ankerst J, et al. Expiratory and inspiratory resistance and reactance from respiratory oscillometry defining expiratory flow limitation in obstructive lung diseases. *Clin Physio Funct Imaging*. nov 2024;44(6):426-35.
7. Maggiore SM, Richard JC, Brochard L. What has been learnt from P/V curves in patients with acute lung injury/acute respiratory distress syndrome. *Eur Respir J Suppl*. août 2003;42:22s-6s.
8. Gattinoni L, Pesenti A. The concept of "baby lung". *Intensive Care Med*. juin 2005;31(6):776-84.
9. Sun XM, Chen GQ, Huang HW, He X, Yang YL, Shi ZH, et al. Use of esophageal balloon pressure-volume curve analysis to determine esophageal wall elastance and calibrate raw esophageal pressure: a bench experiment and clinical study. *BMC Anesthesiol*. déc 2018;18(1):21.

10. Jouvett P, Hubert P, Isabey D, Piquier D, Dahan E, Cloup M, et al. Assessment of high-frequency neonatal ventilator performances. *Intensive Care Med.* févr 1997;23(2):208-13.
11. Cordioli RL, Lyazidi A, Rey N, Granier JM, Savary D, Brochard L, et al. Impact of ventilation strategies during chest compression. An experimental study with clinical observations. *J Appl Physiol* (1985). 15 janv 2016;120(2):196-203.
12. Yang YL, He X, Sun XM, Chen H, Shi ZH, Xu M, et al. Optimal esophageal balloon volume for accurate estimation of pleural pressure at end-expiration and end-inspiration: an in vitro bench experiment. *ICMx.* déc 2017;5(1):35.
13. Chase JG, Yuta T, Mulligan KJ, Shaw GM, Horn B. A novel mechanical lung model of pulmonary diseases to assist with teaching and training. *BMC Pulm Med.* déc 2006;6(1):21.
14. Pasteka R, Forjan M, Sauermann S, Drauschke A. Electro-mechanical Lung Simulator Using Polymer and Organic Human Lung Equivalents for Realistic Breathing Simulation. *Sci Rep.* 24 déc 2019;9(1):19778.
15. Dreyfuss D, Soler P, Basset G, Saumon G. High Inflation Pressure Pulmonary Edema: Respective Effects of High Airway Pressure, High Tidal Volume, and Positive End-expiratory Pressure. *Am Rev Respir Dis.* mai 1988;137(5):1159-64.
16. Dreyfuss D, Saumon G. Role of Tidal Volume, FRC, and End-inspiratory Volume in the Development of Pulmonary Edema following Mechanical Ventilation. *Am Rev Respir Dis.* nov 1993;148(5):1194-203.
17. Pellegrini M, Sousa MLA, Dubo S, Menga LS, Hsing V, Post M, et al. Impact of airway closure and lung collapse on inhaled nitric oxide effect in acute lung injury: an experimental study. *Ann Intensive Care.* 23 sept 2024;14(1):149.
18. Richard J, Guerin C. Modèles animaux de SDRA. *Réanimation.* févr 2006;15(1):21-8.
19. Matute-Bello G, Frevert CW, Martin TR. Animal models of acute lung injury. *American Journal of Physiology-Lung Cellular and Molecular Physiology.* sept 2008;295(3):L379-99.

20. Rosenthal C, Caronia C, Quinn C, Lugo N, Sagy M. A comparison among animal models of acute lung injury: Critical Care Medicine. mai 1998;26(5):912-6.
21. Judge EP, Hughes JML, Egan JJ, Maguire M, Molloy EL, O'Dea S. Anatomy and Bronchoscopy of the Porcine Lung. A Model for Translational Respiratory Medicine. Am J Respir Cell Mol Biol. sept 2014;51(3):334-43.
22. Webb HH, Tierney DF. Experimental pulmonary edema due to intermittent positive pressure ventilation with high inflation pressures. Protection by positive end-expiratory pressure. Am Rev Respir Dis. nov 1974;110(5):556-65.
23. Hammer N. Thirty years of Thiel embalming—A systematic review on its utility in medical research. Clinical Anatomy. oct 2022;35(7):987-97.
24. Thiel W. [The preservation of the whole corpse with natural color]. Ann Anat. juin 1992;174(3):185-95.
25. Yoshida T, Amato MBP, Grieco DL, Chen L, Lima CAS, Roldan R, et al. Esophageal Manometry and Regional Transpulmonary Pressure in Lung Injury. Am J Respir Crit Care Med. 15 avr 2018;197(8):1018-26.
26. Grieco DL, J. Brochard L, Drouet A, Telias I, Delisle S, Bronchti G, et al. Intrathoracic Airway Closure Impacts CO₂ Signal and Delivered Ventilation during Cardiopulmonary Resuscitation. Am J Respir Crit Care Med. 15 mars 2019;199(6):728-37.
27. Charbonney E, Grieco DL, Cordioli RL, Badat B, Savary D, Richard JCM. Ventilation During Cardiopulmonary Resuscitation: What Have We Learned From Models? Respir Care. sept 2019;64(9):1132-8.
28. Orlob S, Wittig J, Hobisch C, Auinger D, Honnef G, Fellingner T, et al. Reliability of mechanical ventilation during continuous chest compressions: a crossover study of transport ventilators in a human cadaver model of CPR. Scand J Trauma Resusc Emerg Med. déc 2021;29(1):102.

29. Lesimple A, Fritz C, Hutin A, Charbonney E, Savary D, Delisle S, et al. A novel capnogram analysis to guide ventilation during cardiopulmonary resuscitation: clinical and experimental observations. *Crit Care*. 23 sept 2022;26(1):287.
30. Schmidt J, Martin A, Wenzel C, Weber J, Wirth S, Schumann S. Control of the expiratory flow in a lung model and in healthy volunteers with an adjustable flow regulator: a combined bench and randomized crossover study. *Respir Res*. déc 2021;22(1):292.
31. Lindgren S, Odenstedt H, Erlandsson K, Grivans C, Lundin S, Stenqvist O. Bronchoscopic suctioning may cause lung collapse: a lung model and clinical evaluation. *Acta Anaesthesiol Scand*. févr 2008;52(2):209-18.
32. Chiumello D, Pelosi P, Carlesso E, Severgnini P, Aspesi M, Gamberoni C, et al. Noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet vs. standard face mask. *Intensive Care Med*. oct 2003;29(10):1671-9.
33. Frank GE, Trimm H, Fitzgerald RD. Inspiratory oscillatory flow with a portable ventilator: a bench study. *Crit Care*. 17 mai 2005;9(4):R315.
34. Van Heerde M, Van Genderingen HR, Leenhoven T, Roubik K, Plötz FB, Markhorst DG. Imposed work of breathing during high-frequency oscillatory ventilation: a bench study. *Crit Care*. 1 févr 2006;10(1):R23.
35. Gruber V, Tracy MB, Hinder MK, Morakeas S, Dronavalli M, Drevhammar T. What CPAP to use in the delivery room? Bench comparison of two methods to provide continuous positive airways pressure in neonates. *bmjpo*. nov 2024;8(1):e002948.
36. Aslanian P, El Atrous S, Isabey D, Valente E, Corsi D, Harf A, et al. Effects of Flow Triggering on Breathing Effort During Partial Ventilatory Support. *Am J Respir Crit Care Med*. 1 janv 1998;157(1):135-43.

37. 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.
38. 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.
39. Vignaux L, Tassaux D, Jolliet P. Performance of noninvasive ventilation modes on ICU ventilators during pressure support: a bench model study. *Intensive Care Med.* août 2007;33(8):1444-51.
40. Spinazzola G, Ferrone G, Costa R, Piastra M, Maresca G, Rossi M, et al. Comparative evaluation of three total full-face masks for delivering Non-Invasive Positive Pressure Ventilation (NPPV): a bench study. *BMC Pulm Med.* 31 mai 2023;23(1):189.
41. Conti G, Gregoretti C, Spinazzola G, Festa O, Ferrone G, Cipriani F, et al. Influence of Different Interfaces on Synchrony During Pressure Support Ventilation in a Pediatric Setting: A Bench Study. *Respir Care.* avr 2015;60(4):498-507.
42. Danan C, Tauzin M, Jung C, Carbonnier B, Dassieu G, Decobert F, et al. Instrumental dead space: A glass ceiling for extremely low birth weight preterm infants? A dead space washout bench study. *Pediatric Pulmonology.* mai 2023;58(5):1514-9.
43. Garnier M, Quesnel C, Fulgencio JP, Degrain M, Carteaux G, Bonnet F, et al. Multifaceted bench comparative evaluation of latest intensive care unit ventilators. *British Journal of Anaesthesia.* juill 2015;115(1):89-98.
44. Coisel Y, Galia F, Conseil M, Jung B, Chanques G, Jaber S. Risque barotraumatique avec des valves de non-réinhalation de Waters: étude comparative sur banc d'essai. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation.* nov 2013;32(11):749-55.

45. Cardinale M, Cungi PJ, Bordes J, Cohergne F, Schmitt S, Langlois A, et al. Maintaining a high inspired oxygen fraction with the Elisée 350 turbine transport ventilator connected to two portable oxygen concentrators in an austere environment. *J Trauma Acute Care Surg.* sept 2020;89(3):e59-63.
46. Schepat P, Kober B, Eble M, Wenzel V, Herff H. Simulated ventilation of two patients with a single ventilator in a pandemic setting. *Medical Gas Research.* juin 2024;14(2):61-6.
47. Stiers M, Vercauteren J, Schepens T, Mergeay M, Janssen L, Hoogmartens O, et al. Design of a flow modulation device to facilitate individualized ventilation in a shared ventilator setup. *J Clin Monit Comput.* juin 2024;38(3):679-90.
48. Tung A, Morgan SE. Modeling the Effect of Progressive Endotracheal Tube Occlusion on Tidal Volume in Pressure-Control Mode. *Anesthesia & Analgesia.* juill 2002;95(1):192-7.
49. Telias I, Junhasavasdikul D, Rittayamai N, Piquilloud L, Chen L, Ferguson ND, et al. Airway Occlusion Pressure As an Estimate of Respiratory Drive and Inspiratory Effort during Assisted Ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 1 mai 2020;201(9):1086-98.
50. Xu MJ, Dai B, Peng Y, Su J, Tan W, Zhao HW. Effect of Jet Nebulization on Noninvasive Positive-Pressure Ventilation Administered with Noninvasive or Intensive Care Unit Ventilators: A Bench Study. *Respiration.* 2019;97(4):355-62.
51. 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.
52. Castro SM, Belda Nacher FJ, Navarro CD, Puig Bernabeu J. A Bench Evaluation of Eight Home-Care Ventilators. *Respir Care.* oct 2021;66(10):1531-41.
53. Fauroux B, Leroux K, Pépin JL, Lofaso F, Louis B. Are home ventilators able to guarantee a minimal tidal volume? *Intensive Care Med.* juin 2010;36(6):1008-14.

54. Katayama S, Tonai K, Nunomiya S. Bias and Precision of Continuous $P_{0.1}$ Measurement by Various Ventilators: A Simulation Study. *Respir Care*. oct 2023;68(10):1393-9.
55. Cortegiani A, Navalesi P, Accurso G, Sabella I, Misseri G, Ippolito M, et al. Tidal Volume Estimation during Helmet Noninvasive Ventilation: an Experimental Feasibility Study. *Sci Rep*. 21 nov 2019;9(1):17324.
56. Vasconcelos RS, Sales RP, Lino JA, Gomes LGDC, Sousa NDSVC, Marinho LS, et al. Influences of assisted breathing and mechanical ventilator settings on tidal volume and alveolar pressures in acute respiratory distress syndrome: a bench study. *Crit Care Sci [Internet]*. 2021 [cité 23 déc 2024];33(4).
57. Richard JCM, Lyazidi A, Akoumianaki E, Mortaza S, Cordioli RL, Lefebvre JC, et al. Potentially harmful effects of inspiratory synchronization during pressure preset ventilation. *Intensive Care Med*. nov 2013;39(11):2003-10.
58. Ilia S, Van Schelven PD, Koopman AA, Blokpoel RGT, De Jager P, Burgerhof JGM, et al. Effect of Endotracheal Tube Size, Respiratory System Mechanics, and Ventilator Settings on Driving Pressure. *Pediatric Critical Care Medicine*. janv 2020;21(1):e47-51.
59. Thomas PJ. The Effect of Mechanical Ventilator Settings during Ventilator Hyperinflation Techniques: A Bench-Top Analysis. *Anaesth Intensive Care*. janv 2015;43(1):81-7.
60. Hallén K, Stenqvist O, Ricksten S -E., Lindgren S. A simple method for isocapnic hyperventilation evaluated in a lung model. *Acta Anaesthesiol Scand*. mai 2016;60(5):597-606.
61. Mojoli F, Iotti GA, Gerletti M, Lucarini C, Braschi A. Carbon dioxide rebreathing during non-invasive ventilation delivered by helmet: a bench study. *Intensive Care Med*. août 2008;34(8):1454-60.

62. Beydon L, Liu N, Hassapopoulos J, Rua F, Bonnet F, Harf A, et al. Test of 20 similar intensive care ventilators in daily use conditions —evaluation of accuracy and performances. *Intensive Care Med.* janv 1992;18(1):32-7.
63. Fresnel E, Vedrenne-Cloquet M, Lebreton M, Griffon L, Fauroux B, Khirani S. Detection of Simulated Pediatric Breathing by CPAP/Noninvasive Ventilation Devices. *Respir Care.* août 2023;68(8):1087-96.
64. Beloncle F, Piquilloud L, Olivier PY, Vuillermoz A, Yvin E, Mercat A, et al. Accuracy of P0.1 measurements performed by ICU ventilators: a bench study. *Ann Intensive Care.* déc 2019;9(1):104.
65. Chen L, Del Sorbo L, Grieco DL, Shklar O, Junhasavasdikul D, Telias I, et al. Airway Closure in Acute Respiratory Distress Syndrome: An Underestimated and Misinterpreted Phenomenon. *Am J Respir Crit Care Med.* 1 janv 2018;197(1):132-6.
66. To KKW, Sridhar S, Chiu KHY, Hung DLL, Li X, Hung IFN, et al. Lessons learned 1 year after SARS-CoV-2 emergence leading to COVID-19 pandemic. *Emerging Microbes & Infections.* janv 2021;10(1):507-35.
67. Wendisch D, Dietrich O, Mari T, Von Stillfried S, Ibarra IL, Mittermaier M, et al. SARS-CoV-2 infection triggers profibrotic macrophage responses and lung fibrosis. *Cell.* déc 2021;184(26):6243-6261.e27.
68. Gattinoni L, Coppola S, Cressoni M, Busana M, Rossi S, Chiumello D. COVID-19 Does Not Lead to a "Typical" Acute Respiratory Distress Syndrome. *Am J Respir Crit Care Med.* 15 mai 2020;201(10):1299-300.
69. Herrmann J, Lilitwat W, Tawhai MH, Kaczka DW. High-Frequency Oscillatory Ventilation and Ventilator-Induced Lung Injury: Size Does Matter. *Critical Care Medicine.* janv 2020;48(1):e66-73.

LISTE DES FIGURES

Figure 1 Infant Training test lung.....	12
Figure 2 Courbes pression-débit, selon les différents modèles résistifs proposés	16
Figure 3 Interface de programmation par l'utilisateur des paramètres de mécanique respiratoire, en modèle bicompartimental.....	17
Figure 4 Module accessoire d'étude de gaz annexes (auxiliary gas exchange cylinder)	18
Figure 5 Débits de fuite attendus, via le module de fuites calibrées	19
Figure 6 Définition de l'effort respiratoire, selon les réglages proposés dans l'interface utilisateur.....	19
Figure 7 Diagramme de flux du processus de sélection des articles	31
Figure 8 Schéma de mise en place des bancs d'essai	38
Figure 9 Méthode de mesure des P0.1 générées par les bancs d'essai ASL5000® et Michigan TTL.....	39
Figure 10 Corrélation des volumes délivrés par les respirateurs testés selon le banc d'essai	42
Figure 11 Différence de délai de trigger entre ASL5000® et Michigan TTL	43
Figure 12 Corrélation entre délais de trigger évalués par Michigan TTL et ASL5000®	43
Figure 13 Corrélation des pressions hautes évaluées par ASL et Michigan TTL	44
Figure 14 Corrélation des PTP300 évaluées par ASL et Michigan TTL, par respirateur	45
Figure 15 Moyennes des P0.1 affichées et mesurées et différences entre P0.1 affichée et mesurée, enregistrées en conditions similaires d'évaluation – diagramme de Bland-Altman	46
Figure 16 Moyennes des P0.1 enregistrées avec ASL5000® et Michigan TTL et différences de P0.1 enregistrées avec ASL5000® et Michigan TTL, en conditions similaires d'évaluation - représentation de Bland et Altman	46

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I Caractéristiques mécaniques principales des poumon-tests commercialisés par Michigan instruments	11
Tableau II Avantages d'utilisation Michigan TTL.....	13
Tableau III Limites d'utilisation Michigan TTL	14
Tableau IV Caractéristiques mécaniques principales du simulateur ASL5000®	15
Tableau V Avantages d'utilisation ASL5000®	22
Tableau VI Limites d'utilisation ASL5000®.....	23
Tableau VII Synthèse des avantages et limites liés à l'utilisation de bancs d'essai	34
Tableau VIII Comparaison des valeurs de P0.1 (affichée et mesurée) avec ASL5000® et Michigan TTL pour les trois efforts évalués (2, 6 ou 13 cmH ₂ O).....	47

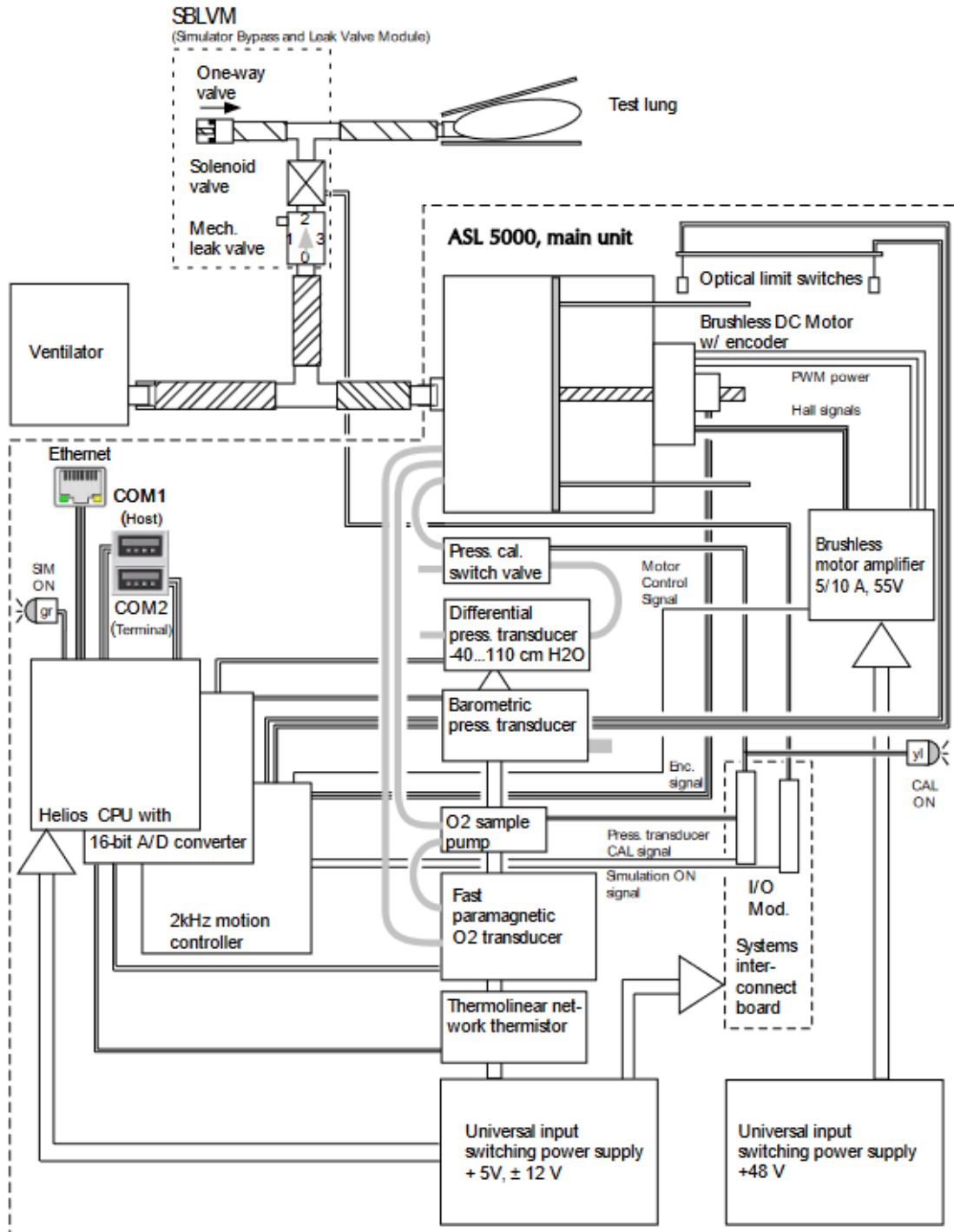
TABLE DES MATIERES

SERMENT D'HIPPOCRATE.....	D
INTRODUCTION	7
1. Principes de fonctionnement des bancs d'essai.....	8
1.1. Données recueillies sur bancs d'essai	8
1.2. Description des principaux modèles de bancs utilisés	9
1.2.1. Modèles analogiques : exemple du Michigan training test lung (TTL)	9
a) Avantages des modèles Michigan Instruments	13
b) Limites des modèles Michigan Instruments	13
1.2.2. Modèles à commande numérique : ASL 5000®	14
a) Avantages	22
b) Limites d'utilisation.....	22
1.2.3. Modèles « artisanaux »	23
2. Modèles physiologiques	25
2.1. Modèles animaux	25
2.2. Modèles cadavériques.....	26
PREMIERE PARTIE – ANALYSE DE LA LITTERATURE.....	29
1. Méthodologie	29
1.1. Objectifs de l'analyse.....	29
1.2. Définition de la recherche sur base de données	29
1.3. Critères de sélection des articles	29
1.4. Extraction des données	30
1.5. Analyse des données	30
2. Résultats	30
2.1. Sélection des articles.....	30
2.2. Modèles utilisés.....	31
2.3. Objectifs de l'utilisation du modèle.....	32
2.4. Avantages et limites identifiés dans la littérature	32
2.4.1. Avantages	32
2.4.2. Limites.....	33
3. Discussion : avantages et limites de l'analyse	34
DEUXIEME PARTIE – ETUDE EXPERIMENTALE : COMPARAISON DE DEUX TYPES DE BANC D'ESSAI	35
1. Méthodologie	35
2. Résultats	41
2.1. Évaluation du volume courant	41
2.2. Évaluation des capacités de trigger	42
2.3. Évaluation des capacités de pressurisation.....	44
2.4. Évaluation de la mesure de P0.1	45
3. Discussion	48
3.1. Evaluation du volume courant	48
3.2. Evaluation des capacités de pressurisation et du délai de trigger.....	48
3.3. Evaluation de P0.1	51
4. Avantages, limites et contraintes	53

PERSPECTIVES	55
1. Attentes méthodologiques des études de banc d'essai en ventilation.....	55
2. Vers une dimension translationnelle de la recherche : intégration des données immunologiques et modèles dynamiques	56
CONCLUSION	58
BIBLIOGRAPHIE.....	59
LISTE DES FIGURES	67
LISTE DES TABLEAUX.....	68
TABLE DES MATIERES	69
ANNEXES	I

ANNEXES

Annexe I : ASL5000®



Revision 2, © IngMar Medical 2016

Annexe II : protocole expérimental de l'étude comparative Michigan TTL – ASL5000®

PROTOCOLE EXPERIMENTAL : comparaison Michigan TTL ASL5000®

Date d'élaboration : 23.03.2025

1- Etude du volume courant délivré

Etude de référence : Lyazidi, ICM 2010 (38)

Poumon test de l'étude de référence : Michigan TTL (single test lung)

Description de l'étude de référence :

Objectif : quelle est la précision du volume courant (V_t) délivré par rapport au volume courant de consigne – étude comparative de plusieurs respirateurs de réanimation

Respirateurs testés : Avéa, Elisée350, Engstrom, Esprit, Extend, EvitaXL, Galiléo, PB840, Servo I

Mode de ventilation : mode VAC, débit carré 60 L/min, FiO_2 21%, FR 14/min, PEP 5 cmH₂O

Conditions testées : V_t cibles 300 / 500 / 800 mL +/- pause inspiratoire de 1 s ; couples résistance (en cmH₂O/L/s) / compliance (en mL/cmH₂O) (R/C) : R5C60 / R20C60 / R5C30

Mesures : V_t via pneumotachomètre de Fleish N°2 à la pièce Y ; avec humidificateur chauffant (HH) puis filtre échangeur de chaleur et d'humidité (HME) ; conversion ATPD (ambient temperature and pressure, dry conditions) ↔ BTPS (body temperature and pressure, saturated conditions)

Proposition d'étude

Trois respirateurs : Evita V800 (Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), Carescape R860 (GE Healthcare, Chicago, Illinois, Etats-Unis), Monnal TEO (Air liquide medical systems, Antony, France)

Mode de ventilation : mode VAC, débit carré 60 L/s, FiO_2 21%, FR 14/m, PEP 5 cmH₂O

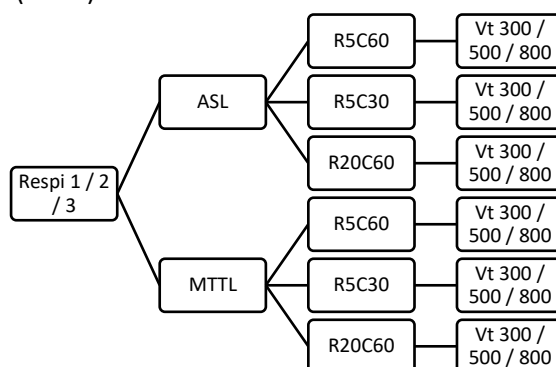
Volumes courants : 300 / 500 / 800 mL +/- pause inspiratoire de 0.1 s

Mécanique ventilatoire du poumon test : R5C60 / R20C60 / R5C30

Mesures :

Mesure du V_t (pneumotachomètre Hans Rudolph - mesure à la pièce en Y) ; en condition ATPD, sans conversion BTPS

Mesure avec HH vide et éteint (ATPD) et filtre HME



2- Capacité de pressurisation, performance de trigger

Etude de référence : Thille, ICM 2009 (37)

Poumon test de l'étude de référence : Michigan TTL (dual test lung)

Description de l'étude de référence :

Objectif : évaluation des performances de trigger et de pressurisation, comparaison de respirateurs du marché

Respirateurs testés : Avéa, Vela, E500, Elisée 350, Engstrom, Extend, Savina, Evita XL, Galiléo, PB840, Servol,
Mode : pressure support ventilation (PSV) avec AI 5/10/15/20 cmH₂O ; PEP 0 ou 5 cmH₂O ; pente minimale ;
sensibilité du trigger : minimale sans auto-déclenchement

Conditions : 3 niveaux d'efforts différents (P0.1 2 ; 6 et 13 cmH₂O, avec débit décélérant) – respirateur conducteur : PB7200. 24 étapes par respirateur sont réalisées au total.

Mesures : Vt via pneumotachomètre de Fleish N°2 à la pièce en Y, pression des voies aériennes à la pièce en Y – évaluation du délai de trigger, du délai d'inspiration, du PTP300, de la pression haute atteinte (IPAP)

Proposition d'étude

Trois respirateurs : Evita V800 (Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), Carescape R860 (GE Healthcare, Chicago, Illinois, Etats-Unis), Monnal TEO (Air liquide medical systems, Antony, France)

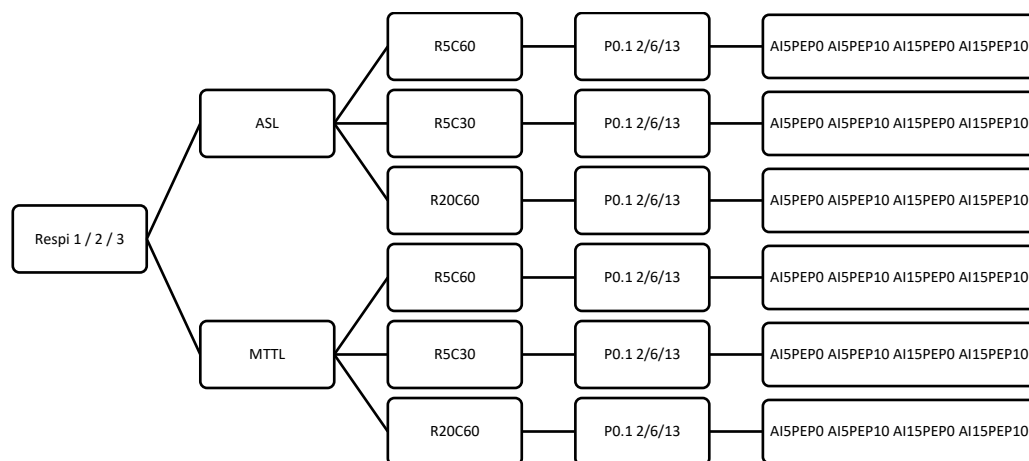
Mode de ventilation : PSV (VS-AI) avec AI 5 et 15 cmH₂O ; PEP 0 et 10 cmH₂O ; pente minimale ; Sensibilité du trigger : 2 L/min, Cyclage 25%

Le respirateur driver est un Evita XL (Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), réglé en mode VAC, avec absence de possibilité de choix de débit, qui est supposé constant (débit carré).

Efforts reproduits : trois niveaux d'efforts différents (P0.1 2 ; 6 et 13 cmH₂O), avec effort linéaire

Mécanique ventilatoire du poumon test : R5C60 / R20C60 / R5C30. 36 étapes au total / respirateur

Mesures avec HH vide et éteint (conditions ATPD)



3- P0.1

Etude de référence : Telias, AJRCCM, 2020 (49)

Poumon test de l'étude de référence : ASL5000®

Description de l'étude de référence :

Objectif : évaluation de la fiabilité de P0.1 mesurée / estimée par respirateurs de réanimation, avec comparaison des respirateurs

Respirateurs testés : Evita XL, PB840, Engstrom, Carescape, Servo I, Servo U

Mode : PSV (non détaillé), avec réglage du trigger en pression et réglage du trigger en débit

Conditions : reproduction de plusieurs P0.1 (via réglages de pression musculaire Pmus) avec effort en débit sinusoïdal (effort non linéaire) ou trapézoïde (effort linéaire) : 18 efforts non-linéaires ; 24 efforts linéaires

Mécanique ventilatoire normal / obstructif : normal = R10C60 / obstructif = Rinsp10Rexp30C60

Mesures : débit via un pneumotachomètre à la pièce en Y et pression des voies aériennes à la pièce en Y

Proposition

Trois respirateurs : Evita V800 (Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), Carescape R860 (GE Healthcare, Chicago, Illinois, Etats-Unis), Monnal TEO (Air liquide medical systems, Antony, France)

Mode de ventilation : PSV (VS-AI) avec AI 10 cmH₂O ; PEP 5 cmH₂O ; pente minimale ; Sensibilité du trigger : 2 L/m ; Cyclage 25%

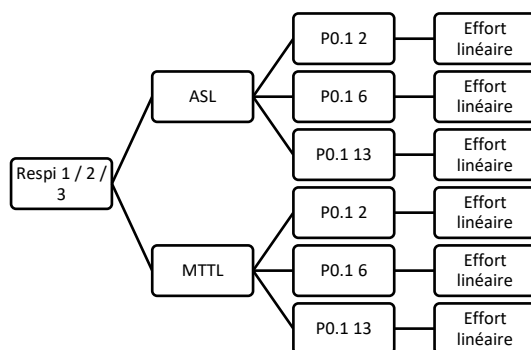
Le respirateur driver est un Evita XL (Drägerwerk, Lübeck, Allemagne), réglé en mode VAC, avec absence de possibilité de choix de débit, qui est supposé constant (débit carré).

Conditions : 3 niveaux d'efforts différents (P0.1 2 ; 6 et 13 cmH₂O) sur Michigan TTL et ASL, avec effort linéaire

Mécanique ventilatoire du poumon test : R5C60

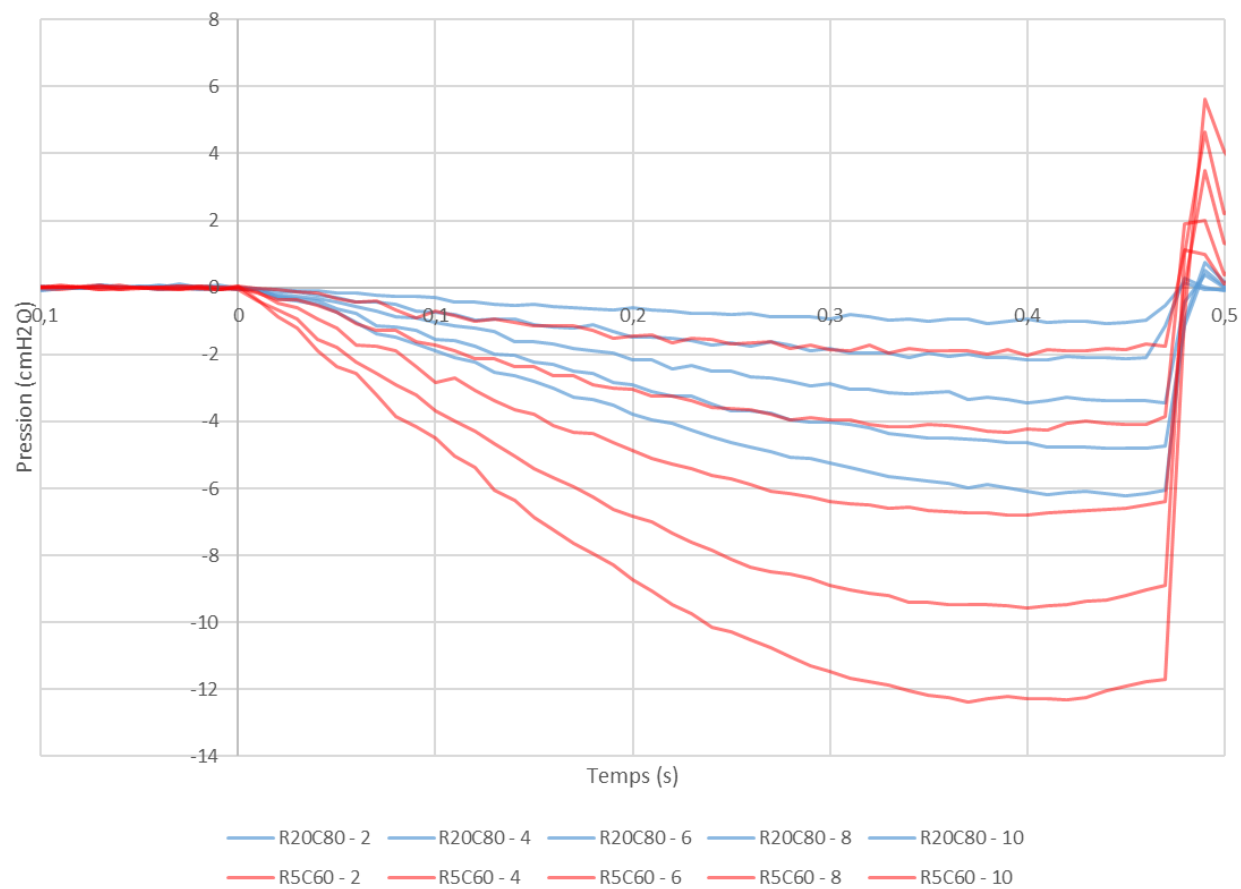
Pas d'HME, HH vide et éteint (conditions ATPD)

Mesures : débit via pneumotachomètre Hans Rudolph à la pièce en Y, pression des voies aériennes à la pièce Y

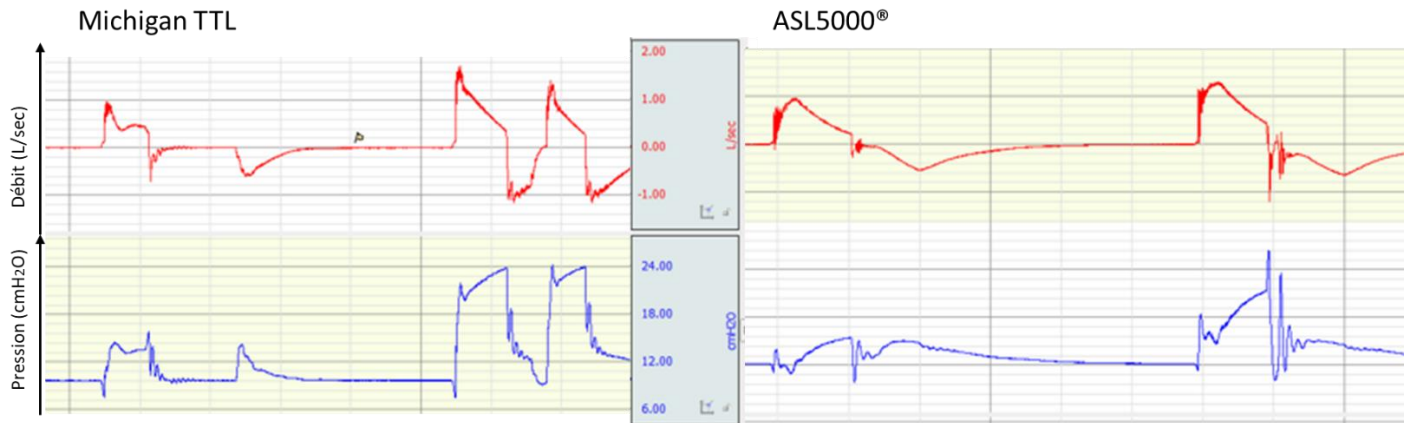


1. Lyazidi A, Thille AW, Carteaux G, Galia F, Brochard L, Richard JCM. Bench test evaluation of volume delivered by modern ICU ventilators during volume-controlled ventilation. Intensive Care Med. déc 2010;36(12):2074-80.
2. Thille AW, Lyazidi A, Richard JCM, Galia F, Brochard L. A bench study of intensive-care-unit ventilators: new versus old and turbine-based versus compressed gas-based ventilators. Intensive Care Med. août 2009;35(8):1368-76.
3. Telias I, Junhasavasdikul D, Rittayamai N, Piquilloud L, Chen L, Ferguson ND, et al. Airway Occlusion Pressure As an Estimate of Respiratory Drive and Inspiratory Effort during Assisted Ventilation. Am J Respir Crit Care Med. 1 mai 2020;201(9):1086-98.

Annexe III : modification des pressions générées par le compartiment ASL5000® en réponse à une variation du couple résistance-compliance et pour une même pression musculaire réglée.



Annexe IV : courbes de débit à la pièce en Y (en rouge) et de pression des voies aériennes (en bleu) à la pièce en Y, enregistrées avec le modèle Michigan TTTL (panel gauche) et le modèle ASL5000® (panel droit), avec une compliance du système à 60 ml/cmH₂O et une résistance des voies aériennes à 5 cmH₂O/L/sec, en ventilation VS-AI (PEP 10 cmH₂O, aide inspiratoire 5 cmH₂O – premier cycle puis 15 cmH₂O – 2nd cycle) avec efforts simulés avec une P0.1 de 6 cmH₂O.



Bancs d'essai en ventilation artificielle : utilisations actuelles, limites et perspectives de développement

RÉSUMÉ

Introduction : les bancs d'essai en ventilation mécanique sont des modèles simplifiés du système respiratoire, permettant l'évaluation de dispositifs médicaux et de modes de ventilation, avec une bonne reproductibilité des conditions d'expérience. Les performances des principaux bancs d'essai n'ont jamais été comparées.

Méthodes : nous avons réalisé une comparaison des deux principaux bancs d'essai utilisés en ventilation mécanique : Michigan TTL et ASL5000®. Trois études sur banc d'essai publiées dans la littérature ont été reproduites permettant d'évaluer quatre paramètres ventilatoires pertinents en clinique : le volume courant délivré en mode assisté contrôlé en volumes, les capacités de pressurisation en mode ventilation spontanée avec aide inspiratoire évaluées par la pression moyenne et le %PTP300, l'évaluation du délai de trigger et l'évaluation de la P0.1. Trois respirateurs ont été évalués, sur les deux bancs d'essai.

Résultats : il n'y a pas de différence retrouvée entre les deux bancs sur l'évaluation du volume courant. Les capacités de pressurisation sont d'évaluation difficile avec le banc ASL5000®. L'augmentation des résistances des voies aériennes est à l'origine d'une augmentation du délai de trigger mesuré avec le banc ASL5000® par modification de son mode de fonctionnement. L'évaluation de la P0.1 retrouve une diminution de la P0.1 calibrée, en utilisation avec le banc Michigan TTL, du fait d'une consigne en débit constant de l'effort.

Conclusion : les bancs d'essai permettent l'évaluation en conditions standardisées de dispositifs médicaux, mais présentent des limites liées à leur mode de conception.

Mots-clés : ventilation artificielle, bancs d'essai

Bench studies applied to mechanical ventilation : current uses, limitations and development prospects

ABSTRACT

Introduction: bench models used for mechanical ventilation are approximations of the respiratory system. They allow the assessment of medical devices and ventilation modes, with similar experimental conditions. Bench models performances have never been compared.

Methods: we perform a comparison of the two main bench models used for mechanical ventilation: Michigan TTL and ASL5000®. Three bench studies previously published have been reproduced to assess four ventilatory parameters clinically relevant: tidal volume during volume targeted assisted-controlled-mode, pressure, trigger delay and P0.1 measurement during assisted-ventilation. Three ventilators were evaluated, on the two bench models.

Results: we do not observe tidal volume differences between the two bench models. Pressure performances are difficult to assess, with ASL5000®. The increase of airway resistance extends the trigger delay with ASL5000® due to working principles changes. P0.1 measurements find a decrease when evaluated on Michigan TTL, attributed to flow-control of the respiratory effort simulated.

Conclusion: bench models allow standardisation for the evaluation of medical devices but there are some limits due to their operating principles.

Keywords : mechanical ventilation, bench studies